

Thèse présentée pour obtenir le grade de
Docteur de l'Université Louis Pasteur
Strasbourg I

Discipline : Sciences Médicales

Par Philippe GICQUEL

« Développement d'un nouveau principe
d'ostéosynthèse des fractures épiphysométaphysaires de l'enfant »

Soutenue publiquement le 10 janvier 2006

Membres du Jury

Directeur de Thèse: Monsieur Jean-Michel CLAVERT, Professeur, Service de Chirurgie Infantile, CHU Strasbourg

Co-Directeur de Thèse: Monsieur Pierre MILLE, Maître de conférences, INSA, Strasbourg

Rapporteur Interne : Monsieur Jean-Paul STEIB, Professeur, Service de Chirurgie Orthopédique du Rachis et de Traumatologie du Sport, CHU Strasbourg

Rapporteur Externe : Monsieur Gérard LEFORT, Professeur, Service de Chirurgie Pédiatrique, CHU Reims

Rapporteur Externe : Monsieur Pierre JOURNEAU, Professeur, Service de chirurgie Orthopédique Pédiatrique, CHU Nancy, Vandoeuvre

Unité de recherche

EA3938, INSA, LGeCo-Groupe LISS, (Laboratoire du Génie de la Conception, Groupe Ingénierie des Surfaces, INSA, Strasbourg), laboratoire du GEBOAS (Groupe d'Etude en Biomécanique Ostéo-Articulaire de Strasbourg).

Directeur du LGeCo
Professeur Rolland De Guio

Responsable Groupe LISS
Professeur Alain Cornet

Directeur du GEBOAS
Professeur Jean-François Kempf
puis Professeur François Bonnomet

Institut d'Anatomie Normale
Professeur Jean-Luc Kahn

Service de Chirurgie Infantile, Hôpitaux Universitaires de Strasbourg

Chef de Service
Professeur Jean-Michel Clavert

Adresse de l'auteur
11 rue de la Rivière
67200 Strasbourg

Remerciements

pour leurs conseils et encouragements

à

notre Directeur de Thèse
Monsieur le Professeur Jean-Michel CLAVERT

notre Co-Directeur de Thèse
Monsieur Pierre MILLE, Maître de conférences

pour avoir accepté de juger notre travail

à

Monsieur le Professeur Jean-Paul STEIB

Monsieur le Professeur Gérard LEFORT

Monsieur le Professeur Pierre JOURNEAU

pour leur aide technique

aux sociétés

Fixano S.A., Peronnas, France

Synthes (anciennement Mathys), Bettlach, Suisse

à

Barbara,

Marion, Julia, Valentine,

Mes parents,

Ma famille,

Mes amis,

Mes collègues.

Résumé

Développement d'un nouveau principe d'ostéosynthèse des fractures épiphyso-métaphysaires de l'enfant.

Les fractures épiphyso-métaphysaires chez l'enfant présentent un risque d'atteinte du cartilage de croissance. Celui-ci peut être lié au traumatisme lui-même mais aussi au traitement mis en œuvre que ce soit l'abord chirurgical ou le matériel utilisé. Le but de notre travail était de développer un matériel d'ostéosynthèse spécifique, adapté à ce type de fractures chez l'enfant par son faible encombrement, sa simplicité de pose et sa polyvalence. Dans la première étape, nous avons imaginé une technique adaptée aux fractures d'olécrane associant des broches filetées à un système de butée réglable. L'étude biomécanique a montré une bonne stabilité, confirmée ensuite par la pratique clinique. Une seconde étape a consisté en l'application de cette technique à d'autres localisations fracturaires, après tests sur des modèles de fracture sur os animal jeune. Enfin, à partir de cette expérience, nous avons pu préciser les possibilités d'améliorations de notre technique.

Mots-clés

Enfant, fracture épiphysaire, plaque de croissance, ostéosynthèse, broche, butée réglable.

Abstract

Development of a new fixation concept for epiphyseal and metaphyseal fractures in children.

Epiphyseal and metaphyseal fractures can have a poor outcome in children, especially in case of growth plate dysfunction. Growth problems can be related to the injury itself, but may also be the consequence of the treatment, either during the surgical approach, or by the type of fixation used. The purpose of this work was to develop an original fracture fixation system, specifically adapted to this type of lesions in children, fulfilling the prerequisites of low profile design, easy implantation technique, and high versatility, in order to permit its application for many types of fractures, whatever the age. The first step has been the development of a percutaneous technique for fractures of the olecranon. We have imagined the use of threaded wires, combined with a system of adjustable lock. Biomechanical tests have shown that the system is stable, and this has been confirmed in clinical practice. A second step has been to extend this method to other fracture locations in children, following a subsequent biomechanical study on fracture models using young animal bones. Finally, from this experience, we have been able to propose several improvements of the technique, concerning particularly the characteristics of the thread, the control of the compression force, and the design of the locking system.

Key-Words

Child, epiphyseal fracture, growth plate, osteosynthesis, wire, adjustable lock.

Sommaire

CHAPITRE I. INTRODUCTION	10
CHAPITRE II. ELABORATION DU CAHIER DES CHARGES D'UN NOUVEAU CONCEPT D'OSTÉOSYNTHÈSE DES FRACTURES ÉPIPHYSO-MÉTAPHYSAIRES DE L'ENFANT.	12
Section 01. Facteurs indépendants du type d'ostéosynthèse	13
(a) <u>Le type de fracture</u>	13
(b) <u>Le délai thérapeutique</u>	13
(c) <u>La qualité de réduction</u>	13
Section 02. Influence du traitement chirurgical	14
(a) <u>L'abord chirurgical</u>	14
(b) <u>Le volume des implants</u>	14
(c) <u>La compression de la plaque de croissance</u>	16
(d) <u>En résumé</u>	16
Section 03. Possibilités thérapeutiques et respect du cahier des charges	18
(a) <u>La fixateur externe</u>	18
(b) <u>Embrochage centromédullaire élastique stable (ECMES)</u>	18
(c) <u>Ostéosynthèse par broches</u>	19
(d) <u>Ostéosynthèse par vis</u>	19
(e) <u>Nouveau concept : les broches à butée réglables</u>	19
CHAPITRE III. DÉVELOPPEMENT D'UNE TECHNIQUE MINI-INVASIVE D'OSTÉOSYNTHÈSE DES FRACTURES DE L'OLÉCRANE DE L'ENFANT.	21
Section 01. Etude biomécanique des ostéosyntheses des fractures de l'olécrane chez l'enfant :	22
(a) <u>Introduction</u>	22
(b) <u>Matériels et méthodes</u>	22
(c) <u>Résultats</u>	24
(d) <u>Discussion</u>	26
(e) <u>Conclusions</u>	27
Section 02. Résultats cliniques. Technique et résultats préliminaires d'un nouveau principe d'ostéosynthèse des fractures de l'olécrane chez l'enfant.	28
(a) <u>Introduction</u>	28
(b) <u>Patients et méthodes</u>	29
(c) <u>Résultats</u>	30
(d) <u>Discussion</u>	32
(e) <u>Conclusion</u>	32
CHAPITRE IV. APPLICATION DE LA BROCHE À BUTÉE À D'AUTRES TYPES DE FRACTURE	33
Section 01. Etude biomécanique comparative des broches à butées réglables sur un modèle de fracture de type infantile.	34
(a) <u>Introduction</u>	34
(b) <u>Matériels et méthodes</u>	34
(c) <u>Résultats</u>	38
(d) <u>Discussion</u>	38
(e) <u>Conclusion</u>	39

<u>Section 02. Application clinique des broches à butées réglables sur différents types de fractures épiphysio-métaphysaires de l'enfant</u>	41
(a) <u>Introduction</u>	41
(b) <u>Patients et méthode</u>	41
(c) <u>Résultats</u>	47
(d) <u>Discussion</u>	48
(e) <u>Conclusion</u>	49
<u>CHAPITRE V. PROBLÈMES POSÉS, AMÉLIORATION DU MATÉRIEL</u>	50
<u>Section 01. Introduction</u>	51
<u>Section 02. Quel dessin pour la broche ? Intérêt d'un filetage et quelle longueur de filetage adopter ?</u>	52
(a) <u>Introduction</u>	52
(b) <u>Matériels et méthodes</u>	52
(c) <u>Résultats</u>	55
(d) <u>Discussion</u>	57
(e) <u>Conclusion</u>	58
<u>Section 03. Contrôle de la compression exercée sur la butée.</u>	59
(a) <u>But</u>	59
(b) <u>Contrôle par tenseur dynamométrique</u>	59
<u>Section 04. Amélioration du système de butée :</u>	60
(a) <u>Prototype n°1</u>	60
(b) <u>Prototype n° 2</u>	61
(c) <u>Prototype n°3</u>	64
<u>CHAPITRE VI. CONCLUSIONS</u>	65
<u>CHAPITRE VII. RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES</u>	67
<u>CHAPITRE VIII. ANNEXES</u>	74
<u>Section 01. Annexe n°1</u>	76
<u>Section 02. Annexe n°2</u>	84
<u>Section 03. Annexe n°3</u>	90
<u>Section 04. Annexe n°4</u>	95
<u>Section 05. Annexe n°5</u>	111

Table des figures

- [figure 1](#) : schémas empruntés à Bonnel (14), représentant de haut en bas, le montage expérimental, les courbes en mode verrouillé et les courbes en mode réglé.
- [figure 2](#) : différents types d'ostéosynthèse des fractures épiphyso-métaphysaires de l'enfant, a) fixateur externe, b) ECMES, c) brochage, d) vissage.
- [figure 3](#) : classification de Salter et Harris (type 1 à 5).
- [figure 4](#) : techniques testées, brochage (a), brochage-haubanage (b), broche à olive (c), broche filetée à butée (d et e), extrémité filetée (1), choix du positionnement de la butée (2) et verrouillage de la butée (3)
- [figure 5](#) : montage expérimental.
- [figure 6](#) : exemple de courbe enregistrée après un cycle de charge. S = pente d'ouverture du foyer en fonction de la charge, C = perte de compression.
- [figure 7](#) : fracture associée de l'olécrane et du col radial chez un enfant de 8 ans. Clichés préopératoires (a), radiographie à 6 semaines postopératoire (b), à 6 mois (c) et coude controlatéral (d).
- [figure 8](#) : broche à butée réglable Fixano®.
- [figure 9](#) : technique de mise en place des broches à butée réglable. En haut, de gauche à droite, positionnement de la première broche, ancrage dans la corticale opposée puis mise en place de la butée. En bas, de gauche à droite, positionnement de la seconde broche, ancrage dans la corticale opposée et mise en place de la butée puis contrôle de face. Noter la divergence des broches sur les deux incidences.
- [figure 10](#) : patient n°6. Clichés préopératoires en haut avec fracture associée de l'olécrane et du col radial et déplacement en valgus du coude. Clichés postopératoires au milieu montrant la réduction anatomique et la réaxation du coude. Clichés à 6 mois en bas avec normalité de l'interligne articulaire.
- [figure 11](#) : pièces osseuses après dissection. On visualise parfaitement les plaques de croissance (flèches).
- [figure 12](#) : classification de Salter et Harris (type 1 à 5).
- [figure 13](#) : pièces osseuses après réalisation des fractures (a) et après ostéosynthèse (b).
- [figure 14](#) : broche à butée réglable Fixano®.
- [figure 15](#) : montage expérimental pour essai sur fracture tibiale proximale type 3 de Salter. La pièce anatomique est fixée sur une plaquette en bois serrée dans un étau fixé sur la presse hydraulique.
- [figure 16](#) : exemple de courbe de variation de la charge (en N) en fonction du déplacement global (en mm). Flèche = valeur limite de résistance du montage.
- [figure 17](#) : types de rupture, type 1= par arrachement proximal entre l'implant et l'os spongieux, type 2= par arrachement au niveau de l'ancrage distal, type 3= par décollement épiphysaire distal, type 4= par glissement du fragment proximal sur l'implant ou de l'implant dans le fragment distal.
- [figure 18](#) : fracture du condyle externe stade 2 chez une fille de 6 ans et 4 mois. De haut en bas les clichés préopératoires, postopératoires et à 3 mois de recul.
- [figure 19](#) : fracture de l'épicondyle médial de degré 4 chez un garçon de 9 ans et 10 mois. De haut en bas les clichés préopératoires, postopératoires et à 3 mois de recul.
- [figure 20](#) : fracture de la cheville (Salter 4 de la malléole médiale, Salter 2 de la malléole latérale) stade 2 chez une fille de 14 ans. De haut en bas les clichés préopératoires, postopératoires et à 3 mois de recul.
- [figure 21](#) : brochage antérograde sous arthroscopie d'une fracture type 2 de l'épine tibiale chez un garçon de 10 ans et 11 mois. De haut en bas et de gauche à droite, les clichés préopératoires, peropératoire, postopératoire et à 3 mois de recul.
- [figure 22](#) : étude par éléments finis, types de filetages, asymétrique (a), symétrique (b) et conique (c) et modélisation avec plaque de croissance (d).
- [figure 23](#) : implants testés, de gauche à droite, broche lisse, broche Fixano (8mm), broches Mathys (filetage 5 puis 10 puis 15 mm).
- [figure 24](#) : montage expérimental. Essai sur mousse à gauche, sur os à droite.
- [figure 25](#) : dynamomètre (Fixano®) avec agrandissement de la zone de contrôle de compression.
- [figure 26](#) : prototype n°1.
- [figure 27](#) : prototype de tête Mathys BSS (Block Stop System).
- [figure 28](#) : montage sur os avant essai.

Table des tableaux

[tableau 1 : surfaces des zones de croissance et diamètre de sécurité des implants.](#)

[tableau 2 : résultats de la première série \(valeurs moyennes et écart-types\).](#)

[tableau 3 : résultats de la deuxième série \(valeurs moyennes et écart-types\).](#)

[tableau 4 : comparaison entre les deux séries.](#)

[tableau 5 : résultats.](#)

[tableau 6 : résultats de la première série, vissage versus broche à butée réglable \(BBR\), sur le modèle Salter 3 du plateau tibial interne.](#)

[tableau 7 : résultats de la seconde série, broches de Kirchner versus broche à butée réglable \(BBR\), sur le modèle Salter 4 de la malléole interne.](#)

[tableau 8 : fractures du condyle latéral. Patients et résultats.](#)

[tableau 9 : fractures de l'épicondyle médial. Patients et résultats.](#)

[tableau 10 : fractures de cheville. Patients et résultats.](#)

[tableau 11 : fractures d'épines tibiales. Patients et résultats.](#)

[tableau 12 : contraintes mesurées par éléments finis au contact du filetage.](#)

[tableau 13 : tests en traction sur mousse de polyuréthane. Résistance limite en Newton.](#)

[tableau 14 : tests sur os spongieux. Résistance limite en Newton.](#)

[tableau 15 : tests sur os cortical. Résistance limite en Newton.](#)

[tableau 16 : résultats des essais sur la tête.](#)

[tableau 17 : résultats des essais sur os.](#)

Chapitre I. Introduction

Les fractures de l'enfant ont généralement bonne réputation, la croissance rattrapant souvent certaines déformations angulaires [Rockwood (9), Clavert (3), Damsin (4)]. Cependant les fractures épiphyso-métaphysaires, posent plus de problèmes par la proximité d'un cartilage articulaire qui justifie d'une réduction anatomique et par la proximité du cartilage de croissance qui peut s'il est lésé, être source de séquelles à long terme [Gicquel (6), Filipe (5), Teot (11), Lascombes (8), Barmada (1)].

L'atteinte de la plaque de croissance peut être liée au traumatisme lui-même mais également aux moyens mis en œuvre pour restaurer l'anatomie articulaire à savoir l'abord chirurgical [Gicquel (6)], qui se doit d'être le moins agressif possible, ou le matériel utilisé qui n'est pas toujours adapté à l'enfant.

Le but de notre travail était de mettre au point un matériel d'ostéosynthèse original spécifique pour ces fractures épiphyso-métaphysaires chez l'enfant. Le cahier des charges était le suivant : ce matériel devait être peu volumineux pour respecter les zones de croissance [Makela (9)] tout en restant suffisamment stable, sa mise en place et son ablation devaient pouvoir se faire de façon peu invasive, il devait être polyvalent, utilisable à différents niveaux anatomiques et à tout âge, l'ancrage de l'implant devait pouvoir se faire aussi bien en os spongieux qu'en os cortical, enfin, la mise en place devait être aisée et la compression du foyer de fracture contrôlable en cas de passage de la plaque de croissance [Bonnell (1)]. Les étapes d'élaboration de ce cahier des charges sont détaillées dans une première partie (chapitre II).

La première étape de l'étude proprement dite a été le développement d'une technique percutanée pour les fractures d'olécrane [Gicquel (7)]. En effet, en revoyant les fractures d'olécrane prises en charge dans notre service [Gicquel (6)] nous avons pu confirmer l'existence de troubles de croissance qui étaient certes liés au traumatisme mais également à l'abord chirurgical. Nous avons donc imaginé une technique faisant appel à des broches filetées associées à un système de butée réglable, réalisable de façon mini-invasive tout en gardant la même stabilité que le brochage-haubanage classique. L'utilisation de broches de diamètre inférieur ou égal à 2 mm permettait de respecter les critères proposés par Makela (9) pour éviter de léser les zones de croissance à savoir une section d'implant inférieure à 7% de la surface du cartilage de croissance. L'étude biomécanique de cette technique et son application clinique sont présentés dans la première partie (chapitre III).

Une seconde étape a consisté en l'application de cette technique à d'autres types de fractures. En effet, la facilité d'utilisation de ces broches nous a conduit à l'étendre à d'autres localisations. L'application de cette technique sur un modèle biomécanique de fracture sur os jeune animal et en clinique à d'autres sites fracturaires est présentée dans la deuxième partie (chapitre IV).

A partir des études biomécaniques précédentes et de l'expérience clinique, nous avons pu étudier les possibilités d'améliorations de notre technique. Celles-ci seront présentées dans une troisième partie (chapitre VI) et concernent le contrôle de la compression, le dessin du filetage et le dessin de la butée.

Pour des raisons de clarté et afin de respecter la chronologie de ce travail, nous présenterons les différentes étapes comme une succession d'articles (organisés en introduction, matériel et méthode, résultats, discussion, conclusion) correspondants à la chronologie de l'étude et aux différents articles publiés. Les références bibliographiques pour chaque partie seront par contre regroupées sous un même chapitre. Les tirés à part correspondants seront eux présentés en annexe.

**Chapitre II. Elaboration du cahier des charges d'un
nouveau concept d'ostéosynthèse des fractures épiphyso-
métaphysaires de l'enfant.**

Section 01. Facteurs indépendants du type d'ostéosynthèse

Les fractures impliquant la plaque de croissance sont susceptibles de se compliquer de troubles de croissance. Les paramètres qui semblent pouvoir influencer sur la survenue de troubles de croissance sont : le type de fracture lui-même, le délai thérapeutique, la qualité de la réduction, le type de traitement et sa mise en œuvre.

(a) Le type de fracture

Concernant le type de fracture, le risque de troubles de croissances est influencé par la position du trait par rapport au cartilage de croissance et par une compression au niveau de cette plaque de croissance comme le montre l'expérience clinique [Salter et Harris (14), Barmada (12)] mais également l'expérimentation animale [Mendez (18), Wattenbarger (23)]. Wattenbarger (23) par exemple, sur un modèle animal de tibia proximal de rat, notait en cas de fracture à extension transphysaire, des remaniements histologiques avec migration d'ostéoclastes et d'ostéoblastes conduisant à un pont d'ossification. Ces modifications n'étant pas retrouvées dans les fractures épargnant la plaque de croissance.

(b) Le délai thérapeutique

Le délai thérapeutique n'a pas pour Egol (15) dans une étude randomisée chez le rat, sur des fractures de type Salter I, d'effet sur la survenue de troubles de croissance. Le délai semble par contre pour Egol (15) influencer sur la qualité de la réduction, qui s'avère plus simple en cas de réduction précoce et plus anatomique. Par ailleurs, lorsque la fracture en tout cas pour les types I et II de Salter est vue tardivement (plus de 8 jours chez l'homme), il vaut probablement mieux tolérer le déplacement que d'essayer de réduire, le risque de lésion iatrogène de la plaque de croissance étant là augmenté [Egol (15), Rang (21)].

(c) La qualité de réduction

Concernant la qualité de la réduction, l'effet sur l'activité de la zone de croissance est diversement apprécié. Pour Barmada (12) elle aurait une influence directe avec par exemple pour les fractures de type Salter I et II de cheville un taux de troubles de croissance de 60% en cas d'espace résiduel dépassant 3 mm au niveau de la plaque de croissance après réduction contre 17% en l'absence d'espace. Les troubles de croissance sont cependant plutôt liés à une interposition périostée dans ces cas plus qu'au défaut de réduction lui-même. Concernant les autres types de fractures (III et IV de Salter), la qualité de réduction influe par l'importance du pont d'ossification et un diastasis le plus faible possible diminuera d'autant la taille du pont d'ossification.

Section 02. Influence du traitement chirurgical

En cas de traitement chirurgical, la survenue de trouble de croissance peut être liée à l'abord chirurgical lui-même et aux implants utilisés.

(a) L'abord chirurgical

Il va de soi qu'un abord chirurgical extensif non précautionneux au niveau de la vascularisation de la plaque de croissance augmente les risques, et qu'il faut a priori préférer un abord le moins invasif possible [Gicquel (16)]. Ce type d'abord mini-invasif simplifie aussi généralement les suites opératoires que ce soit sur le risque septique ou sur la douleur.

Il faut également avoir à l'esprit que le type d'implant peut avoir une influence lors de la traversée des zones de croissance par deux facteurs principaux, son encombrement et la compression appliquée à la plaque de croissance [Makela (17), Bonnel (14)]. Nous détaillerons un peu plus ces deux études expérimentales réalisées sur le lapin.

(b) Le volume des implants

L'étude de Makela (17) consistait en l'analyse radiographique mais également histologique des zones de croissance de fémurs distaux de rats (40 individus), chez lesquels des perforations étaient réalisées à la mèche.

Deux groupes étaient formés selon le diamètre du trou réalisé à savoir 2 mm ou 3,2 mm avec analyse après sacrifice à 4 délais de reculs différents (3, 6, 12 et 24 semaines). Pour ces fémurs de rat, un trou de 2 mm correspond à une destruction de 3 % de la surface de la plaque de croissance et un trou de 3,2 mm correspond à une destruction de 7% de la surface.

Les raccourcissements relatifs du fémur perforé comparé au fémur sain controlatéral ont été étudiés. Dans le groupe 3,2 mm avec donc destruction de 7% de la surface de la plaque de croissance, l'arrêt de la croissance par lésion histologique de la plaque de croissance et apparition d'un pont osseux est définitif, avec une inégalité de longueur croissante avec le temps.

Au contraire, dans le groupe 2 mm (destruction de 3%) même si un ralentissement temporaire est noté, celui-ci est réversible et même récupéré avec le temps par effet rebond. Ces résultats sont par ailleurs compatibles avec les travaux précédant de Nordentoft (20) ou Bjerkreim (13). Dans le groupe 2 mm, le raccourcissement apparaît au bout de 6 semaines et le délai de récupération est relativement long, atteignant 6 mois mais est complet. Dans le groupe 3,2 mm, il n'y a aucune récupération la lésion de la physe étant définitive.

Il apparaît donc que le passage transphysaire n'est pas anodin et doit être le plus limité possible en diamètre. Il faut a priori ne pas dépasser un diamètre d'implant de 2 mm de diamètre qui entraîne des lésions encore complètement réversibles de la plaque de croissance chez le lapin et l'on peut considérer qu'elles le seront également chez l'enfant.

Nous avons en plus voulu vérifier chez l'enfant le diamètre d'implant correspondant à une lésion de 3 % de la plaque de croissance. Nous n'avons pas retrouvé dans la littérature une étude mesurant les surfaces des plaques de croissance pour le coude ou la cheville qui sont des localisations fracturaires fréquentes chez l'enfant. Nous avons donc estimé ces surfaces sur quelques exemples de radiographies standard de face et de profil du coude et de la cheville par le produit (L x l) où L correspond à la largeur de face et l à la largeur de profil.

Ces mesures sont présentées dans le tableau 1. Bien entendu il ne s'agit que de quelques mesures qui sont probablement surestimées, les plaques de croissance n'étant pas rectangulaires.

A partir de ces surfaces, nous avons calculé la surface d'implant « autorisée » à partir des données de Makela à savoir 3% de la surface totale. Les surfaces de différents diamètres de broche ont été également calculées ($S = \pi R^2$).

Ainsi, on peut considérer par exemple que pour une fracture d'olécrane stabilisée par 2 broches, le diamètre de sécurité de celles-ci ne doit pas dépasser 1,8 mm. Pour une fracture du condyle latéral dont une seule broche traverse la plaque de croissance fracturée, le diamètre ne doit pas excéder 2 mm. En cas de fracture de type Salter II de la malléole médiale stabilisée par 2 broches, le diamètre de sécurité serait alors de 1,8 mm.

Il apparaît donc que le diamètre de broche le plus polyvalent est de 1,8 mm de diamètre et c'est celui que nous retiendrons même si une gamme de 1,6 mm à 2 mm serait l'idéal pour mieux s'adapter à l'âge.

tableau 1 : surfaces des zones de croissance et diamètre de sécurité des implants.

Type de fracture	Surface plaque en mm ²	Surface de sécurité en mm ² (3%)	Section des implants Ø 1,6 mm à Ø 2,5 mm
Palette humérale 6 ans 7 ans	275 350	8,3 9,8	2 broches possibles à travers la plaque de croissance de Ø 2,2 mm : S = 3,8 mm ² (Ø 2,5 mm : S = 4,9 mm ²)
Condyle latéral 6 ans 7ans	104 132	3,1 3,9	1 seule broche à travers la plaque de croissance de Ø 2 mm : S = 3,1 mm ²
Olécrâne 8 ans 10 ans	162 197	4,8 5,9	2 broches possibles à travers la plaque de croissance de Ø 1,8 mm : S = 2,5 mm ²
Malléole interne (Salter III) 12 ans 13 ans	136 159	5,6 6,5	2 broches possibles à travers la plaque de croissance de Ø 1,8 mm : S = 2,5 mm ² (Ø 2 mm : S = 3,1 mm ²)

(c) La compression de la plaque de croissance

Bonnel (14) quant à lui s'est attaché à mettre en évidence par analyse histologique et radiographique les effets de la compression sur les zones de croissances. Sur un modèle de fémur distal de rat (24 individus), il a appliqué par un fixateur externe adapté (figure 1), des forces de compression selon deux modes différents.

Dans l'un des groupes (mode réglé), les forces de compression appliquées (10, 20, 25, 30N) étaient constantes pendant toute l'expérimentation. Le gain de longueur était alors inversement proportionnel à la force appliquée.

Dans l'autre groupe (mode verrouillé), une force initiale constante (10, 20, 25 et 30N selon les sous-groupes) était appliquée puis l'appareil était verrouillé. L'augmentation de la force de compression avec le temps était mesurée et quelque soit la force initiale, tous les groupes tendaient vers une force maximale de 38N (figure 1) correspondant à la force entraînant une inhibition complète de la croissance c'est à dire à une épiphysiodèse confirmée histologiquement. Ce maximum était logiquement atteint dans des délais d'autant plus rapides que la force initiale était élevée. Ainsi, il était atteint en environ 30 jours en cas de force initiale de 24N et en plus de 50 jours en cas de force inférieure à 10N. Cette augmentation de force est liée à la poursuite initiale de l'activité de la physe qui augmente la longueur entre les 2 extrémités du fixateur et donc la pression jusqu'à un maximum de 38N conduisant alors à l'épiphysiodèse par dégénérescence de la physe, ce phénomène étant bien sûr irréversible.

Il apparaît alors que non seulement la force initiale joue mais également la durée d'application. Il est donc souhaitable qu'en cas de traversée d'une zone de croissance, la force de compression initiale soit faible, toujours inférieure à 10N voire nulle si l'on prévoit de laisser les implants en place plus d'un mois. Cette force de compression initiale ne doit en tous cas jamais dépasser 30N et dans ce cas, les implants doivent être retirés avant un mois pour ne pas entraîner de dégâts irréversibles de la physe.

Le contrôle de la force de compression appliquée lors d'une ostéosynthèse trouve ici sa justification. En effet, il faut a priori mettre en permanence en équation la compression initiale imposée et le délai d'ablation des implants.

(d) En résumé

En pratique clinique il faut proposer une réduction optimale et une stabilisation la moins invasive possible qui doit privilégier en cas de traitement chirurgical des voies d'abord limitées.

Les implants doivent alors respecter en cas de passage transphysaire le cahier des charges suivant :

- Un encombrement faible de manière à ne pas engendrer de dommages irréversibles de la plaque de croissance, un diamètre de 2 mm étant un maximum [Makela (17)].
- Une force de compression initiale contrôlable, adaptée à la durée de mise en place. Cette force doit toujours rester inférieure à 30 Newton si le matériel reste en place moins d'un mois et inférieure à 10 Newton en cas de durée supérieure à un mois [Bonnel (14)].

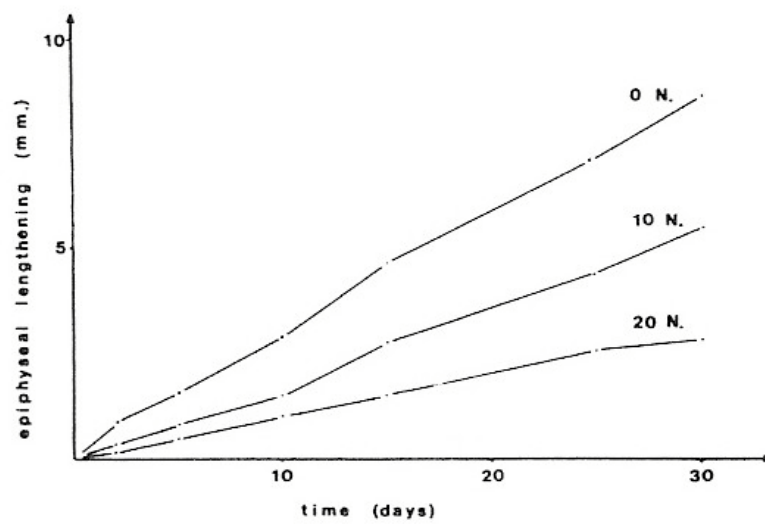
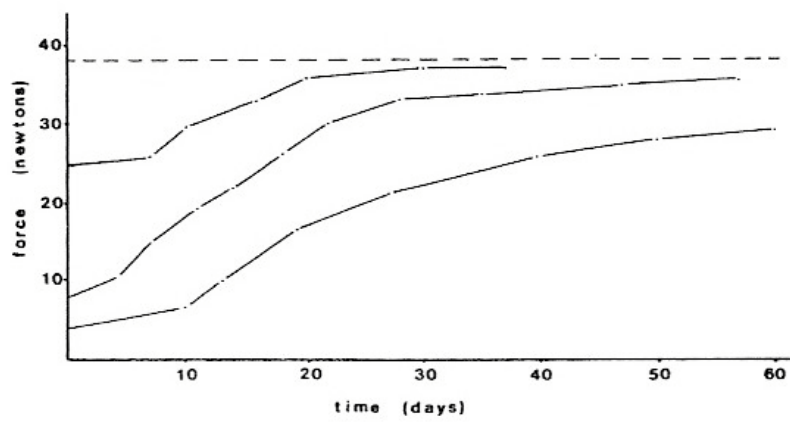
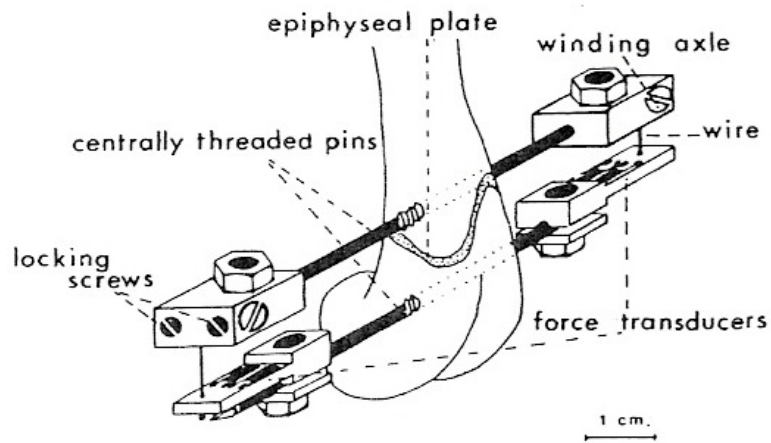


figure 1 : schémas empruntés à Bonnel (14), représentant de haut en bas, le montage expérimental, les courbes en mode verrouillé et les courbes en mode réglé.

Section 03. Possibilités thérapeutiques et respect du cahier des charges

La prise en charge chirurgicale des fractures épiphysaires ou epiphyso-métaphysaires de l'enfant peut faire appel aux méthodes principales suivantes : la fixation externe, l'embrochage centromédullaire élastique stable (ECMES), l'ostéosynthèse par vis ou l'ostéosynthèse par broches.

L'enclouage centromédullaire par clou verrouillé de type adulte n'a bien entendu pas sa place dans ces indications chez l'enfant. Il en est de même pour l'ostéosynthèse par plaque qui impliquerait un abord chirurgical agressif de la région perichondrale et un pontage de la zone de croissance.

(a) La fixateur externe

La réduction et la stabilisation de fractures épiphysaires sont tout à fait possibles à l'aide d'un fixateur externe. Il sera alors préférentiellement de type Ilizarov (figure 2) ou de type hybride, la prise épiphysaire devant se faire par des broches. Une mise en compression de fragments épiphysaires ou métaphysaires est possible à l'aide de broches à olives en s'attachant à ne pas traverser la plaque de croissance.

Il faut cependant se rappeler que le fixateur ponte la plaque de croissance et que comme dans le modèle en mode verrouillé de Bonnel (14), la force de compression augmente rapidement avec la durée de mise en place en raison de l'activité du cartilage de croissance. Il faudra donc exercer une compression minimale et ôter l'appareil assez rapidement.

Le caractère encombrant du matériel pose aussi problème et il ne peut s'agir d'une technique polyvalente de routine.

(b) Embrochage centromédullaire élastique stable (ECMES)

Il s'agit de la technique de référence pour le traitement non orthopédique des fractures diaphysaires de l'enfant, en raison de sa simplicité d'utilisation, sa polyvalence et sa mise en place non invasive.

Le risque de mise en compression de la plaque de croissance est ici absent et si le diamètre des broches reste raisonnable, le risque de lésion du cartilage de croissance est également limité.

Cette technique est cependant peu adaptée aux fractures épiphysaires hormis les décollements épiphysaires vrais sans ou avec refend métaphysaire [type I ou II de Salter et Harris (22), figure 3] mais sans refend articulaire (figure 2) [Métaizeau (19)].

(c) Ostéosynthèse par broches

L'utilisation de broches d'ostéosynthèse est fréquente et adaptée au passage transphysaire en raison du faible encombrement des broches habituellement utilisées (diamètre n'excédent pas 2 mm) (figure 2). Leur mise en place est aisée et non invasive. Le risque de compression est par ailleurs à priori nul. Il faut toutefois avoir à l'esprit que deux broches mises en croix à travers une zone de croissance et ce surtout si elles sont fichées dans les corticales opposées, reproduisent également le modèle en mode verrouillé de Bonnel (14). La compression exercée est cependant probablement faible et ne limite pas l'utilisation des broches.

Par contre, le problème qui se pose est leur manque de stabilité et la perte de réduction et donc le déplacement de certaines ostéosyntheses où les forces de tractions musculaires sur le fragment fracturé sont parfois élevées comme dans les fractures d'olécrane ou du condyle latéral par exemple.

(d) Ostéosynthèse par vis

Ce type d'ostéosynthèse est adapté aux fractures épiphysaires si un passage transphysaire n'est pas nécessaire et si le volume de la l'épiphyse est suffisant (figure 2). La mise en place percutanée est par ailleurs possible.

Une ostéosynthèse par vis ne remplit cependant pas le cahier des charges d'une ostéosynthèse transphysaire en raison du volume actuel des vis disponibles et de la mise en compression quasi obligatoire et non contrôlable lors du serrage de la vis. De plus, là encore, comme dans le modèle en mode verrouillé de Bonnel (14), cette compression augmentera avec le délai d'ablation du matériel.

(e) Nouveau concept : les broches à butée réglables

L'absence d'implant idéal nous a fait réfléchir à un nouveau concept d'ostéosynthèse : les broches à butée réglables.

L'idée était de développer un implant alliant la facilité de mise en place des broches, leur caractère peu invasif et peu agressif, mais en cherchant à améliorer leur stabilité en leur adjoignant un système de butée et une partie filetée. Les étapes de l'élaboration de ce nouveau concept d'ostéosynthèse chez l'enfant faisant appel à des « broches à butée réglables » vont maintenant être décrites.

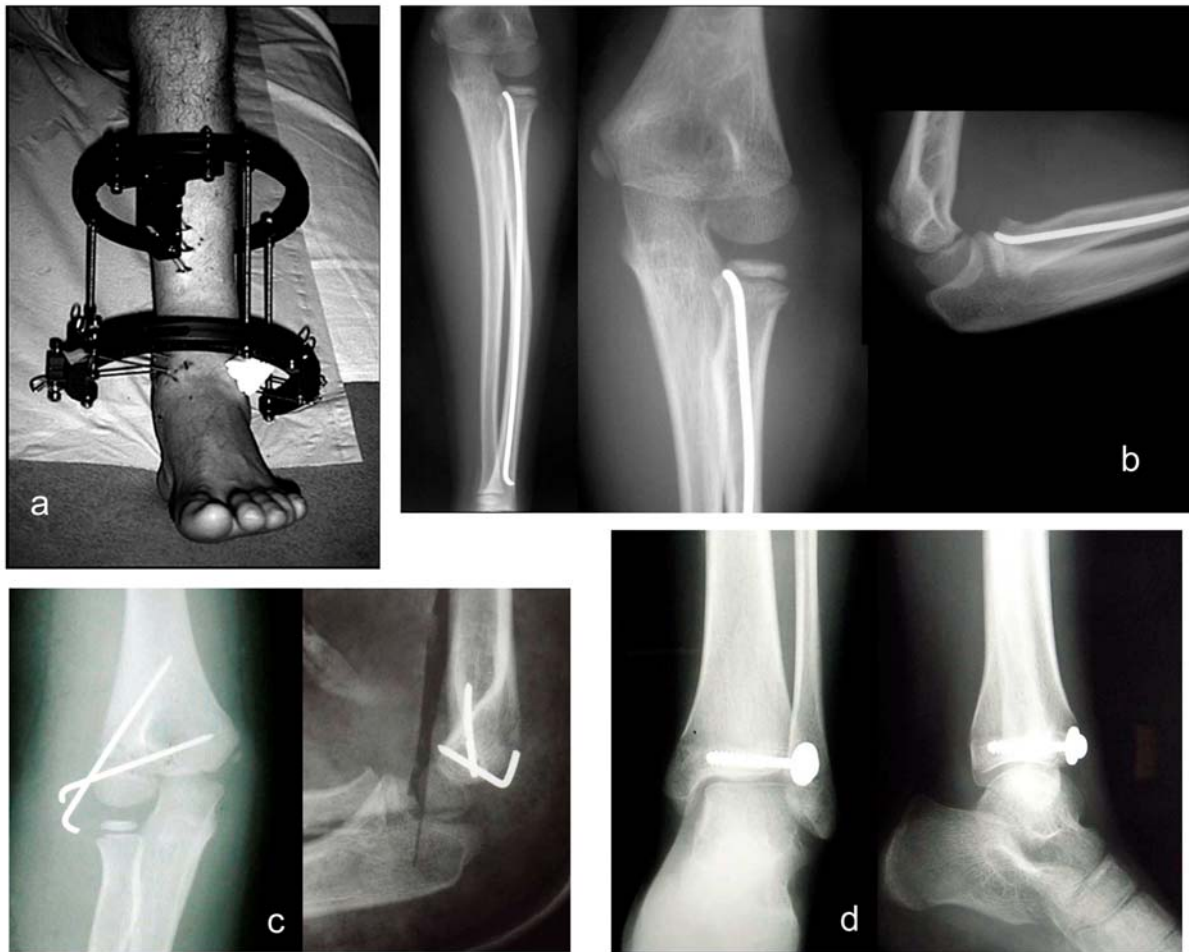


figure 2 : différents types d'ostéosynthèse des fractures epiphyso-métaphysaires de l'enfant, a) fixateur externe, b) ECMES, c) brochage, d) vissage.

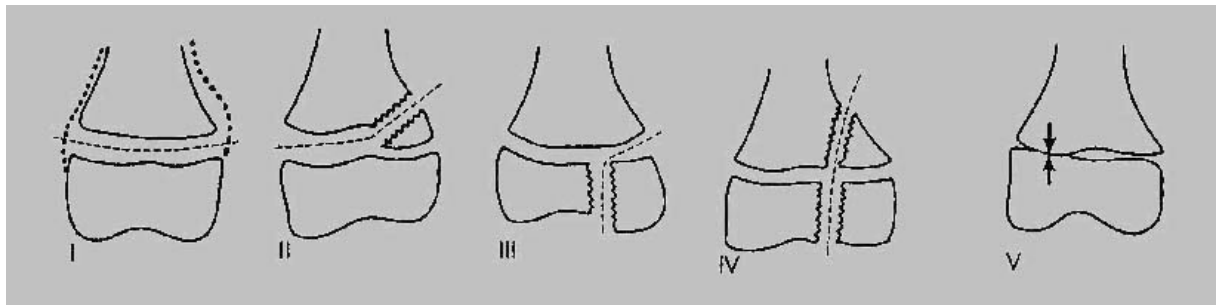


figure 3 : classification de Salter et Harris (type 1 à 5).

Chapitre III. Développement d'une technique mini-invasive d'ostéosynthèse des fractures de l'olécrane de l'enfant.

Section 01. Etude biomécanique des ostéosynthèses des fractures de l'olécrane chez l'enfant :

(a) Introduction

Les fractures de l'olécrane chez l'enfant sont rares, estimées à environ 5% des fractures du coude par Bracq (25), Rockwood (36), Papavasiliou (35) ou Matthews (31). Les suites à court terme sont classiquement bonnes et l'évolution à long terme réputée simple. Il s'agit cependant d'une lésion touchant le cartilage de croissance olécranien et par conséquent susceptible de se compliquer de troubles de croissance, ce risque étant de plus augmenté par la dévascularisation liée à l'abord chirurgical [Gicquel (28), Graves (29), Louahem (30), Papavasiliou (35)]. Nous avons ainsi voulu développer une technique légère réalisable à foyer fermé permettant toutefois une compression suffisante au niveau du foyer de fracture. Nous présentons l'étude biomécanique de cette technique.

(b) Matériels et méthodes

Nous disposions d'ulna de cadavres conservés dans un liquide à base de formol. Sedlin (39), Turner (40) et nous même [Gicquel (27)] avons montré que cette technique de conservation n'influait pas le module d'Young de l'os spongieux ou cortical. Ces pièces étaient non référencées, c'est à dire de donneurs d'âge ou sexe inconnus. Le modèle étudié était une fracture simple à trait oblique réalisé à la scie. Ce type de fracture est rappelons le, le plus courant pour Bracq (25).

Quatre types d'ostéosynthèse ont été étudiés (figure 4). Le brochage-haubanage selon Müller (33) et le brochage sans haubanage, qui serviront de référence. Les 2 broches utilisées étaient des broches de Kirschner de 1,8 mm de diamètre et en cas de haubanage, le fil métallique avait une section de 1 mm (acier 316L, Module d'Young $E = 200$ GPa). Dans les autres types, le hauban était remplacé soit par une broche filetée (diamètre de 1,8 mm) ancrée dans la corticale opposée, la compression étant réalisée par une butée réglable, soit par une broche à olive (diamètre de 1,8 mm, Fixano®) traversant la corticale opposée et simplement recourbée et ce, afin de déterminer l'intérêt du filetage. Concernant la butée réglable, les tests ont été réalisés en utilisant comme butée un serre câble de bicyclette, glissée sur une broche filetée et appliquée manuellement au contact de l'os.

Deux séries ont été réalisées. La première série comparait les 4 techniques décrites, la seconde série comparait les 2 types de broches (à olive ou filetée à butée) associés à 1 seule ou à 2 broches de Kirschner. Chaque pièce anatomique recevait successivement chacun des 4 montages étudiés, le choix de la pièce étant fait au hasard, l'ordre de succession des ostéosynthèses étant défini préalablement et différent pour chaque pièce.

Avant réalisation du trait de fracture et avant ostéosynthèse, une drisse en polyéthylène, résistante à une traction de 2000 Newton (source fabricant), était collée au cyanacrylate sur l'olécrane au niveau de l'insertion du tendon tricipital terminal (figure 5).

Les ostéosynthèses étaient sollicitées en traction après positionnement (figure 5) sur une machine Instron 8500 (Instron Corporation, Massachusetts) pilotée par P.C. (logiciel MAX 4.2), avec cellule de charge de 5kN. Les montages étaient fixés horizontalement sur un étai, la diaphyse étant serrée entre deux pièces en polymère échancrées. La traction était exercée par l'intermédiaire de la drisse.

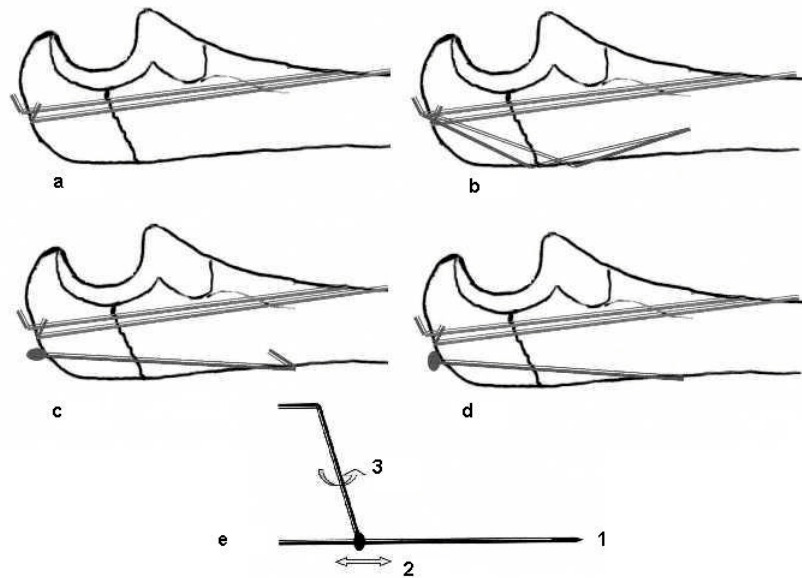


figure 4: techniques testées, brochage (a), brochage-haubanage (b), broche à olive (c), broche filetée à butée (d et e), extrémité filetée (1), choix du positionnement de la butée (2) et verrouillage de la butée (3)



figure 5 : montage expérimental.

Chaque montage était soumis à un cycle de chargement triangulaire à une vitesse de 10N/s, comprenant, une montée jusqu'à 100N (sans rupture du montage ou de l'os), une descente à 0 N et une nouvelle montée à 50 N. Les mesures, enregistrées à l'aide d'un capteur de déplacement LVDT (figure 5), portaient sur la pente « S » d'ouverture du foyer de fracture traduisant l'élasticité du montage et sur la perte de compression « C » après retour à la charge nulle, traduisant la plasticité du montage (figure 6).

La comparaison statistique des ostéosynthèses pour les deux variables a été faite à l'aide de l'analyse de variance. En cas de résultat d'ensemble significatif, les différences significatives entre les groupes ont été recherchées à l'aide de la méthode de Newman-Keuls. Le seuil minimum de signification était fixé à 0,05.

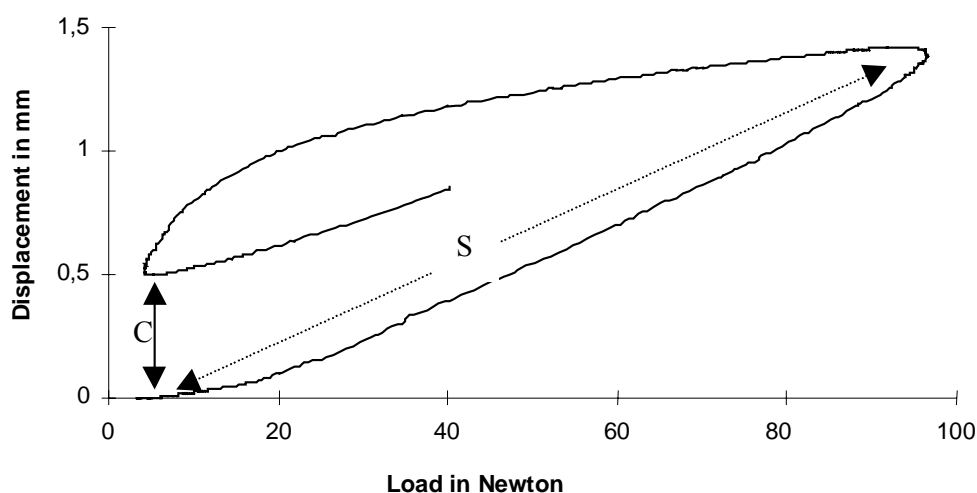


figure 6 : exemple de courbe enregistrée après un cycle de charge. S = pente d'ouverture du foyer en fonction de la charge, C = perte de compression.

(c) Résultats

Les résultats de la première série sont présentés tableau 2. Le montage par broches seules est statistiquement inférieur aux trois autres pour les deux paramètres analysés (pente d'ouverture du foyer et perte de compression).

Les résultats de la seconde série sont présentés tableau 3. Le montage comprenant une broche à olive associée à une seule broche est statistiquement inférieur aux trois autres pour les deux paramètres analysés (pente d'ouverture du foyer et perte de compression).

La comparaison entre les deux séries est présentée tableau 4. Il n'a pas été retrouvé de différence significative entre les deux séries pour les deux montages par broche à olive et par broche fileté rendant la comparaison entre les séries possible. Concernant les pentes, le montage par broches seules est statistiquement inférieur aux montages par une broche associée à une broche à olive ou à la broche fileté à butée. Concernant la perte de compression, le montage par une broche de Kirchner associée à une broche à olive est inférieur au brochage-haubanage et au montage avec broche fileté à butée.

tableau 2 : résultats de la première série (valeurs moyennes et écart-types).

Première série	Pente (mm/100N)	Perte de compression (mm)
N°1 : Deux broches	4,21 ± 0,82	1,02 ± 0,46
N°2 : Brochage-haubanage	1,95 ± 0,45	0,66 ± 0,49
N°3 : Broche à olive + 2 broches	1,55 ± 1,12	0,35 ± 0,14
N°4 : Broche filetée + 2 broches	0,82 ± 0,69	0,21 ± 0,22
Anovar	P<0,01 (Test F = 13,2)	P<0,01 (Test F = 6,6)
Newman-Keuls	N°1 < n°2, 3 et 4	N°1 < n°3 et 4

tableau 3 : résultats de la deuxième série (valeurs moyennes et écart-types).

Seconde série	Pente (mm/100N)	Perte de compression (mm)
N°1' : Broche à olive + 2 broches	1,05 ± 0,20	0,39 ± 0,17
N°2' : Broche filetée + 2 broches	0,45 ± 0,21	0,10 ± 0,03
N°3' : Broche à olive + 1 broche	2,12 ± 0,64	1,77 ± 0,84
N°4' : Broche filetée + 1 broche	0,88 ± 0,23	0,35 ± 0,15
Anovar	P<0,01 (Test F = 22,0)	P<0,01 (Test F = 29,5)
Newman-Keuls	N°3' < n° 1', 2' et 4'	N°3' < n° 1', 2' et 4'

tableau 4 : comparaison entre les deux séries.

Montages	Anovar et Newman Keuls
N°1' : 2 broches + broche à olive série 2	Pente : N.S. (Test F = 1,9) Perte de compression : N.S. (Test F = 1,9)
N°2' : 2 broches + broche filetée série 2	
N°3 : 2 broches + broche à olive série 1	
N°4 : 2 broches + broche filetée série 1	
N°1 : Deux broches (série 1)	Pente : P<0,01 (Test F = 24,5) N°1 < n°2, 3' et 4' et N°3' < n°4' Perte de compression : P<0,01 (Test F = 9,2) N°3' < n°2 et 4'
N°2 : Brochage-haubanage (série 1)	
N°3' : 1 broche + broche à olive (série 2)	
N°4' : 1 broche + broche filetée (série 2)	

(d) Discussion

Ne disposant pas de pièces anatomiques référencées, une étude appariée n'était pas envisageable. Dans ces conditions, pour limiter le nombre de pièces nécessaire à l'étude des différentes techniques d'ostéosynthèse, nous avons testé des montages différents sur une même pièce, ce qui minimise le biais lié à la qualité de l'os, qui varie selon la composition minérale [Currey (26), Saitoh (38)] et l'architecture osseuse [Ashman (24)] variant selon l'âge et le sexe notamment. Ceci peut engendrer par contre un biais statistique lié à la modification éventuelle de l'os par un essai précédent. Nous avons limité ce risque en réalisant des essais non destructeurs avec des chargements relativement faibles et en variant la chronologie des ostéosyntheses.

Les valeurs de pente et perte de compression retrouvées ne prétendent pas refléter les valeurs physiologique mais permettent de comparer différentes techniques testées dans des conditions identiques.

L'analyse des différents résultats retrouve des performances comparables entre l'ostéosynthèse par brochage-haubanage, broche à olive associée à 2 broches et broche filetée à butée associée à 2 broches ou 1 seule broche.

Murphy (34), lors d'une étude biomécanique comparative entre quatre techniques d'ostéosynthèse, retrouvait une supériorité significative de l'association brochage-haubanage de l'AO ou du vissage-haubanage par rapport au haubanage ou vissage centromédullaire utilisés de manière isolée. Une modification du brochage-haubanage en utilisant une seule broche, plus antérieure, serait selon Rowland (37) aussi efficace que la technique classique de Müller et l'AO (32).

Toutes ces techniques, sauf le vissage isolé, imposent cependant un abord important pour passer le cerclage, augmentant a priori le risque vasculaire. Le vissage limite l'abord mais est contre-indiqué chez l'enfant en raison de la trop grande taille de cette vis à travers le cartilage de croissance. Il faut noter qu'un haubanage au fil selon Papavasiliou (35) ou Rockwood (36) ne change rien à l'abord chirurgical. De même pour une ostéosuture selon Matthews (31), qui de plus ne permet pas une mise en compression suffisante au niveau du foyer de fracture, ce qui peut expliquer un retard de consolidation.

En pratique clinique, la réduction à foyer fermé d'une fracture de l'olécrane chez l'enfant est possible et l'utilisation d'une broche filetée à butée réglable nous semble une alternative intéressante au haubanage, en limitant le risque vasculaire par l'abord réduit. Elle permet d'exercer une compression suffisante au niveau du foyer de fracture, au moins équivalente à celle réalisée par le brochage-haubanage classique, ce qui est indispensable et n'est pas permis par le brochage simple. La mise en place de 2 broches au total est cependant probablement un maximum et dans ce cas, l'utilisation d'une broche filetée à butée associée à une autre broche de Kirschner ou d'une seconde broche à butée semble plus adaptée et suffisante sur le plan biomécanique.

Nous avons en fait évolué vers cette seconde solution en utilisant 2 broches à butée réglable (Fixano S.A., France). Il s'agit en fait d'un implant en deux parties, d'une part une broche à extrémité filetée permettant un ancrage distal de l'implant et d'autre part un système de butée utilisé au départ comme protecteur des têtes de broche lors des embrochages du poignet que nous avons détourné de manière à l'utiliser comme notre serre câble de bicyclette expérimental. Des essais supplémentaires ont montré un comportement similaire à notre prototype. Les 2 broches sont positionnées de manière divergente comme le montre l'exemple (figure 7) qui correspond au premier de nos patients opérés par cette technique. A 1 an de recul, nous n'avons pas observé de trouble de croissance ni d'ailleurs à 5 ans de recul maintenant.

(e) Conclusions

En pratique clinique, si le traitement chirurgical se justifie en cas de déplacement de la fracture, un équilibre est à trouver entre une synthèse suffisamment stable pour éviter un déplacement secondaire ou une pseudarthrose et un abord peu invasif pour préserver la vascularisation olécraniennne et limiter la survenue d'un éventuel trouble de croissance secondaire. Nous présentons une nouvelle technique d'ostéosynthèse, avec une broche filetée à butée réglable, permettant une compression suffisante tout en limitant l'abord chirurgical, la réduction et l'ostéosynthèse pouvant se faire à foyer fermé.



figure 7 : fracture associée de l'olécrane et du col radial chez un enfant de 8 ans. Clichés préopératoires (a), radiographie à 6 semaines postopératoire (b), à 6 mois (c) et coude controlatéral (d).

Section 02. Résultats cliniques. Technique et résultats préliminaires d'un nouveau principe d'ostéosynthèse des fractures de l'olécrane chez l'enfant.

(a) Introduction

Les fractures de l'olécrane chez l'enfant touchent le cartilage de croissance olécranien et sont par conséquent susceptibles de se compliquer de troubles de croissance [Gicquel (44), Graves (46), Louahem (47), Papavasiliou (52)]. L'hypothèse d'un défaut d'apport vasculaire au niveau du cartilage de croissance, par interruption et/ou compression, lié au traumatisme et favorisé par l'abord chirurgical peut être émise. Celui-ci étant probablement aggravé par une association lésionnelle au coude [Gicquel (44)]. Si le traitement chirurgical se justifie en cas de déplacement de la fracture, un équilibre est à trouver entre une synthèse suffisamment stable pour éviter un déplacement secondaire ou une pseudarthrose et un abord peu invasif pour préserver la vascularisation olécranienne.

Les techniques classiques comme le brochage-haubanage de l'AO [Müller (50)] avec deux broches ou une seule broche [Rowland (37)] imposent cependant un abord important pour passer le cerclage, augmentant a priori le risque vasculaire. Le vissage isolé limite l'abord mais est généralement contre-indiqué chez l'enfant en raison de la trop grande taille de la vis à travers le cartilage de croissance. Un haubanage au fil selon Papavasiliou (52) ou Chambers (43), ou une ostéosuture selon Matthews (48), ne changent quant à eux rien à l'abord chirurgical.

En pratique clinique, chez l'enfant, la réduction à foyer fermé d'une fracture de l'olécrane et l'utilisation d'une technique percutanée sont possibles sous réserve de disposer d'un matériel léger mais possédant des qualités mécaniques comparables à celles du brochage-haubanage classique. Ces conditions sont remplies par l'utilisation de broches à butée réglable [Gicquel (45)]. Nous présentons les résultats cliniques et radiologiques préliminaires de notre technique utilisant des broches filetées à butée réglable (figure 8, Fixano S.A., France) ainsi que la technique de mise en place, à propos de nos 6 premiers cas.

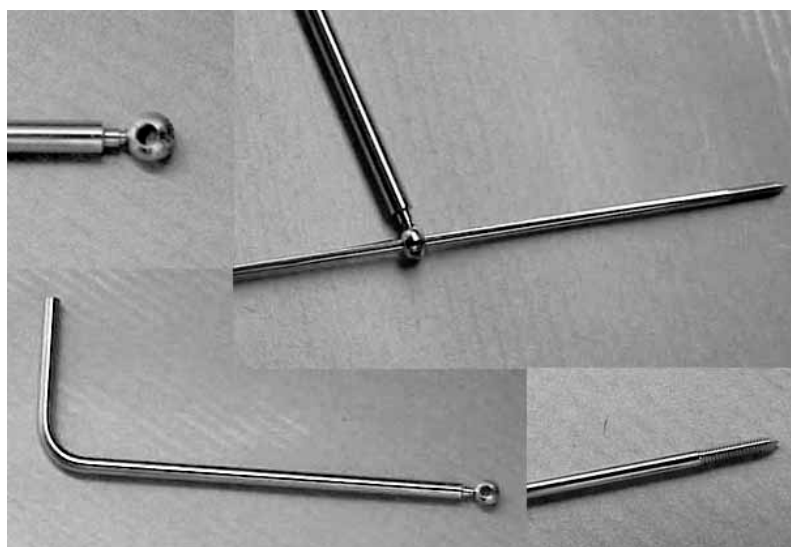


figure 8 : broche à butée réglable Fixano®.

(b) Patients et méthodes

Entre novembre 1999 et décembre 2001, nous avons opéré dans le service de chirurgie infantile de Strasbourg 6 patients par cette technique, revus avec un recul minimum de 6 mois et un recul moyen de 14 mois (6 mois à 29 mois).

L'âge moyen lors du traumatisme était de 10 ans et 2 mois (3 ans et 10 mois à 15 ans et 3 mois). Il s'agissait de garçons dans 4 cas contre 2 filles.

Le type de fracture était évalué sur les incidences radiographiques de face et de profil du coude d'après la classification rappelée par Pouliquen (53). Le déplacement était coté en 3 stades, le stade 0 correspond à un déplacement nul, les stades 1 et 2 à un déplacement respectivement inférieur ou égal à 2 mm et supérieur à 2 mm [Gicquel (44)]. Les caractéristiques des différents patients sont présentées tableau 5.

Dans un cas (n°4), l'indication chirurgicale a été retenue en raison du déplacement sous plâtre au contrôle du 8ème jour d'une fracture initialement non déplacée traitée orthopédiquement.

L'intervention (figure 9) était réalisée sur un patient installé en décubitus latéral, sans garrot pneumatique, sous contrôle radioscopique. Après réduction par manœuvres externes, une petite incision longitudinale de 1 cm était pratiquée en regard de l'olécrane, une première broche était mise en place d'arrière en avant et de proximal en distal, de manière à venir se ficher dans la corticale opposée. La butée était ensuite descendue sur la broche et appuyée contre l'olécrane puis bloquée par le système auto-cassant. Cette broche pouvait alors éventuellement être vissée d'un tour de spire afin d'améliorer le contact au niveau du foyer fracturaire. La seconde broche était mise en place selon le même principe et de façon divergente à la première, en cherchant à ce que la bissectrice à ces 2 broches, soit perpendiculaire au trait de fracture. Après section des broches, la peau était fermée par un ou deux points de fil résorbable. En cas d'ostéosynthèse d'une fracture de la tête radiale associée, celle-ci est réalisée dans notre service, par embrochage ascendant selon Métaizeau (49). Une immobilisation plâtrée complémentaire était mise en place pour 3 à 4 semaines, les broches étaient ôtées après 6 à 8 semaines.

La qualité de la réduction chirurgicale, était évaluée en notant une éventuelle marche d'escalier articulaire ou un écart de concentricité, entre la grande cavité glénoïde cubitale et la trochlée selon les critères de Murphy (51). Un déplacement secondaire, était défini par la différence entre les clichés à la date de consolidation et les clichés postopératoires, un trouble de croissance était défini par la différence entre les clichés à la révision et les clichés à la date de consolidation radiologique.

A la révision, l'évaluation clinique et radiologique était basée sur un score coté sur 19 points, dérivé de celui proposé par Murphy (51) pour l'évaluation des fractures de l'olécrane chez l'adulte, adapté à l'enfant [Gicquel (44)]. La douleur, la fonction et les amplitudes articulaires étaient cotés chacun sur 5 points, établissant un score clinique sur 15 points, l'aspect radiographique étant lui noté sur 4 points, en tenant compte de l'aspect de l'interligne et des surfaces articulaires. Un score total (sur 19 points) supérieur ou égal à 18 correspondait à un excellent résultat, un score supérieur ou égal à 17 correspondait à un bon résultat, un score supérieur ou égal à 16 correspondait à un résultat moyen et un score inférieur à 16 à un mauvais résultat [Murphy (51)]. Sur le plan clinique, nous avons considéré qu'un score supérieur à 14 correspondait à un excellent résultat, un score supérieur 13 à un bon résultat, un score supérieur à 12 à un résultat moyen et un score inférieur à 12 à un mauvais résultat.

L'analyse des résultats sera uniquement qualitative, sans analyse statistique.

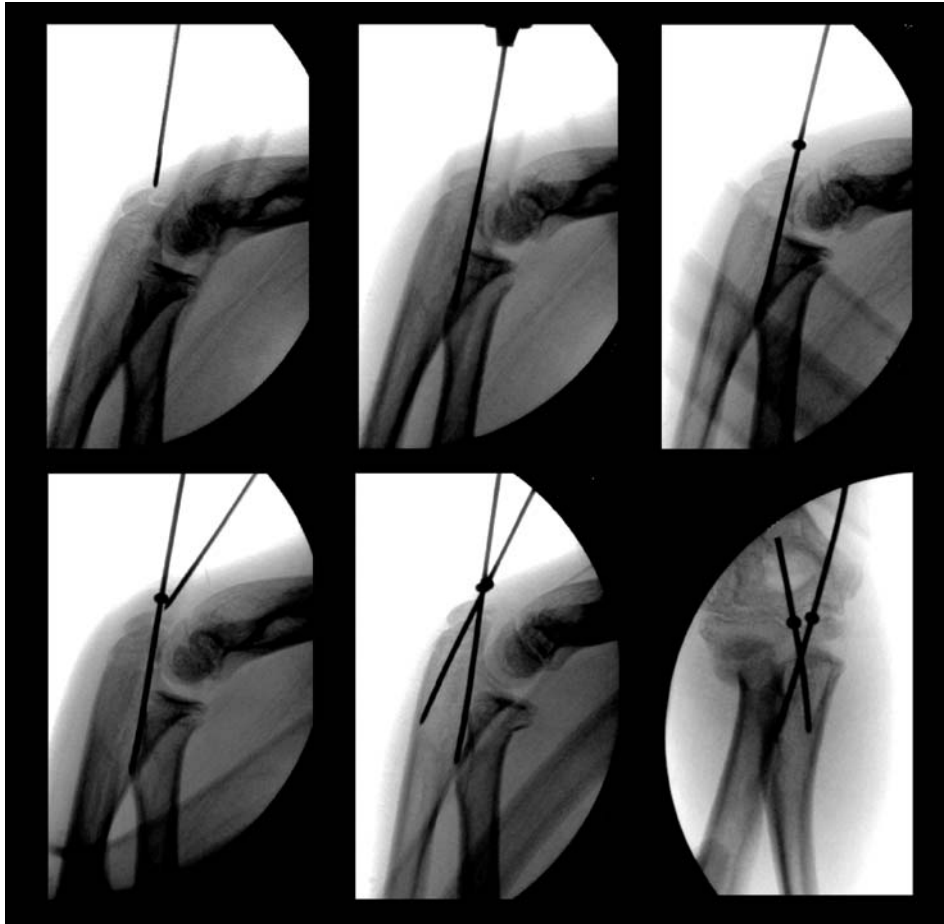


figure 9 : technique de mise en place des broches à butée réglable. En haut, de gauche à droite, positionnement de la première broche, ancrage dans la corticale opposée puis mise en place de la butée. En bas, de gauche à droite, positionnement de la seconde broche, ancrage dans la corticale opposée et mise en place de la butée puis contrôle de face. Noter la divergence des broches sur les deux incidences.

(c) Résultats

Les résultats par patient et les résultats moyens sont présentés tableau 5. Sur le plan radiologique, les critères de réduction étaient satisfaisants dans 5 cas sur 6 avec une réduction anatomique, insuffisant dans un cas (cas n°3) où persistait un diastasis en peropératoire. Il n'y a eu par contre aucun déplacement secondaire des ostéosynthèses.

Sur le plan clinique le score était excellent dans 5 cas et bon dans un cas, ce dernier (cas n°6) étant lié à un déficit de flexion de 10° à seulement 6 mois de recul, chez un patient ayant présenté une fracture de la tête radiale associée (figure 10). Le score global était également excellent dans 5 cas et bon dans un cas, lié ici (cas n°3) à un défaut de réduction anatomique qui n'a pas été récupéré avec la croissance à un recul de 17 mois.

tableau 5 : résultats.

Patients	Age (ans)	Sexe	Côté	Trait / Stade déplacement / lésion associée	Qualité de réduction	Recul (mois)	Score clinique (/15 pts)	Score radio (/4)	Score total (/19s)
N°1	9,8	F	D	Distal / 1 / Tête radiale	+	24	15	4	19
N°2	15,3	M	D	Oblique / 0	+	19	15	4	19
N°3	13,2	M	G	Parallèle / 2	diastasis	17	15	2	17
N°4	3,8	F	D	Distal / 0 puis 1	+	8	15	4	19
N°5	7,3	M	G	Parallèle / 1	+	6	15	4	19
N°6	12,0	M	D	Distal / 2 / Tête radiale	+	6	14	4	18



figure 10 : patient n°6. Clichés préopératoires en haut avec fracture associée de l'olécrane et du col radial et déplacement en valgus du coude. Clichés postopératoires au milieu montrant la réduction anatomique et la réaxation du coude. Clichés à 6 mois en bas avec normalité de l'interligne articulaire.

(d) Discussion

Notre série est courte et le recul moyen relativement faible, aussi, même si nous n'avons noté aucun trouble de croissance même sur les fractures déplacées avec lésions associées, nous ne concluons pas encore à l'innocuité de notre technique. Par contre, nous pouvons discuter des résultats cliniques et de la qualité de réduction postopératoire.

Nous ne reviendrons pas sur le type de fracture, l'âge de survenue, la prépondérance masculine et la fréquence de fractures associées de la tête radiale qui sont cohérents avec la littérature [Gicquel (44), Bracq (42), Chambers (43), Matthews (48)]

Nous avons noté un défaut de réduction dans un cas (17 %), ce qui est mieux que les 47% de notre série de 26 patients [Gicquel (44)], et que les 30% de celle de Murphy (51). Ce meilleur résultat est peut être lié à l'attention portée à la réduction, connaissant les résultats précédents ou à la moins grande proportion de traits obliques déplacés, qui ne constitue pas une condition très favorable au brochage-haubanage, le serrage du hauban ayant tendance à faire glisser le fragment proximal sur la partie distale de l'ulna. Aucun déplacement secondaire n'a par ailleurs été noté, ce qui confirme l'étude biomécanique [Gicquel (45)] sur la bonne stabilité du montage. De même, il n'y a pas eu de retard de consolidation ou pseudarthrose contrairement à Graves (46) ou Matthews (48).

Concernant la technique chirurgicale, nous l'avons toujours réalisé sur un patient en décubitus latéral, sans avoir eu d'indication d'ostéosynthèse de la tête radiale. Cependant, en cas de déplacement important de celle-ci et pour favoriser l'embrochage rétrograde, l'installation en décubitus dorsal avec une table à bras est tout à fait possible.

Les résultats cliniques à la révision sont par ailleurs excellents (dans 5 cas) ou bons (dans 1 cas) et conformes à ceux communément retrouvés dans la littérature [Gicquel (44), Bracq (42), Papavasiliou (52), Graves (46)].

La présence d'une lésion associée à savoir une fracture du col radial abaisse le résultat fonctionnel, le déplacement initial et le trait de fracture ne semblent par contre pas avoir d'influence, ce qui est conforme aux séries précédentes [Bracq (42), Gicquel (44)].

En ce qui concerne la compression éventuelle au niveau du cartilage de croissance et donc le risque d'épiphysiodèse, elle est probablement faible, même si l'on resserre les broches d'un tour de spire, ce qui n'est pas systématique, et en tous cas pas supérieure à celle d'un brochage-haubanage classique qui a un comportement biomécanique similaire [Gicquel (45)]. De plus, l'ablation des broches est faite précocement (6 semaines) et, contrairement à l'haubanage, l'on peut éventuellement contrôler la compression en utilisant un tenseur de broche dynamométrique et en vérifiant que l'on n'excède pas les 30 N de pression, valeur seuil définie par Bonnel (41) comme à risque d'épiphysiodèse.

(e) Conclusion

Le but de notre nouveau concept d'ostéosynthèse des fractures de l'olécrane chez l'enfant était de proposer une technique simple, peu invasive, susceptible de limiter le risque de survenue de troubles de croissance, tout en restant suffisamment stable pour garantir des résultats au moins aussi bons que les techniques existantes. Si nous ne pouvons encore conclure sur le devenir de la croissance, les autres critères sont parfaitement remplis et en ont fait la technique de routine dans notre service.

Chapitre IV. Application de la broche à butée à d'autres types de fracture

Section 01. Etude biomécanique comparative des broches à butées réglables sur un modèle de fracture de type infantile.

(a) Introduction

L'utilisation des broches à butée étant satisfaisante en cas de fracture de l'olécrane [Gicquel (56)], nous avons naturellement cherché à l'utiliser sur d'autres sites fracturaires en s'appuyant sur une étude biomécanique réalisée sur un modèle d'os jeune animal congelé. L'animal choisit était le cochon.

L'utilisation d'un modèle animal permet de se rapprocher des situations pédiatriques en raison de la présence des zones de croissance sur ces os jeunes en évitant bien sûr les difficultés d'obtention de telles pièces anatomiques humaines. Une étude appariée est de plus possible. L'anatomie du cochon (figure 11) diffère certes un peu de l'anatomie humaine mais les types fracturaires de Salter et Harris (62) (figure 12) sont tout à fait reproductibles et les différences anatomiques n'empêchent pas une comparaison entre des implants utilisés habituellement chez l'enfant et ce d'autant que la variété des sites fracturaires et des âges ne permettrait pas de toutes façons de reproduire toutes les situations infantiles.

(b) Matériels et méthodes

Nous disposons de pièces anatomiques fraîches congelées de cochon prélevées sur des animaux âgés en moyennes de 3 mois. Il s'agissait d'animaux utilisés dans le cadre d'enseignements sur la coeliochirurgie à l'IRCAD de Strasbourg (Institut de Recherche sur les Cancers de l'Appareil Digestif, Professeurs J. Marescaux et D. Mutter) et sacrifiés en fin d'intervention. Le prélèvement était réalisé à ce moment et les pièces comprenant tibia et fibula étaient immédiatement congelées par paires droite et gauche d'un même cochon. La congélation permettait une gestion plus simple des essais en décongelant les paires à la demande sans altérer les qualités mécaniques des os [Komander (57), Laforest (58), Linde (60), Panjabi (61)]. 4 paires ont été consacrées à cette étude. Les pièces osseuses étaient décongelées à température ambiante pendant 12 à 18 heures puis disséquées (figure 11) avant préparation des fractures.

2 modèles de fractures ont été réalisés à la scie. Un premier au niveau du tibia proximal interne réalisant un type 3 de Salter (figure 12 et figure 13), permettant de comparer nos broches à butée réglables (figure 14) à un vissage parallèle au cartilage de croissance.

Le second modèle réalisait un type 4 de Salter au niveau malléolaire interne (figure 12 et figure 13) comparant les broches à butée à un brochage classique utilisant 2 broches de Kirchner placées dans le même plan parallèlement au cartilage de croissance et légèrement convergentes. Les broches utilisées étaient de diamètre 1,8 mm comme pour les broches à butées. Les vis étaient des vis spongieuses petit fragment AO (Synthes) de 4 mm de diamètre. L'ancrage distal était placé en zone spongieuse. La mise en place des broches était effectuée au moteur et en cas de broches à butée, la butée était placée au contact osseux par pression manuelle puis bloquée par le système autocassant. Les vis étaient mises en place selon la technique habituelle après méchage (diamètre 2,5 mm). Une alternance entre côté gauche et droit à été faite.

A noter que nous avons prévu également une comparaison sur un type 1 de Salter en testant des ostéosynthèses d'une fracture de la tubérosité tibiale antérieure (TTA) par vis ou broche à butée réglable (figure 13). Cependant, le type de rupture des ostéosynthèses des fractures du plateau tibial (voir chapitre résultats) testées en premier, avait une influence sur la stabilité des ostéosynthèses de la TTA et donc entraînait un biais ayant fait abandonner ce modèle particulier.

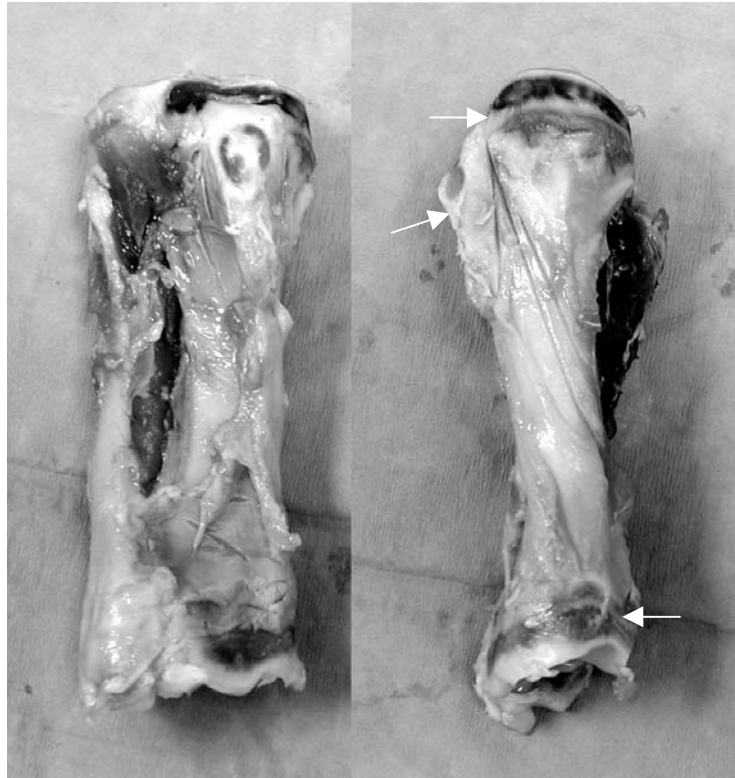


figure 11 : pièces osseuses après dissection. On visualise parfaitement les plaques de croissance (flèches).

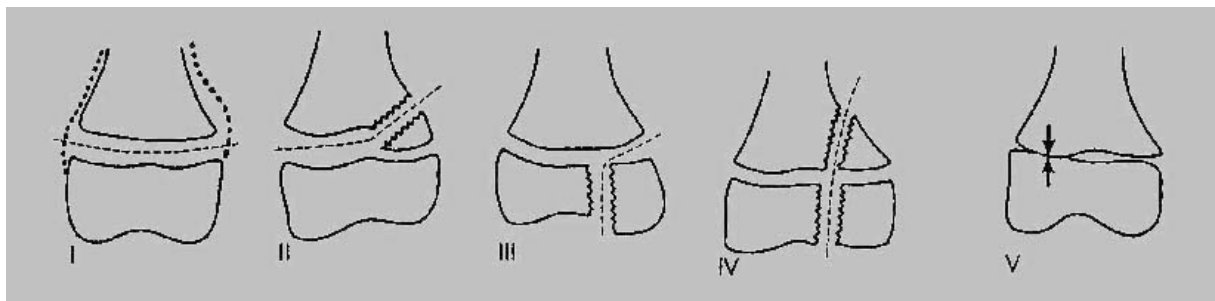


figure 12 : classification de Salter et Harris (type 1 à 5).

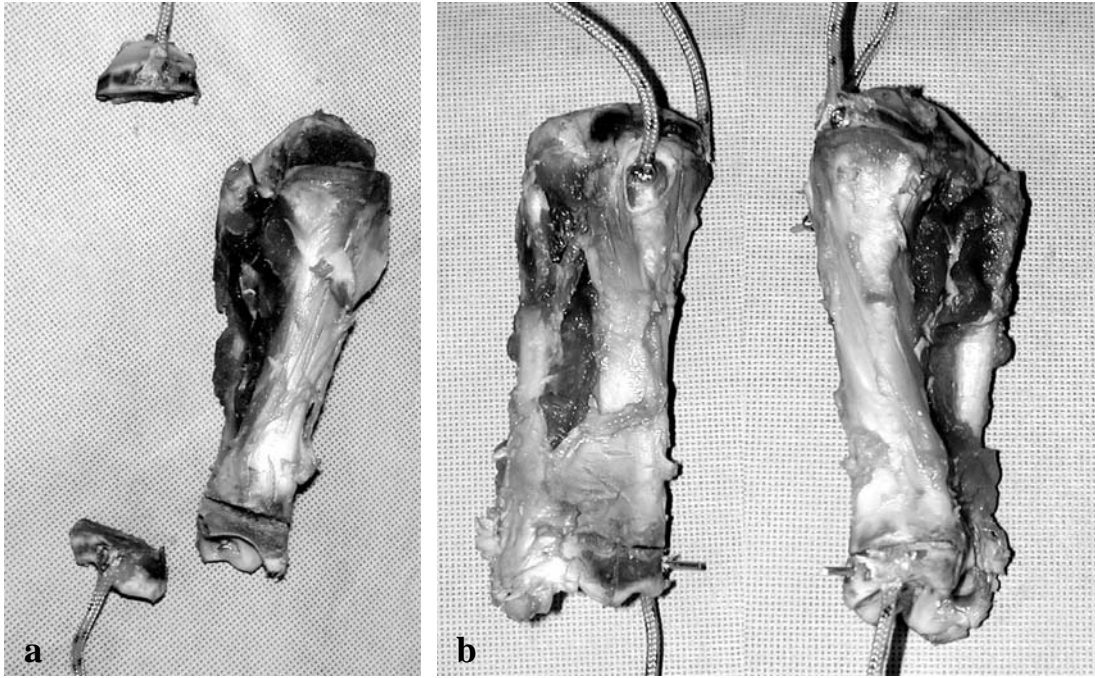


figure 13 : pièces osseuses après réalisation des fractures (a) et après ostéosynthèse (b).

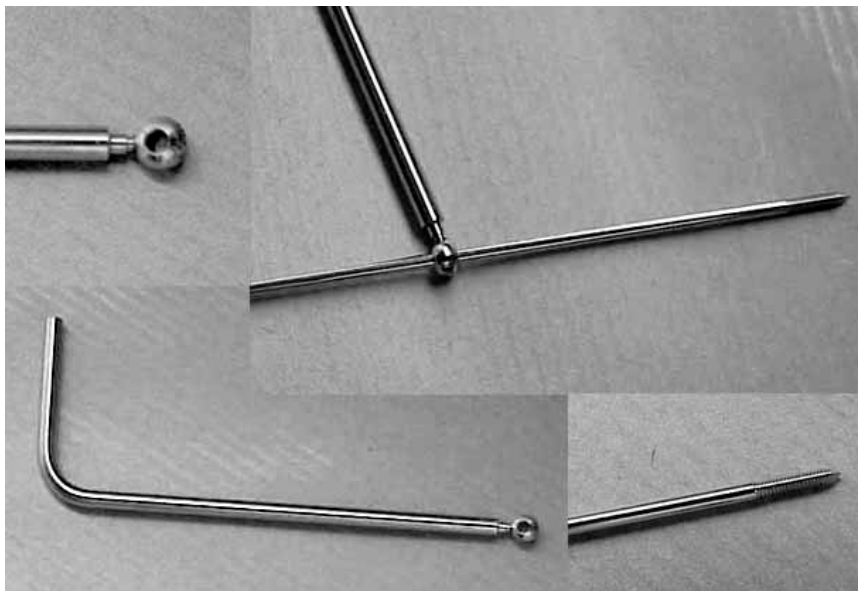


figure 14 : broche à butée réglable Fixano®.

La comparaison entre broche à butée et vis ou broches de Kirchner classiques permet ainsi d'évaluer nos broches par rapport aux implants utilisés habituellement chez l'enfant et ce sur des types de fracture également habituels (Condyle latéral, épicondyle médial, Mac farland, Tillaux, etc) [Clavert (55)]. Avant réalisation du trait de fracture et avant ostéosynthèse, une drisse en polyéthylène de diamètre 4 mm (résistance en traction de 2400 N, données fabricant), était collée au cyanacrylate sur la face médiale du plateau tibial et de la malléole médiale. Les ostéosyntheses étaient ensuite réalisées. Les montages étaient sollicités en traction après positionnement sur une machine Instron 8500 (Instron Corporation, Massachusetts) pilotée par P.C. (logiciel MAX 4.2), avec cellule de charge de 5kN. Les montages étaient fixés par vis verticalement sur une plaquette en bois maintenue dans un étau (figure 15). La traction était exercée par l'intermédiaire de la drisse verticalement et donc perpendiculairement aux implants et à la plaque de croissance et parallèlement au trait épiphysaire. La presse était pilotée en déplacement à une vitesse de 2 mm par seconde jusqu'à la rupture du montage. Une précharge de 5 N était imposée avant démarrage de l'essai.



figure 15 : montage expérimental pour essai sur fracture tibiale proximale type 3 de Salter . La pièce anatomique est fixée sur une plaquette en bois serrée dans un étau fixé sur la presse hydraulique.

Les mesures portaient sur la limite de résistance du montage (en Newton) jugée sur la valeur à partir de laquelle on notait une inflexion la courbe de charge par rapport au déplacement et sur la pente jusqu'à cette limite (en Newton par mm) (figure 16).

La comparaison statistique des ostéosyntheses pour les deux variables a été faite à l'aide du test t de Student pour séries appariées.

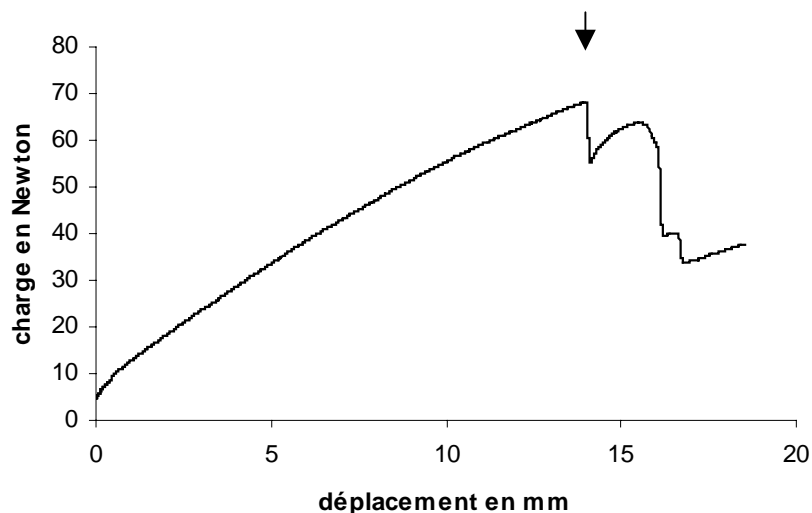


figure 16 : exemple de courbe de variation de la charge (en N) en fonction du déplacement global (en mm).
Flèche = valeur limite de résistance du montage.

(c) Résultats

Les résultats des 2 séries appariées, broche à butée versus vis AO sur les fractures tibiales proximales et broche à butée versus broches de Kirchner sur les fractures distales sont présentés tableau 6 et tableau 7. Pour chaque série les différences entre les pentes ne sont pas significatives par contre on note une résistance significativement plus faible ($p < 0,05$) du montage par broches de Kirchner par rapport à l'ostéosynthèse par broche à butée réglable.

L'analyse des montages après essai (figure 17) permet de noter 4 types de faillite des montages qui peuvent d'ailleurs s'associer. La résistance à la traction atteint sa limite soit par cisaillement proximal entre l'implant et l'os spongieux (type 1), soit par cisaillement distal au niveau de l'ancrage dans l'os spongieux distal (type 2), soit par décollement épiphysaire distal (type 3), soit par glissement du fragment proximal sur l'implant ou de l'implant dans le fragment distal (type 4). En cas d'ostéosynthèse par vis on retrouve plutôt des ruptures de type 1 et 3, en cas de broches à butée réglable des ruptures de type 2 et 3 et en cas de broches de Kirchner des ruptures de type 3 et 4.

(d) Discussion

L'utilisation d'os jeune de cochon a permis de réaliser de façon reproductible une fracture de type infantile grâce à la présence de zones de croissance. Ces zones non présentes sur un os humain adulte ont pourtant un effet sur le comportement biomécanique des ostéosynthèses réalisées comme le montre le type 3 de faillite des montages qui correspond à un décollement épiphysaire qu'un modèle de fracture sur os adulte n'aurait pu montrer.

Le comportement des différents types d'ostéosynthèse est proche si l'on considère la déformation lors de la traction des montages reflété par la pente de variation de charge en fonction du déplacement, mais la résistance limite des montage diffère avec notamment une résistance moindre de l'ostéosynthèse par 2 broches de Kirchner par rapport à la broche à butée réglable, alors que la résistance de cette broche à butée réglable est proche de celle de la vis.

Si l'on analyse les types de rupture, la broche à butée nous semble plus adaptée à notre modèle, par rapport à la vis qui a l'inconvénient de provoquer des ruptures de type 1 c'est à dire par cisaillement proximal. Ce type de rupture peut certes témoigner d'une meilleure tenue distale du filetage dans l'os spongieux, mais il montre surtout l'encombrement trop important de la vis dans le fragment proximal. Il apparaît nécessaire d'avoir une épaisseur d'os plus importante pour utiliser une vis, ce qui n'est pas toujours réalisable en pratique clinique. En ce qui concerne la comparaison par rapport aux broches de Kirchner, l'absence de compression ou au moins de procédé s'opposant au glissement de l'os sur l'implant est ici évident, que ce soit par un meilleur ancrage permis par le filetage ou par une tête de vis ou une butée.

tableau 6 : résultats de la première série, vissage versus broche à butée réglable (BBR), sur le modèle Salter 3 du plateau tibial interne.

Variables	Pente en N/mm		Limite en N	
	Vis	BBR	Vis	BBR
Paire 1	0,34	0,30	59	58
Paire 2	0,11	0,24	102	65
Paire 3	0,19	0,24	64	55
Paire 4	0,20	0,24	34	36
Moyenne	0,21	0,25	65	53
Ecart-type	0,10	0,03	28	12
p	Non Significatif (p=0,30)		Non Significatif (p=0,30)	

tableau 7 : résultats de la seconde série, broches de Kirchner versus broche à butée réglable (BBR), sur le modèle Salter 4 de la malléole interne.

Variables	Pente en N/mm		Limite en N	
	2 Broches	BBR	2 Broches	BBR
Paire 1	0,37	0,30	38	62
Paire 2	0,50	0,22	48	76
Paire 3	0,16	0,39	53	56
Paire 4	0,26	0,28	57	87
Moyenne	0,32	0,30	49	70
Ecart-type	0,15	0,07	8	14
p	Non Significatif (p=0,81)		P = 0,042	

(e) Conclusion

Cette étude biomécanique nous montre que la broche à butée réglable paraît bien adaptée aux fractures épiphysio-métaphysaires de l'enfant. Elle réalise une ostéosynthèse plus légère que le vissage, tout en gardant des qualités mécaniques comparables et en tous cas supérieurs à une fixation par broches de Kirchner.

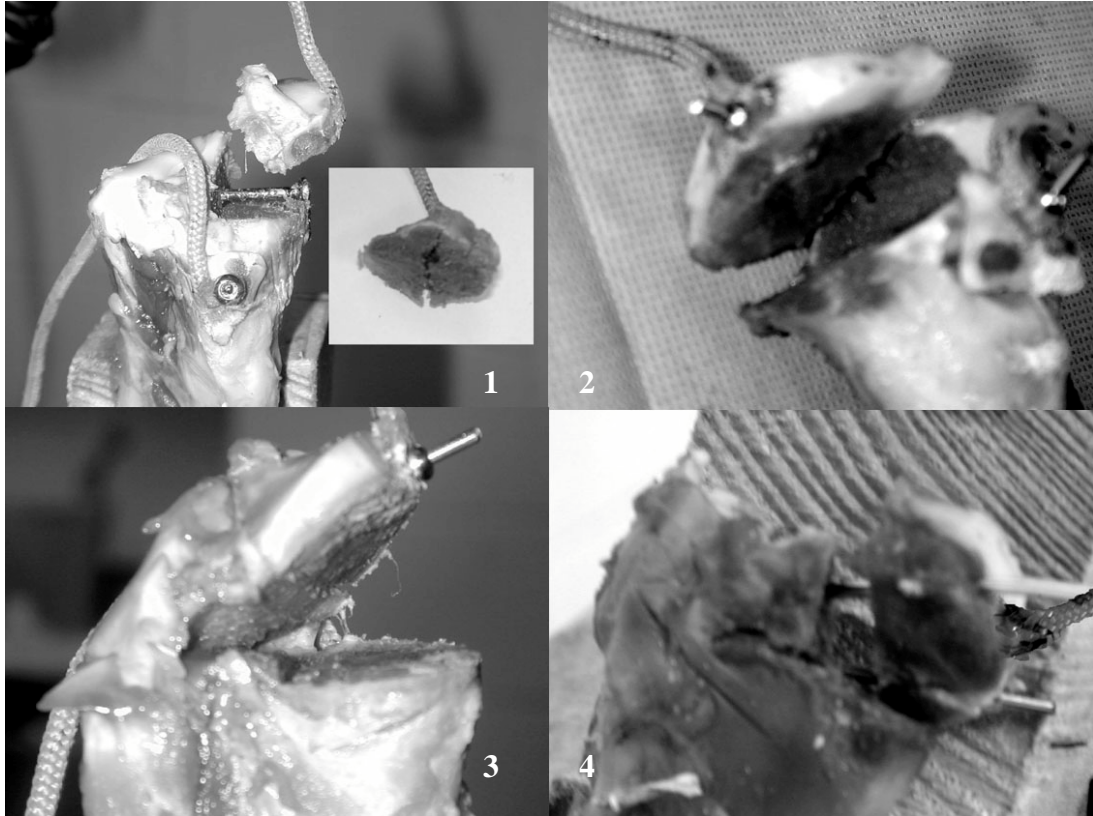


figure 17 : types de rupture, type 1= par arrachement proximal entre l'implant et l'os spongieux, type 2= par arrachement au niveau de l'ancrage distal, type 3= par décollement épiphysaire distal, type 4= par glissement du fragment proximal sur l'implant ou de l'implant dans le fragment distal.

Section 02. Application clinique des broches à butées réglables sur différents types de fractures épiphysio-métaphysaires de l'enfant

(a) Introduction

L'étude biomécanique précédente est en faveur de l'utilisation plus large des broches à butées réglables. Ainsi, après les avoir appliquées aux fractures de l'olécrane depuis novembre 1999 dans le service de chirurgie infantile de Strasbourg, nous avons étendu les applications depuis janvier 2002 à d'autres sites fracturaires épiphysio-métaphysaires. Sur une période de 18 mois comprise entre le 1^{er} janvier 2002 et le 30 juin 2003, ces broches ont été utilisées dans 39 fractures où un effet compressif nous apparaissait souhaitable. A partir de cette expérience, nous précisons les indications où les broches à butée réglables sont devenues habituelles dans notre service.

(b) Patients et méthode

Sur les 39 fractures épiphysio-métaphysaires ostéosynthésées, 30 étaient des fractures du coude dont 6 fractures de l'olécrane, 11 fractures du condyle latéral, 13 fractures de l'épicondyle médial, 7 étaient des fractures de cheville et 2 des fractures du genou (épinos tibiales). Nous excluons ici les fractures de l'olécrane dont la technique et les résultats à court terme n'ont rien de particulier par rapport à la description déjà faite [Gicquel (64)]. Sur les 13 fractures d'épicondyle médial, 2 ont été perdus de vue en postopératoires pour des raisons géographiques (fracture sur leur lieu de vacances). Les caractéristiques des patients concernant l'âge, le sexe, le type de fracture, le stade de déplacement selon la classification usuelle pour chaque localisation sont reprises tableaux 1 à 4.

Pour les fractures du condyle latéral du coude (11 cas), la classification en 3 stades de Lagrange et Rigault (65) suivant l'importance du déplacement a été utilisée avec pour le stade 1, une fracture non ou peu déplacée, pour le stade 2 un déplacement moyen (c'est à dire dépassant 2 mm pour Badelon (63)) et dans un seul plan et pour le stade 3 un déplacement important avec rotation du fragment condylien.

La voie d'abord habituelle, externe ou postéro-externe, était utilisée, patient en décubitus dorsal et membre supérieur reposant sur une tablette à bras. Les broches étaient placées de façon divergentes (figure 18) comme pour le brochage classique de ces fractures, leur mise en place imposant l'usage du moteur en raison de filetage. Une compression au niveau de la broche horizontale était possible évitant ainsi un diastasis articulaire. Le matériel était laissé en place 5 à 6 semaines tout comme une contention plâtrée.

Pour les fractures de l'épicondyle médial du coude (13 cas dont 11 revus), la classification en 4 degrés selon le déplacement et la position de l'épitrachée a été utilisée [Watson-Jones (69), Marion et Faysse (66)], avec pour le degré 1, une fracture non ou peu déplacée, pour le degré 2 une fracture déplacée, pour le degré 3 une incarceration dans l'articulation huméro-cubitale et pour le degré 4 une luxation associée du coude. La voie d'abord médiale classique a été utilisée. Les broches étaient placées de façon divergente (figure 19) comme en cas d'utilisation de broches de Kirchner, ce qui était le cas jusqu'à présent dans notre service chez le jeune enfant, alors qu'un vissage était préféré chez l'adolescent. Le moteur était bien entendu nécessaire en prenant garde à bien protéger le nerf ulnaire. Le matériel était laissé en place 5 à 6 semaines tout comme une contention plâtrée.

Pour les fractures de cheville (6 cas), la classification selon le trait de fracture de Salter et Harris (68) a été utilisée, en les différenciant en 2 stades selon le déplacement, le stade 1 étant non ou peu déplacé (écart < 2mm) contrairement au stade 2. Nous avons également inclus les fractures à distance des plaques de croissance de type bimalléolaire. La réduction et la stabilisation par broche à butée a été généralement percutanée, cette broche remplaçant le vissage percutané habituellement utilisé dans notre service. La mise en place était le plus souvent parallèle au cartilage de croissance permettant ainsi de rajouter de la compression pour fermer le diastasis fracturaire. La traversée du cartilage de croissance (figure 20) a parfois été nécessaire, sans rajouter alors de compression. Le matériel était laissé en place 5 à 6 semaines tout comme une contention plâtrée.

Pour les fractures du massif des épines tibiales (2 cas), la classification en 4 types de Meyers et McKeever (67) a été utilisée avec absence de déplacement pour le type 1, déplacement et conservation d'une charnière pour le type 2, absence de charnière pour le type 3 ou comminutive pour le type 4. Afin de permettre une compression, la mise en place de la broche a été réalisée de façon antérograde sous arthroscopie (figure 21) permettant dans le même temps de libérer une éventuelle incarceration du ménisque médial. Ici, la butée était préalablement bloquée sur la broche à une distance de 20 à 30 mm de la pointe selon l'âge de l'enfant. La broche était ensuite introduite sous contrôle arthroscopique à travers le fragment d'épine tibiale puis dans l'épiphyse. La traversée éventuelle du cartilage de croissance par une broche de 1,8 mm de diamètre étant sans conséquence rendant le geste plus simple qu'un vissage. Après confirmation radioscopique de la bonne réduction la broche était sectionnée en sous-cutané de manière à l'ôter sans difficulté après 5 à 6 semaines. Une contention en extension était associée pendant cette période.

L'évaluation de la technique a été standardisée selon des critères et une cotation personnelle. Elle associait 3 critères peropératoires, 3 critères postopératoires et 1 critère fonctionnel à 6 mois de recul comprenant :

La **facilité** d'utilisation des broches à butée sur le site fracturaire concerné, cotée 0 si difficile, cotée 1 si facile,

La qualité de **réduction**, cotée 0 si mauvaise, 2 si moyenne c'est à dire avec un défaut de réduction tolérable pour l'âge et le type de fracture, 4 si bonne,

La **stabilité** du montage lors du testing peropératoire c'est à dire lors de la mobilisation articulaire, cotée 0 si insuffisante c'est à dire laissant une mobilité au niveau du foyer de fracture, cotée 1 si bonne,

Le **maintien** de la réduction en postopératoire ou absence de déplacement secondaire, cotée 0 si insuffisante, 1 si bonne,

La **consolidation** ou apparition du cal dans les délais habituels, cotée 0 si insuffisante, 1 si bonne,

La facilité d'**ablation** du matériel, cotée 0 si difficile, 1 si aisée,

La récupération de la **fonction** à 6 mois cotée 0 si le déficit d'amplitude articulaire total est supérieur à 20°, 2 si le déficit est entre 10° et 20° et 4 si le déficit est inférieur à 10°.

La somme de ces chiffres définissait un score sur 13 points dont 9 point pour l'aspect technique et matériel appelé score implant et 4 points pour le score fonctionnel. Le résultat est considéré comme moyen si le score total est au moins égal à 9 avec un score implant au moins égal à 7, qui correspondent à une mise en place aisée des broches, une réduction tolérable, un montage stable, l'absence de déplacement secondaire et de retard de consolidation, une ablation aisée du matériel et une fonction satisfaisante à 6 mois avec un déficit d'amplitudes global inférieur à 10°. Le résultat est considéré comme bon si le score total est égal à 11 et très bon pour un score à 13.



figure 18 : fracture du condyle externe stade 2 chez une fille de 6 ans et 4 mois. De haut en bas les clichés préopératoires, postopératoires et à 3 mois de recul.



figure 19 : fracture de l'épicondyle médial de degré 4 chez un garçon de 9 ans et 10 mois. De haut en bas les clichés préopératoires, postopératoires et à 3 mois de recul.



figure 20 : fracture de la cheville (Salter 4 de la malléole médiale, Salter 2 de la malléole latérale) stade 2 chez une fille de 14 ans. De haut en bas les clichés préopératoires, postopératoires et à 3 mois de recul.

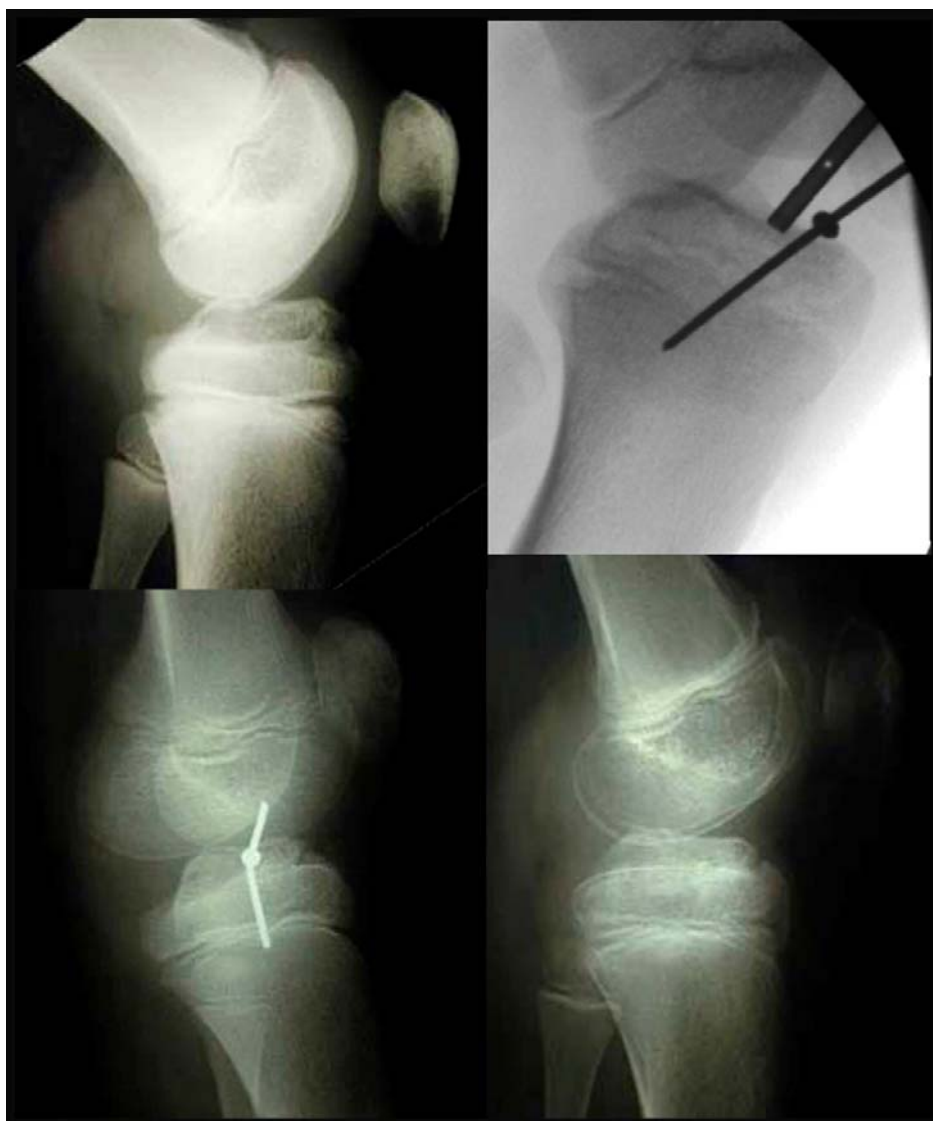


figure 21 : brochage antérograde sous arthroscopie d'une fracture type 2 de l'épine tibiale chez un garçon de 10 ans et 11 mois. De haut en bas et de gauche à droite, les clichés préopératoires, peropératoire, postopératoire et à 3 mois de recul.

(c) Résultats

Les résultats pour chaque type de fracture et chaque patient sont indiqués tableau 8 à tableau 11. Ainsi, à un recul de 6 mois, pour les fractures du condyle latéral nous retrouvons 5 très bons résultats, 4 bons résultats et 2 résultats moyens. Pour les fractures de l'épicondyle médial nous retrouvons 9 très bons résultats et 2 bons résultats. Pour les fractures de cheville nous retrouvons 6 très bons résultats et 1 bon résultat. Enfin, pour les fractures d'épine tibiale nous retrouvons 1 bon et un très bon résultat.

tableau 8 : fractures du condyle latéral. Patients et résultats.

Patient	Age	Sexe	Classification	Score / 13
1 sch	10a 4m	M	Stade 2	13
2 lau	6a 1m	M	Stade 2	11 (Réduction 2/4)
3 bru	7a 3m	M	Stade 3	9 (Fonction 0/4)
4 dub	2a 9m	F	Stade 3	13
5 mil	10a 7m	F	Stade 3	13
6 elg	2a	M	Stade 2	9 (Fonction 0/4, déficit préexistant sur cal vicieux de fracture supracondylienne)
7 laf	13a 2m	M	Stade 3	11 (Fonction 2/4)
8 lje	6a 4m	F	Stade 2	13
9 oer	9a 6m	F	Stade 2	11 (Fonction 2/4)
10 mar	7a 3m	F	Stade 2	13
11 schn	7a 4m	M	Stade 3	11

tableau 9 : fractures de l'épicondyle médial. Patients et résultats.

Patient	Age	Sexe	Classification	Score / 13
1 van	9a 10m	M	Degré 4	13
2 hub	9a 1m	M	Degré 4	13
3 sch	14a 2m	M	Degré 4	11 (Fonction 2/4)
4 ada	5a 9m	F	Degré 2	11 (Réduction 2/4)
5 meu	11a 6m	F	Degré 4	13
6 ant	12a	F	Degré 2	13
7 gro	6a 7m	F	Degré 2	13
8 gros	11a	M	Degré 4	13
9 roe	11a 5m	F	Degré 2	13
10 qan	8a 6m	M	Degré 4	13
11 lin	9a 7m	M	Degré 2	13

tableau 10 : fractures de cheville. Patients et résultats.

Patient	Age	Sexe	Classification	Score / 13
1 haa	14a 1m	M	S3 (tillaux), Stade 1	13
2 boo	14a 4m	M	Bimalléolaire, Stade 2	13
3 sch	14a 2m	F	S4 MI, S2 ME, Stade 2	13
4 her	14a 9m	F	Bimalléolaire, Stade 2	13
5 edd	13a 11m	M	S4 (triplane), Stade 1	13
6 cos	12a 7m	F	S4 MI, Stade 2	11 (Réduction 2/4)
7 jeh	5a 8m	F	S4 MI, Stade 1	13

tableau 11 : fractures d'épines tibiales. Patients et résultats.

Patient	Age	Sexe	Classification	Score / 13
3 nah	4a 11m	F	Type 3	13
5 gin	10a 11m	M	Type 2	13

(d) Discussion

Notre implant apparaît globalement bien adapté aux fractures épiphysaires ou épiphysométaphysaires de l'enfant.

Dans les fractures du condyle latéral, les fractures de l'épicondyle médial ou les fractures de cheville, l'utilisation des broches à butée réglable est simple et permet une réduction tout à fait satisfaisante. La mise en compression permet même un gain de réduction par rapport au brochage isolé. Ceci est particulièrement utile au niveau du condyle latéral où un vissage est contre-indiqué et où un brochage divergent classique n'apparaît pas toujours suffisamment stable. La stabilité peropératoire après ostéosynthèse est bonne et nous n'avons eu à déplorer sur une série certes courte, aucun déplacement secondaire ou aucune pseudarthrose, notamment pour les fractures du condyle latéral. Il faut par ailleurs noter que, le score présenté a été calculé à 6 mois de recul mais que pour ces fractures du condyle latéral notamment, la récupération de la fonction est relativement longue comme en témoigne l'amélioration du score fonction pour les patients revus à un an de recul.

La facilité d'utilisation des broches à butée réglables et les bons résultats quant à la stabilité notamment nous les ont fait adopter dans toutes les fractures épiphysaires du coude de l'enfant.

Si l'utilisation de ces broches se fait à foyer ouvert dans les fractures du condyle latéral ou de l'épicondyle médial, elle s'est faite toujours sauf dans un cas en percutané après réduction par manœuvres externes dans les fractures de cheville, la mise en place de la broche par effet poinçon permettant de parfaire la réduction. Une réduction à ciel ouvert a été nécessaire dans un cas de fracture Salter 4 avec troisième fragment épiphysaire (cas n°6). Dans les fractures de chevilles, les broches à butée réglables sont également devenues d'utilisation courante dans notre service.

Dans les fractures d'épine tibiale, l'utilisation de ces broches est encore difficile à évaluer en raison du faible nombre de nos cas. Cette technique à l'avantage d'être simple à réaliser et de permettre une bonne compression du foyer de fracture, sans prendre le risque d'altérer le cartilage de croissance en cas de traversée. L'inconvénient réside dans la nécessité de laisser la broche relativement longue en amont de la butée pour l'ôter sans difficulté et sans arthroscopie complémentaire à 6 semaines, une immobilisation plâtrée étant également indispensable de manière à ne pas abîmer le condyle médial par la tête de broche. En pratique, nous utilisons actuellement cette technique plutôt que le vissage arthroscopique chez les patients relativement jeunes chez qui la longueur de la vis ne permettrait pas d'épargner le cartilage de croissance ou dans les cas où le fragment est trop petit pour admettre une vis ou en cas de fracture comminutive [type 4 de Meyers et Mc Keever (67)].

Un effet n'est bien sûr pas encore analysable sur une étude à court terme. Il s'agit de l'impact sur les zones de croissance. Cependant celui-ci nous paraît relativement bien contrôlé en appliquant la butée uniquement de façon à réduire le foyer de fracture sans chercher une compression maximale, surtout en cas de pontage de la plaque de croissance. Il apparaît cependant nécessaire de réfléchir sur un mode de contrôle précis de cette compression.

(e) Conclusion

Les broches à butée réglables sont adaptées à différents types de fractures épiphysométaphysaires de l'enfant par leur simplicité d'utilisation et leur stabilité. Depuis 2003 leur usage est devenu routinier et nous avons étendu les indications aux fractures plus complexes du coude notamment. Ainsi, si dans les fractures supracondyliennes du coude, l'utilisation de ces broches ne nous semble pas nécessaire, en cas de fracture intercondylienne associée, la fracture peut alors être simplifiée par une broche à butée horizontale en compression.

Si cette broche nous a apporté un réel bénéfice pour les fractures épiphysaires de l'enfant, il nous reste cependant des améliorations à apporter, concernant notamment le contrôle de la compression exercé lors de la mise en place de la butée.

Chapitre V. Problèmes posés, amélioration du matériel

Section 01. Introduction.

Si ce système de broches est satisfaisant sur le plan mécanique et ne nous a pas posé de soucis sur la croissance pour l'instant, il reste cependant des améliorations à apporter. Ces améliorations peuvent porter sur trois points principaux.

Le premier point porte sur le dessin du filetage de manière à obtenir le meilleur ancrage que ce soit en os spongieux ou cortical. Ceci est important notamment si une compression est appliquée sur la butée. En effet, celle-ci ne doit pas aboutir à l'extraction de la broche.

Le second point porte sur le contrôle de la compression. En effet, la compression imposée lors de l'application de la butée devrait être contrôlable [compression inférieure à 30 N voire 10N pour un délai d'ablation de matériel supérieur à 1 mois pour Bonnel (71)], de façon à éviter une épiphysiodèse en cas de traversée des zones de croissance. Ce contrôle de compression passe par le développement d'un matériel ancillaire simple de mise en place.

Le troisième point concerne le dessin de la butée qui doit notamment faciliter la mise en place de l'implant et son ablation. Les différentes étapes d'optimisation de l'implant seront successivement décrites.

Enfin, la section des broches après mise en place des butées doit aussi être améliorée de manière à rendre les têtes de broches les moins agressives possibles pour les tissus mous. Ce dernier point est lié à l'amélioration des systèmes de section de broches et non lié directement à l'implant.

Section 02. Quel dessin pour la broche ? Intérêt d'un filetage et quelle longueur de filetage adopter ?

(a) Introduction

L'utilisation d'une broche étant acquis pour des raisons d'encombrement [Makela (9)] et de facilité de mise en place, la discussion porte sur la forme de la pointe de la broche et sur la présence ou non d'un filetage. De plus, en cas de filetage, qu'elle doit être sa forme et sa longueur ?

Concernant le matériau, l'ablation se faisant généralement dans des délais courts de 6 semaines, nous n'avons pas jugé utile d'utiliser le titane et nous sommes restés à l'inox, ce qui de plus limite le coût.

Pour la forme de la pointe, nous nous sommes orientés vers une pointe trocart qui présente les meilleures performances mécanique immédiates [Namba (76), Piska (77)]. L'échauffement relatif lors de la mise en place présente une valeur un peu plus élevée que pour une pointe Diamant mais de façon non significative [Piska (77)].

Les études mécaniques sur les vis montrent que le diamètre, le pas du filetage [Asnis (70), Chapman (72), Gausepohl (73)], la longueur du filetage [Schwarz 79] la profondeur des filets [Asnis (70), Chapman (72)] et la profondeur d'implantation [Chapman (72)] jouent un rôle dans leur tenue. Concernant les broches, La présence d'un filetage et la profondeur d'implantation augmentent leur tenue mécanique [Rovinsky (78)] mais pour un diamètre et une profondeur d'implantation données, nous n'avons pas trouvé dans la littérature d'étude indiquant l'influence de la longueur et du dessin du filetage. Nous avons donc mené une expérimentation en ce sens.

(b) Matériels et méthodes

L'étude du filetage s'est déroulée en deux phases. La première partie était théorique par calcul aux éléments finis menée par Christophe Perrineau dans le cadre d'un projet de fin d'étude d'ingénieur de l'ENSAIS, projet dirigé par Pierre Mille, Joël Krier et Philippe Gicquel. La seconde partie a été effectuée sur un matériau synthétique en polyuréthane et la troisième sur os humain formolé, ces deux dernières études étant effectuées au sein du laboratoire du GEBOAS.

- **Etude par éléments finis**

Le but de cette étude était d'évaluer pour une broche filetée, la contrainte résultante au voisinage des filets de la broche pour une valeur de serrage donnée (100 N) et ce en fonction de la forme du filetage (symétrique, asymétrique ou conique, figure 22) afin de choisir le meilleur dessin et de s'assurer de l'innocuité pour le cartilage de croissance de cette contrainte. Le module d'Young de l'os était choisi à 500N rentrant ainsi dans la fourchette de valeur du module d'os spongieux retrouvée dans la littérature (50 à 1000N pour Sedel (80)).

- **Etude sur matériau synthétique**

Dans un souci d'homogénéité nous avons comparé différents modèles de broches sur un matériau synthétique en mousse de polyuréthane de densité connue. L'utilisation d'un tel support ne remplace pas l'os, raison pour laquelle une étude sur os sera réalisée ensuite, mais présente l'avantage d'être reproductible et d'éliminer les variations de densités et résistances inhérentes au tissu osseux vivant. L'utilisation d'un tel support est de plus largement utilisé et validé dans la littérature [Gausepohl (73), Shirazi (81), Chapman (72), Rovinsky (78), Asnis (70)].

Nous avons utilisé une mousse de polyuréthane (Kuvo Tec, Sarreguemines, France). Le module d'Young en traction a été analysé dans notre laboratoire (GEBOAS) sur des éprouvettes suivant la norme NF T 51-034 de décembre 1981 concernant les plastiques et testées en traction sur une machine Instron 8500 (Instron Corporation, Massachusetts) pilotée par P.C. (logiciel MAX 4.2), avec cellule de charge de 5kN plus. La valeur moyenne du module d'Young retrouvée était de 80 Mpa.

Les 5 modèles de broches testées (figure 23) avaient toutes un diamètre de 18/10^{ème} de mm (Mathys®, Fixano®). Les broches Mathys de diamètre 1.8 mm ont une âme de diamètre 1.2 mm et un pas de 0,6 mm. Les broches Fixano ont un pas plus faible de moitié. Chaque broche a été mise en place perpendiculairement sur une profondeur de 20 mm, à une vitesse lente de 200 tours par minute au moteur dans des blocs de mousse de 2 cm x 3 cm de côté et 4 cm de profondeur. Les essais ont été effectués en traction sur une machine Instron 8500, la mousse étant bloquée dans un étau et la broche serrée dans les mors de la presse (figure 24). La presse était pilotée en déplacement à une vitesse de 0,5 mm par seconde jusqu'à un déplacement maximum de 5 mm. L'analyse des résultats a porté sur la charge à la rupture en Newton et la comparaison statistique et a été faite par analyse de variance avec localisation éventuelle des différences par la méthode de Newman-Keuls. La recherche de corrélations a fait appel au coefficient R de Pearson.

- **Etude sur os formolé cortical et spongieux**

Pour l'étude sur os nous avons utilisé des pièces anatomiques conservées de tibia fournies par l'institut d'anatomie normale. Le liquide de conservation était à base de formol, ce type de conservation n'ayant pas d'influence sur la résistance mécanique de l'os spongieux [Gicquel (74)]. L'étude sur os cortical était faite sur la diaphyse et l'étude sur os spongieux sur l'épiphyse tibiale distale.

L'étude sur os spongieux a concerné les mêmes implants que les tests sur mousse, la profondeur d'implantation étant également de 20 mm, la mise en place étant réalisée au moteur à 400 tours/mn.

Sur l'os cortical nous avons simplement comparé les broches de Kirchner aux broches filetées de type Fixano et Mathys mais uniquement dans ce cas avec une longueur de filetage de 15 mm et toujours en 18/10^{ème} de mm de diamètre, la profondeur d'implantation étant ici seulement de 6 mm et la mise en place effectuée au moteur à 400 tours / mn.

L'analyse des résultats était faite de la même façon que pour l'étude sur mousse.

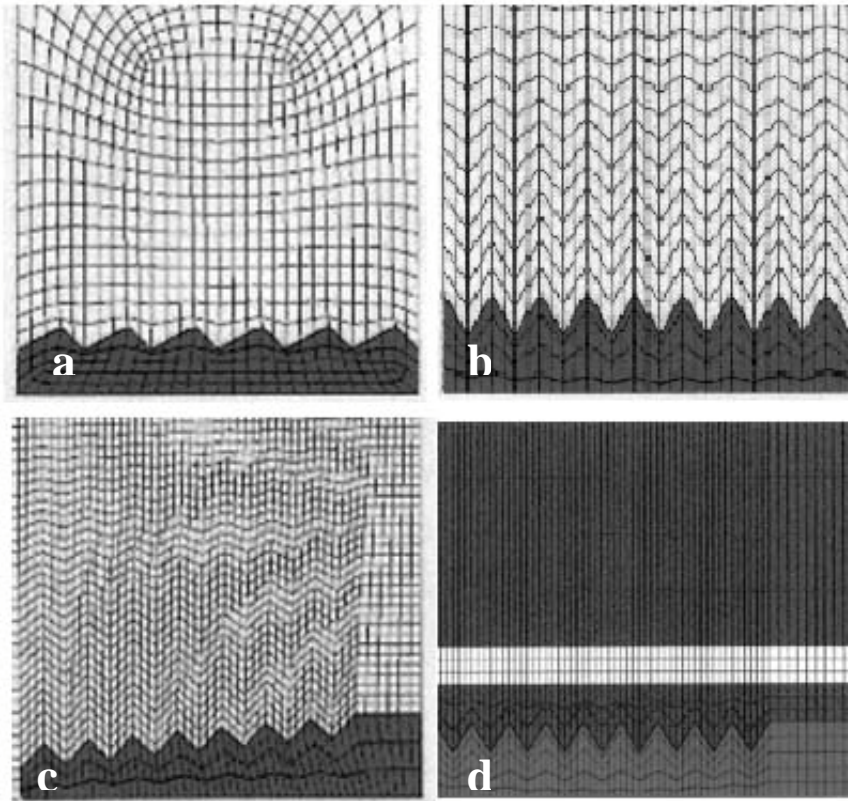


figure 22 : étude par éléments finis, types de filetages, asymétrique (a), symétrique (b) et conique (c) et modélisation avec plaque de croissance (d).

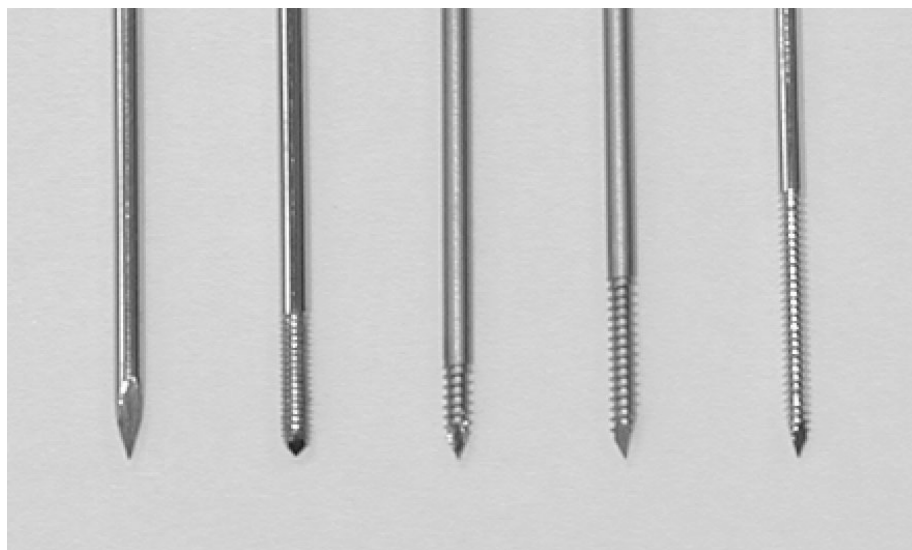


figure 23 : implants testés, de gauche à droite, broche lisse, broche Fixano (8mm), broches Mathys (filetage 5 puis 10 puis 15 mm).

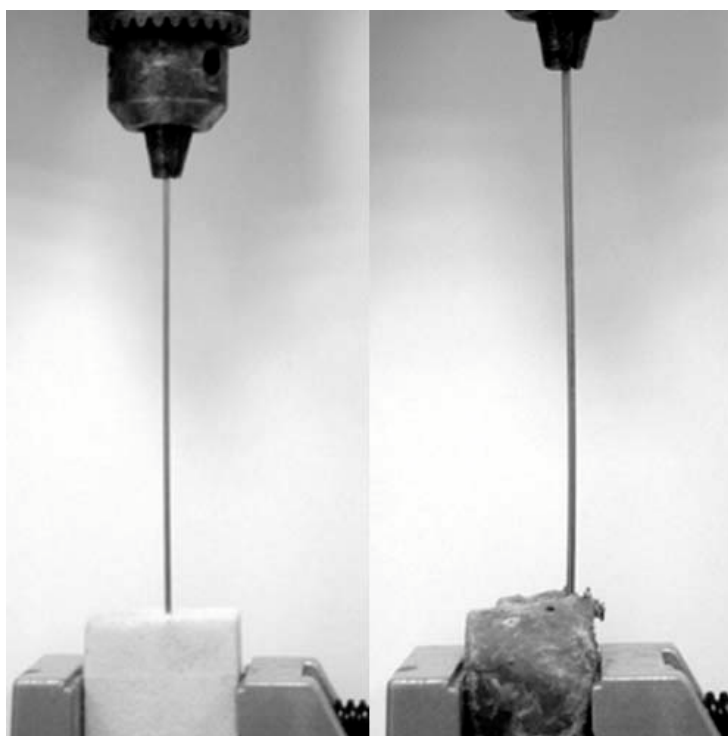


figure 24 : montage expérimental. Essai sur mousse à gauche, sur os à droite.

(c) Résultats

- Etude par éléments finis

Les valeurs enregistrées sont présentées tableau 12.

tableau 12 : contraintes mesurées par éléments finis au contact du filetage.

Dessin du filetage	Filetage asymétrique	Filetage symétrique	Symétrique et conique
Contrainte maximale au voisinage des filets (pour un serrage de 100 N et 6 filets au contact)	44 MPa	47 MPa	29 MPa

Les simulations par éléments finis montrent de plus que la diffusion périphérique est faible, les contraintes se limitant à la zone contiguë aux filets et n'atteignant donc pas la plaque de croissance. De plus, les contraintes s'exercent essentiellement sur les 3 ou 4 derniers filets, ce qui est important à considérer si la broche doit traverser la zone de croissance, ces derniers filets devant alors être à distance de la plaque de croissance.

- **Etude sur matériau synthétique**

Les résultats sont présentés tableau 13.

tableau 13 : tests en traction sur mousse de polyuréthane. Résistance limite en Newton.

Implant	lisse	fixano8 mm	mathys 5 mm	mathys 10 mm	mathys 15 mm
essai 1	15 N	39 N	35 N	70 N	97 N
essai 2	20	37	40	67	96
essai 3	8	31	38	65	88
essai 4	16	36	38	68	109
moyenne	15	36	38	68	98
écart-type	5	3	2	2	9

La comparaison des groupes par analyse de variance montre une différence significative ($F=173$, $P<0,001$). La localisation des différences par la méthode de Neuman-Keuls nous montre qu'il n'y a pas de différence significative entre les implants Fixano et Mathys 5mm, dans tous les autres cas, les résultats diffèrent 2 à 2 de façon significative avec $p<0,001$. La recherche de corrélations par le coefficient R de Pearson nous montre que la résistance à la traction est intimement corrélée ($R=0,998$, $p<0,01$) à la longueur du filetage à profondeur d'enfoncement identique des broches, pour les broches Mathys. A partir de cette corrélation et de la droite de tendance, l'équation entre résistance et longueur du filetage peut être calculée, ce qui permet d'extrapoler et de prévoir la tenue en traction (y) sur mousse de polyuréthane en fonction de la longueur du filetage en mm (x). L'équation est la suivante : $y = 5,58x + 12,9$.

- **Etude sur os formolé cortical et spongieux**

- ◆ *Sur os spongieux:*

Les résultats sont présentés tableau 14.

tableau 14 : tests sur os spongieux. Résistance limite en Newton.

Implant	lisse	fixano8 mm	mathys 5 mm	mathys 10 mm	mathys 15 mm
essai 1	117 N	226 N	147 N	261 N	437 N
essai 2	84	161	143	176	291
essai 3	27	67	90	106	232
essai 4	68	240	257	250	416
moyenne	74	173	159	198	344
écart-type	37	79	70	72	99

La comparaison des groupes par analyse de variance montre une différence significative (F= 6,99, P=0,002). La localisation des différences par la méthode de Neuman-Keuls nous montre que les implants Mathys 15mm, sont significativement supérieurs à tous les autres (p<0,02 pour les autres broches filetés à p=0,001 pour les broches lisses). Il n'y a pas de différences significatives entre les autres groupes pris 2 à 2.

La recherche de corrélations par le coefficient R de Pearson nous montre ici aussi que la résistance à la traction est intimement corrélée (R=0,97, p<0,05) à la longueur du filetage à profondeur d'enfoncement identique des broches, pour les broches Mathys. A partir de cette corrélation et de la droite de tendance, l'équation entre résistance et longueur du filetage peut être calculée, ce qui permet d'extrapoler et de prévoir la tenue en traction (y) sur os spongieux en fonction de la longueur du filetage en mm (x). L'équation est la suivante : $y = 16,988x + 66,406$.

◆ *Sur os cortical*

Les résultats sont présentés tableau 15.

tableau 15 : tests sur os cortical. Résistance limite en Newton.

Implant	lisse	fixano 8 mm	mathys 15 mm
essai 1	38 N	240 N	431 N
essai 2	37	425	360
essai 3	38	280	404
essai 4	38	290	409
moyenne	38	309	401
écart-type	1	80	30

La comparaison des groupes par analyse de variance montre une différence significative (F= 58, P<0,001). La localisation des différences par la méthode de Neuman-Keuls nous montre que les implants filetés (Mathys et Fixano), sont significativement supérieurs aux broches lisses (p<0,001) et le filetage Mathys est également supérieur au filetage Fixano (p<0,05).

(d) Discussion

- **Eléments finis**

En référence avec notre étude par éléments finis, un filetage conique serait peut être idéal en tous cas sur la répartition des contraintes mais la conception difficile nous fait en rester à un dessin classique asymétrique. La faible diffusion des contraintes rend possible le positionnement proche du cartilage de croissance.

- **Mousse et os**

L'analyse de nos résultats nous montre que la présence du filetage augmente la tenue mécanique des broches que ce soit dans un modèle synthétique ou dans l'os spongieux et cortical confirmant les données de la littérature [Rovinsky (78)]. D'autre part, si la profondeur d'introduction des implants augmente la tenue [Chapman (72), Rovinsky (78)], la longueur du filetage joue aussi un rôle essentiel dans la tenue des broches et ce comme pour les vis [Schwarz (79)].

La forme du filetage et notamment du pas et de la profondeur des filets joue également un rôle dans la tenue des vis comme l'ont montré Asnis (70), Chapman (72) ou Gausepohl (73), et ceci est également vérifié pour les broches. Cependant, si pour les vis la diminution du pas [Asnis (70), Chapman (72)] augmente la tenue, avec sur les différents pas testé par Asnis (70) de meilleures performances pour un pas minimal testé de 0,787 mm pour les vis de diamètre 6,4 mm il semble en tous cas sur les broches qu'il y ait un seuil au dessous duquel la résistance diminue à nouveau et dans notre étude la comparaison entre les broches Fixano et Mathys plaiderait pour un pas qui doit rester supérieur à 0,5 mm, le dessin proposé par Mathys paraissant plus efficace. Concernant la profondeur des filets, la finesse des implants autorise peu de variation et nous n'avons pas fait varier ce paramètre pour les broches Mathys, et nous en resterons à la profondeur de 0,3 mm pour une broche de 1,8 mm de diamètre.

(e) Conclusion

Nous avons montré une corrélation forte entre tenue mécanique à l'arrachement et longueur du filetage, que ce soit sur un modèle synthétique ou sur os spongieux. Cette corrélation permet d'établir dans ces deux cas l'équation évaluant la résistance en traction en fonction de la longueur du filetage, ce qui permet de prévoir la longueur de filetage à adopter pour une résistance souhaitée. Concernant la longueur de filetage optimale, même s'il est difficile d'extrapoler un modèle biomécanique à la situation in vivo, il nous semble qu'une longueur de filetage de 10 mm en broches Mathys présente des caractéristiques de tenue mécanique suffisantes.

Section 03. Contrôle de la compression exercée sur la butée.

(a) But

Le but était de pouvoir s'assurer qu'en cas notamment de passage transphysaire de la broche, la compression exercée sur la butée restait toujours inférieure à 30 N voire 10 N selon le délai d'ablation souhaité. Deux possibilités sont alors offertes, soit simplement appliquer la butée contre l'os sans pression comme nous le faisons actuellement lorsque la broche traverse le cartilage de croissance, ce qui correspond à une compression nulle, soit pouvoir contrôler par un instrument la pression exercée. D'autre part, en l'absence de passage à travers la plaque de croissance, la compression est libre mais elle ne doit pas aboutir si elle est trop importante à l'extraction de la broche de son ancrage distal, si l'instrument utilisé prend appui sur la broche.

Il faut donc également probablement pouvoir limiter cette compression aux valeurs précédemment trouvées lors de l'étude du filetage à savoir par exemple en os spongieux si l'on prend en compte la valeur la plus basse de nos essais, moins de 60N avec une broche Fixano ou moins de 100N avec une broche Mathys de 10mm.

(b) Contrôle par tenseur dynamométrique

L'utilisation d'un tenseur dynamométrique (figure 25) semblable à celui utilisé pour mettre en tension les broches des fixateurs externes circulaires nous semble le plus simple. La broche est mise en place pour stabiliser la fracture, puis la butée est glissée et appliquée au contact de l'os. Le tenseur est ensuite glissé sur la broche au contact de la butée. Le serrage des poignées du tenseur le bloque sur la broche et son extrémité va alors comprimer la butée à une force choisie (par exemple 50N). La graduation sur l'instrument permet de contrôler aisément la force exercée. Lorsque cette compression est adaptée, la butée est ensuite bloquée.

Le modèle de tenseur présenté est encore volumineux mais il permet une compression de 150N ce qui n'est pas utile pour les fractures épiphysaires. Un modèle plus léger limité à 50N avec graduation par 10 N serait suffisant et est à concevoir.

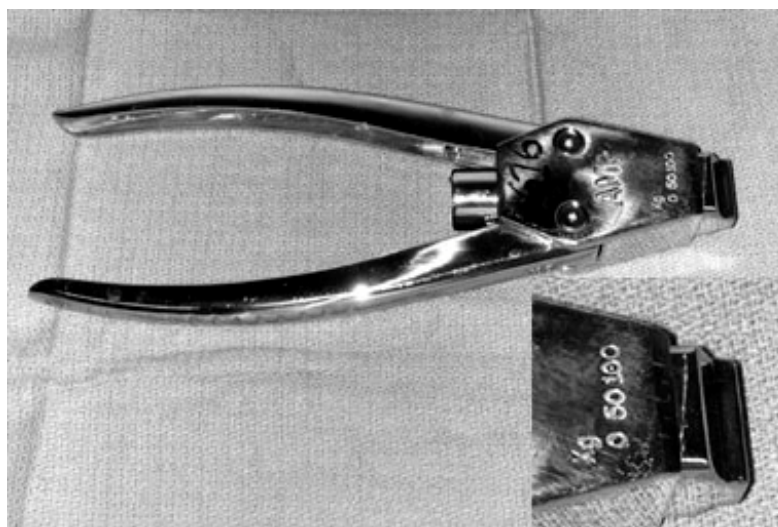


figure 25 : dynamomètre (Fixano®) avec agrandissement de la zone de contrôle de compression.

Section 04. Amélioration du système de butée :

L'étape suivante a consisté en l'amélioration du système de butée. L'idée était la recherche d'un système de mise en place coaxial de la butée avec éventuellement contrôle associé de la compression. Deux pistes principales de recherche sont présentées, ayant abouties pour la seconde à un brevet. Ces pistes ont cependant pour l'instant été abandonné en raison principalement des difficultés de miniaturisation.

(a) Prototype n°1

Il s'agissait (figure 26) d'une broche sur laquelle un plan crénelé a été réalisé de manière à faire glisser une butée en polymère. La mise en compression progressive était possible mais nous nous sommes heurtés à des problèmes de fiabilité du système pour des petits diamètres de broches. Nous avons donc exploré d'autres pistes.

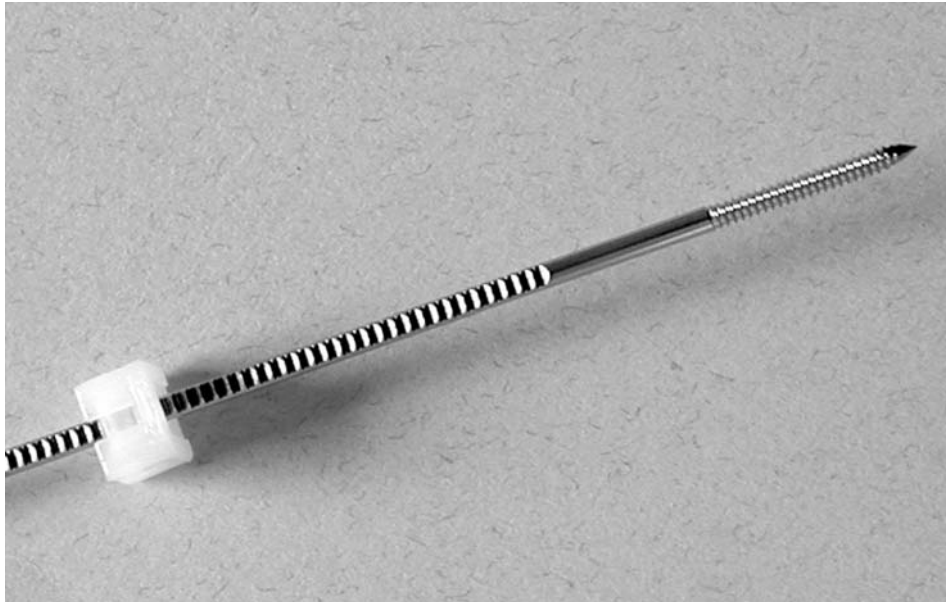


figure 26 : prototype n°1.

(b) Prototype n° 2

Il s'agissait (figure 27) d'un système coaxial comprenant un écrou de diamètre 12 mm et d'épaisseur 4 mm dans lequel est vissé une tête conique perforée pour le passage d'une broche. Le vissage de cette tête resserre les 4 pattes de forme globale conique et bloquent ainsi la broche. Deux types de tests ont été réalisés.

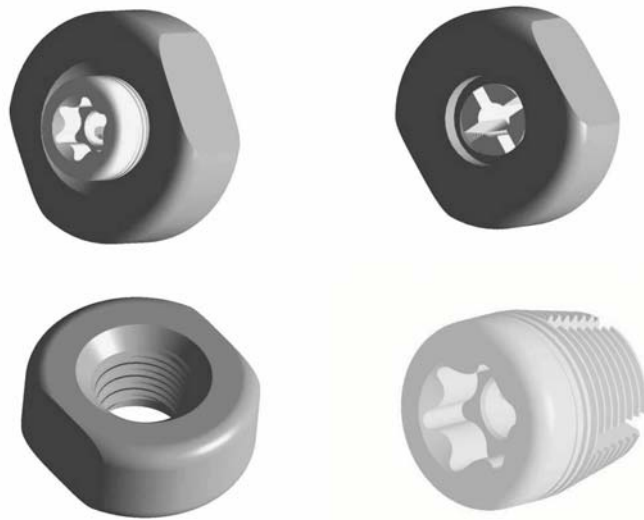


figure 27 : prototype de tête Mathys BSS (Block Stop System).

- **Essais préliminaires**

- ◆ *Matériels et méthodes*

Premiers tests : comparaison de la tenue de la tête (fixano vs BSS) sur la broche

Il fallait dans un premier temps comparer la résistance au glissement de ce système sur la broche par rapport au système Fixano. Ces tests réalisés à l'usine Mathys ont permis de mesurer la force nécessaire à l'arrachement des têtes. Le serrage des butées Finano était effectué à un couple de 0,47 Nm correspondant à la valeur de rupture du système autocassable. Le serrage des butées BSS était effectué à une valeur de 1,6 Nm. Les tests étaient réalisés en traction sur une machine Zwick 1475.

La comparaison statistique a été faite par analyse de variance.

Second tests : comparaison de différents systèmes d'ostéosynthèse sur os

Nous avons ensuite appliqué ce système sur l'os en utilisant une paire d'os de cochon frais congelé. Le protocole décrit dans le second chapitre a été repris en utilisant simplement une seule paire d'os frais congelé de cochon et en comparant notre nouvelle butée (BSS) par rapport à une ostéosynthèse par broches, vis ou broche Fixano.

2 modèles de fractures ont été réalisés à la scie. Un premier au niveau de tibia proximal interne réalisant un type 3 de Salter permettant de comparer notre broche BSS à butée

réglables à un vissage parallèle au cartilage de croissance. Le second modèle réalisait un type 4 de Salter au niveau malléolaire interne comparant notre broche BSS à un brochage classique utilisant 2 broches de Kirchner placées dans le même plan parallèlement au cartilage de croissance et légèrement convergentes. A noter qu'ici, pour ces tests préliminaires, nous avons également comparé sur une fracture de la tubérosité tibiale antérieure (TTA) réalisant un type 1 de Salter notre broche BSS par rapport au système Fixano.

Les broches utilisées étaient de diamètre 1,8 mm comme pour la broche BSS. La vis était une vis spongieuse petit fragment AO de 4 mm de diamètre. L'ancrage distal était placé en zone spongieuse. La mise en place des broches était effectuée au moteur et en cas de broches à butée Fixano ou broche Mathys BSS, la butée était placée au contact osseux par pression manuelle puis bloquée par le système autocassant ou verrouillée en cas de BBS. La vis était mise en place selon la technique habituelle après méchage (diamètre 2,5 mm).

Avant réalisation du trait de fracture et avant ostéosynthèse, une drisse en polyéthylène de diamètre 4 mm (résistance en traction de 2400 N, données fabricant), était collée au cyanacrylate sur la face médiale du plateau tibial et de la malléole médiale et sur la TTA. Les ostéosynthèses étaient ensuite réalisées (figure 28).

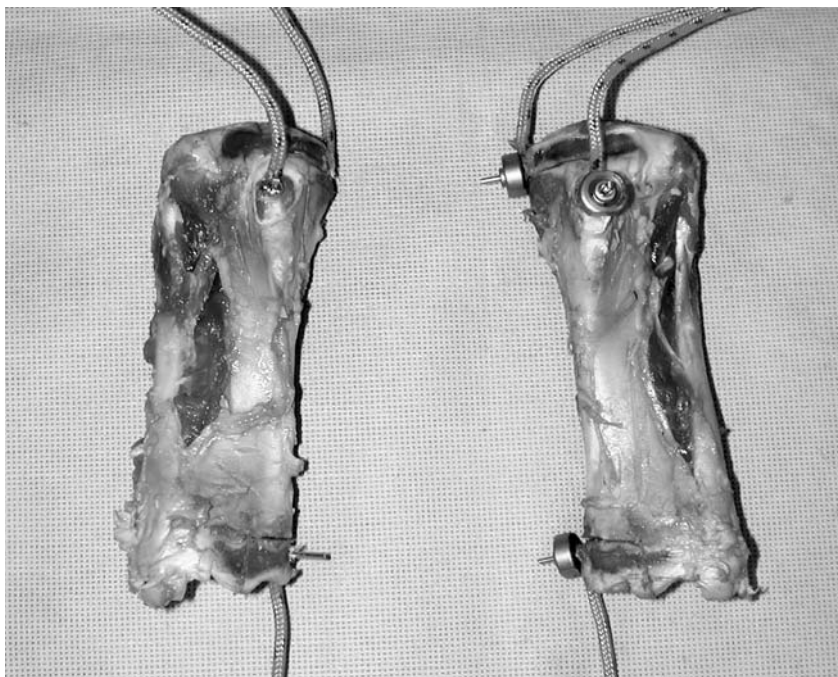


figure 28 : montage sur os avant essai.

Les montages étaient sollicités en traction après positionnement sur une machine Instron 8500 (Instron Corporation, Massachusetts) pilotée par P.C. (logiciel MAX 4.2), avec cellule de charge de 5kN. Les montages étaient fixés par vis verticalement sur une plaquette en bois maintenue dans un étau. La traction était exercée par l'intermédiaire de la drisse verticalement et donc perpendiculairement aux implants et à la plaque de croissance et parallèlement au trait épiphysaire. La presse était pilotée en déplacement à une vitesse de 2 mm par seconde jusqu'à la rupture du montage. Une précharge de 5 N était imposée avant démarrage de l'essai.

Les mesures portaient comme précédemment sur la limite de résistance du montage (en Newton) jugée sur la valeur à partir de laquelle on notait une inflexion la courbe de charge par

rapport au déplacement et sur la pente jusqu'à cette limite (en Newton par mm). Bien entendu, sur une paire, il n'y a pas eu de comparaison statistique.

◆ **Résultats**

Essai sur la tête :

Les résultats sont présentés tableau 16.

tableau 16 : résultats des essais sur la tête.

Implants	Fixano : Serrage à 0,47 Nm Force d'arrachement (N)	BSS : Serrage à 1,6 Nm Force d'arrachement (N)
Essai n°1	195	166
Essai n°2	252	105
Essai n°3	190	143
Essai n°4	143	277
Essai n°5	186	275
Moyenne ± Ecart - type	193 ± 38	193 ± 78

Il n'y a pas de différence significative ($p = 1$) entre les 2 types de tête concernant la tenue sur la broche. De plus, la valeur moyenne est supérieure (environ 200 Newton) à la valeur nécessaire en utilisation clinique.

Essai sur os :

Les résultats sont présentés tableau 17.

tableau 17 : résultats des essais sur os.

	BSS	Vis	BSS	2 Broches	BSS	Fixano
Type de fracture	Salter 3	Salter 3	Salter 4	Salter 4	Salter 1	Salter 1
Pente en mm/N	0,25	0,24	0,27	0,24	0,11	0,18
Limite en N	57	66	56	33	177	117

Nous ne tirerons pas de conclusion sur une seule paire d'essai, mais les valeurs semblent cohérentes concernant les ostéosynthèses des fractures Salter 3 et Salter 4 avec celles retrouvées lors des essais réalisés sur les broches Fixano. Concernant les essais sur les fractures de la TTA, les valeurs sont encourageantes mais il faut rappeler que la tenue est modifiée par l'essai sur la fracture Salter 3, raison pour laquelle nous n'en avons pas tenu compte dans notre série appariée sur les broches Fixano, rendant l'écart des valeurs non interprétable.

◆ *Discussion et conclusion*

La tenue de la tête BSS sur la broche est tout à fait satisfaisante et d'un niveau supérieur à celui nécessaire en utilisation clinique et comparable à celle des butées Fixano. Leur mise en place sur os est aisée et la tenue globale de l'implant paraît superposable à celle des broches Fixano. Le modèle de tête coaxiale étant validé, et ayant d'ailleurs fait l'objet d'un Brevet (Klemmvorrichtung®, Mathys, annexe 5) il fallait alors affiner cet implant pour le ramener à un volume cohérent pour l'utilisation clinique chez l'enfant, ce qui nous a malheureusement posé problème et nous a fait abandonner cette piste pour l'instant.

(c) Prototype n°3

Ce prototype appelé Wireball (Synthes) est une butée déformable. Pour des raisons de confidentialité, nous ne pouvons en présenter qu'une description sommaire. La butée est refermée grâce à une instrumentation spéciale permettant alors son blocage sur la broche. De plus, le même instrument une fois la butée mise en place, permet la section de la broche à ras de la butée, rendant alors la tête de broche non agressive. Cet implant est intéressant car il a un volume tout à fait adapté (environ 4,5 x 3,5 mm) et la section de la broche est parfaite. Cependant, nous sommes confronté pour l'instant à deux problèmes non résolus. D'une part, le volume du matériel ancillaire qui ne permettrait pas une mise en place par voie percutanée et d'autre part, l'absence de fiabilité du système de contrôle de compression.

Chapitre VI. Conclusions

Les fractures épiphysio-métaphysaires chez l'enfant présentent un risque de désaxation des membres ou de survenue d'inégalité de longueur en cas d'atteinte des cartilages de croissance. Ce risque peut être certes lié au traumatisme lui-même mais il peut aussi être la conséquence du traitement mis en œuvre pour réduire au mieux cette fracture. Il s'agira alors d'une lésion liée à l'abord chirurgical ou au type de matériel utilisé ou à son mode de mise en place. Il convient en fait d'être le moins agressif possible en utilisant un abord restreint et surtout en respectant la vascularisation des zones de croissance et en privilégiant un matériel d'ostéosynthèse léger.

Les ostéosyntheses par broches sont habituelles dans ces types de fracture chez l'enfant mais elles présentent parfois une stabilité insuffisante. Nous avons donc cherché à développer un nouveau concept d'ostéosynthèse spécifique pour ce type de fractures chez l'enfant, respectant les zones de croissance, de faible encombrement, simple à utiliser et polyvalent c'est-à-dire applicable à tout âge et sur de multiples types de fracture.

Nous avons ainsi développé le principe des broches à butée réglables en nous appuyant sur une expérimentation biomécanique. Les qualités de stabilité et la facilité d'utilisation de ces broches ont pu être confirmées en pratique clinique et elles sont actuellement utilisées en routine dans notre service pour les fractures épiphysio-métaphysaires.

Bien entendu, tout matériel peut être amélioré et différentes pistes cherchant à l'optimiser ont été étudiées et sont présentées. Elles concernent notamment la forme du filetage de manière à optimiser l'ancrage osseux. Il apparaît ainsi qu'un filetage plus long et à pas plus large serait plus adapté. Une modification du type de butée a également été étudiée mais pose pour l'instant des problèmes notamment en raison des possibilités de miniaturisation de l'implant ou de l'ancillaire.

Le point essentiel d'étude concerne cependant le contrôle de la compression appliquée sur la butée de manière à ne pas dépasser en cas de franchissement d'une zone de croissance, les valeurs limites connues de compression exposant à une épiphysiodèse. Actuellement nous appliquons cette butée manuellement au contact du fragment fracturé et n'exerçons aucune compression lorsque la broche traverse une plaque de croissance. Cette compression pourrait toutefois être contrôlée à l'aide d'un tenseur dynamométrique en choisissant la force exercée en fonction du délai d'ablation du matériel prévu.

Chapitre VII. Références Bibliographiques

Chapitre I : Introduction

1. Barmada A, Gaynor T, Mubarak SJ. Premature physeal closure following distal tibia physeal fractures : a new radiographic predictor. *J Pediatr. Orthop*, 2003, 23, 733-739.
2. Bonnel F, Peruchon E, Baldet P, Dimeglio A, Rabischong P. Effects of compression on growth plates in the rabbit. *Acta Orthop Scand*, 1983, 54, 730-733
3. Clavert JM, Métaizeau JP. Les fractures des membres chez l'enfant. Montpellier : Sauramps Médical, 1990.
4. Damsin JP, Langlais J. Traumatologie du coude de l'enfant. Cahiers d'Enseignement de la SOFCOT, Paris, Elsevier, 1999.
5. Filipe G. Séquelles des fractures du cou-de-pied chez l'enfant. In : Les fractures des membres chez l'enfant. Montpellier : Sauramps Médical, 1990, 369-376.
6. Gicquel Ph, De Billy B, Karger C, Clavert JM. Olecranon fractures in 26 children with a mean follow-up of 59 months. *J Pediatr Orthop*, 2001, 21, 141-147.
7. Gicquel Ph, Maximin MC, Boutemy Ph, Karger C, Kempf JF, Clavert JM. Biomechanical analysis of olecranon fracture fixation in children. *J Pediatr Orthop*, 2002 ; 22 :17-21.
8. Lascombes P, Prevot J, Bardoux J. Pronostic des fractures de l'extrémité inférieure du fémur chez l'enfant et l'adolescent. *Rev Chir Orthop*, 1998, 84, 438-445.
9. Makela EA, Vainionpaa S, Vihtonen K, Mero M, Rokkanen P. The effect of trauma to the lower femoral epiphyseal plate. An experimental study in rabbits. *J Bone Joint Surg*, 1988, 70B, 187-191
10. Rockwood CA. Fractures in children, 4th ed. Volume 3. Philadelphia: Lippincott-Raven, 1996.
11. Teot L. Traumatismes de la plaque de croissance. In : Les fractures des membres chez l'enfant. Montpellier : Sauramps Médical, 1990, 393-408.

Chapitre II : Elaboration du cahier des charges d'un nouveau concept d'ostéosynthèse des fractures épiphyso-métaphysaires de l'enfant.

12. Barmada A, Gaynor T, Mubarak SJ. Premature physeal closure following distal tibia physeal fractures : a new radiographic predictor. *J Pediatr. Orthop*, 2003, 23, 733-739.
13. Bjerkreim I, Langard O. Effect upon longitudinal growth of femur by intramedullary nailing in rats. *Acta Orthop Scand*, 1983, 54, 363-365.
14. Bonnel F, Peruchon E, Baldet P, Dimeglio A, Rabischong P. Effects of compression on growth plates in the rabbit. *Acta Orthop Scand*, 1983, 54, 730-733
15. Egol KA, Karunakar M, Phieffer L, Meyer R, Wattenbarger JM. Earlt versus late reduction of physeal fracture in an animal model. *J Pediatr. Orthop*, 2002, 22, 208-211.
16. Gicquel Ph, De Billy B, Karger C, Clavert JM. Olecranon fractures in 26 children with a mean follow-up of 59 months. *J Pediatr Orthop*, 2002, 22, 17-21.
17. Makela EA, Vainionpaa S, Vihtonen K, Mero M, Rokkanen P. The effect of trauma to the lower femoral epiphyseal plate. An experimental study in rabbits. *J Bone Joint Surg*, 1988, 70B, 187-191
18. Mendez AA, Bartal E, Grillot MB, Lin JJ. Compression (Salter-Harris type V) physeal fracture : an experimental model in the rat. *J Pediatr. Orthop*, 1992, 12, 29-37.
19. Métaizeau JP. Les fractures du col du radius. In : *Ostéosynthèse chez l'enfant. Sauramps Médical, Montpellier*, 1988, 93-96.
20. Nordentoft EL. Experimental epiphyseal injuries : grading of traumas and attempt at treating traumatic epiphyseal arrest in animals. *Acta Orthop Scand*, 1969, 40, 176-92.
21. Rang M. fracture care is a game of chess. In : Rang M, ed. *Children Fractures*. Philadelphia : JB Lippincott, 1983, 26-36.
22. Salter RB, Harris WR. Injuries involving the growth plate. *J Bone Joint Surg*. 1963, 45A, 587-622.
23. Wattenbarger JM, Gruber HE, Phieffer LS. Physeal fractures, part I histologic features of bone, cartilage, and bar deformation in a small animal model. *J Pediatr. Orthop*, 2002, 22, 703-709.

Chapitre III : Développement d'une technique mini-invasive d'ostéosynthèse des fractures de l'olécrane de l'enfant

Etude biomécanique des ostéosynthèses des fractures de l'olécrane chez l'enfant

24. Ashman RB. Elastic modulus of trabecular bone material. *J Biomechanics*, 1988, 21, 177-181.
25. Bracq H. Fractures de l'olécrane. In : Fractures du coude chez l'enfant, symposium de la S.O.F.C.O.T. dirigé par JC. Pouliquen. *Rev Chir Orthop*, 1987, 73, 469-471.
26. Currey JD. The mechanical consequences of variation in the mineral content of bone. *J Biomechanics*, 1969, 2, 1-11.
27. Gicquel Ph, Bonnomet F, Boutemy Ph, Schlemmer B, Kempf JF. Etude comparative expérimentale de trois systèmes d'ostéosynthèse des fractures de l'humérus proximal. Etude préliminaire sur les propriétés mécaniques de l'os spongieux conservé. *Rev Chir Orthop*, 1999, 85, 811-822.
28. Gicquel Ph, De Billy B, Karger C, Clavert JM. Olecranon fractures in 26 children with a mean follow-up of 59 months. *J Pediatr Orthop*, 2002, 22, 17-21.
29. Graves SC, Canale T. Fractures of the olecranon in children : long term follow-up. *J Pediatr Orthop*, 1993, 13, 239-241.
30. Louahem D, Kouyoumdjian P, Mazeau Ph, Dimeglio A. Troubles de croissance après fracture de l'olécrane : étude sur 37 cas chez 36 patients. *Rev Chir Orthop*, 1998, 84 (suppl. II), 88.
31. Matthews JG. Fractures of the olecranon in children. *Injury*, 1980, 12, 207-212.
32. Müller ME, Allgöwer M, Schneider R, Willenegger H. Manual der Osteosynthese. AO-Technik. 3. Auflage. *Springer-Verlag, Berlin*, 1979, 189.
33. Müller ME, Allgöwer M, Schneider R, Willenegger H. Manual der Osteosynthese. AO-Technik. 3. Auflage. *Springer-Verlag, Berlin*, 1992, 460-461.
34. Murphy DF, Greene WB, Gilbert JA, Dameron TB. Displaced olecranon fractures in adults. Biomechanical analysis of fixation methods. *Clin Orthop*, 1987, 224, 210-214.
35. Papavasiliou VA, Beslikas TA, Nenopoulos S. Isolated fractures of the olecranon in children. *Injury*, 1987, 18, 100-102.
36. Rockwood CA, Wilkins KE, Beaty JH. Fractures of the proximal ulna (olecranon). In : fractures in children, 4th edition, *Lippincott-Raven*, 1996, 3, 613-651.
37. Rowland SA, Burkhart SS. Tension band wiring of olecranon fractures. A modification of the AO technique. *Clin Orthop*, 1992, 277, 238-242.
38. Saitoh S, Nakatsuchi Y. Osteoporosis of the proximal humerus : Comparison of bone-mineral density and mechanical strength with the proximal femur. *J Shoulder Elbow Surg*, 1993, 2, 78-84.
39. Sedlin ED, Hirsch C. Factors affecting the determination of the physical properties of femoral cortical bone. *Acta Orthop Scand*, 1966, 37, 29-48.
40. Turner CH, Burr DB. Basic biomechanical measurements of bone: A tutorial. *Bone*, 1993, 14, 595-608.

Résultats cliniques. Technique et résultats préliminaires d'un nouveau principe d'ostéosynthèse des fractures de l'olécrane chez l'enfant

41. Bonnel F, Peruchon E, Baldet P, Dimeglio A, Rabishong P. Effects of compression on growth plates in the rabbit. *Acta Orthop Scand*, 1983, 54, 730-733.
42. Bracq H. Fractures de l'olécrane. In : Fractures du coude chez l'enfant, symposium de la S.O.F.C.O.T. dirigé par JC. Pouliquen. *Rev Chir Orthop*, 1987, 73, 469-471.
43. Chambers HC, Wilkins KE. Fractures of the proximal ulna (olecranon). In : Rockwood CA, Wilkins KE, Beaty JH, fractures in children, 4th edition, *Lippincott-Raven*, 1996, 3, 613-651.
44. Gicquel Ph, De Billy B, Karger C, Clavert JM. Olecranon fractures in children. Review of a series of 26 patients with a mean follow-up of 59 months. *J Pediatr Orthop* 2001 ; 21 :141-147.
45. Gicquel P, Maximin MC, Boutemy P, Karger C, Kempf JF, Clavert JM. Biomechanical analysis of olecranon fracture fixation in children. *J Pediatr Orthop*, 2002 ; 22 :17-21.
46. Graves SC, Canale T. Fractures of the olecranon in children : long term follow-up. *J Pediatr Orthop*, 1993, 13, 239-241.
47. Louahem D, Kouyoumdjian P, Mazeau Ph, Dimeglio A. Troubles de croissance après fracture de l'olécrane : étude sur 37 cas chez 36 patients. *Rev Chir Orthop*, 1998, 84 (suppl. II), p88.
48. Matthews JG. Fractures of the olecranon in children. *Injury*, 1980, 12, 207-212.
49. Métaizeau JP. Les fractures du col du radius. In : Ostéosynthèse chez l'enfant. *Sauramps Médical, Montpellier*, 1988, 93-96.
50. Müller ME, Allgöwer M, Schneider R, Willenegger H. Manual der Osteosynthese. AO-Technik. 3. Auflage. *Springer-Verlag, Berlin*, 1979, 189.
51. Murphy DF, Greene WB, Dameron TB. Displaced olecranon fractures in adults. Clinical evaluation. *Clin Orthop*, 1987, 224, 215-223.
52. Papavasiliou VA, Beslikas TA, Nenopoulos S. Isolated fractures of the olecranon in children. *Injury*, 1987, 18, 100-102.
53. Pouliquen JC, Rodriguez MR. Fractures de l'extrémité supérieure des deux os de l'avant-bras chez l'enfant. *Encycl. Méd. Chir. (Paris-France), Appareil locomoteur*, 14043 C10, 10-1988, 4p.
54. Rowland SA, Burkhart SS. Tension band wiring of olecranon fractures. A modification of the AO technique. *Clin Orthop*, 1992, 277, 238-242.

Chapitre IV : Application de la broche à butée à d'autres types de fracture

Etude biomécanique comparative des broches à butées réglables sur un modèle de fracture de type infantile

55. Clavert JM, Métaizeau JP. Les fractures des membres chez l'enfant. Montpellier : Sauramps Médical, 1990.
56. Gicquel Ph, Maximin MC, Karger C, Clavert JM. Surgical technique and preliminary results of a new fixation concepts of olecranon fractures in Children. *J Pediatr Orthop*, 2003, 23, 398-401.
57. Komender A. Influence de la conservation sur certaines propriétés mécaniques de l'os compact de l'homme. *Mater Med Pol*, 1976, 8, 13-17.
58. Laforest P, Kempf JF, Follea G, Karger C, Kempf I. Comparaison des qualités mécaniques de l'os cortical de banque suivant la méthode de congélation. *Rev Chir Orthop*, 1991, 77, 389-395.
59. Lascombes P, Métaizeau JP, Clavert JM, Karger C, Ligier JN. Fractures de l'enfant, Sauramps médical Editeur, 2002.
60. Linde F, Sorensen HCF. The effect of different storage methods on the mechanical properties of trabecular bone. *J Biomechanics*, 1993, 26, 1249-1252.
61. Panjabi MM, Krag M, Summers D, Videman T. Biomechanical time-tolerance of fresh cadaveric human spine specimens. *J Orthop Res*, 1985, 3, 292-300.
62. Salter RB, Harris WR. Injuries involving the growth plate. *J Bone Joint Surg*. 1963, 45A, 587-622.

Application clinique des broches à butées réglables sur différents types de fractures épiphyso-métaphysaires de l'enfant

63. Badelon O, Bensahel H, Mazda K, Vie P. Lateral humeral condylar fractures in children. A report of 47 cases. *J Pediatr Orthop*, 1988, 8, 31-34.
64. Gicquel Ph, Maximin MC, Karger C, Clavert JM. Surgical technique and preliminary results of a new fixation concepts of olecranon fractures in Children. *J Pediatr Orthop*, 2003, 23, 398-401.
65. Lagrange J, Rigault P. Fractures du condyle externe. *Rev Chir Orthop*, 1962, 48, 415-446.
66. Marion J, Faysse R. Fractures de l'épitrôchlée. *Rev Chir Orthop*, 1962, 48, 447-470.
67. Meyers MH, McKeever FM. Follow-up notes. Fracture of the intercondylar eminence of the tibia. *J Bone Joint Surg*, 1970, 52A, 1677-1684.
68. Salter RB, Harris WR. Injuries involving the growth plate. *J Bone Joint Surg*, 1963, 45A, 587-622.
69. Watson-Jones R. Fractures and joint injuries, pp 664. 4th edition. Edimburgh, Livingston, 1976.

Chapitre V : Problèmes posés, amélioration du matériel

70. Asnis SE, Ernberg JJ, Bostrom PG, Wright TM, Harrington RM, Tencer A, Peterson M. Cancellous bone screw thread design and holding power. *J Orthop Trauma*, 1996, 10, 462-469.
71. Bonnel F, Peruchon E, Baldet P, Dimeglio A, Rabishong P. Effects of compression on growth plates in the rabbit. *Acta Orthop Scand*, 1983, 54, 730-733.
72. Chapman JR, Harrington RM, Lee KM, Anderson PA, Tencer AF, Kowalski D. Factors affecting the pullout strength of cancellous bone screws. *J Biomech Eng*, 1996, 118, 391-398.
73. Gausepohl T, Möhring R, Pennig D, Koebke J. Fine thread versus coarse thread. A comparison of the maximum holding power. *Injury*, 2001, 32, SD1-SD7.
74. Gicquel P, Bonnomet F, Boutemy P, Schlemmer B, Kempf JF. Etude comparative expérimentale de trois systèmes d'ostéosynthèse des fractures de l'humérus proximal. *Rev Chir Orthop*, 1999, 85, 811-820.
75. Makela EA, Vainionpaa S, Vihtonen K, Mero M, Rokkanen P. The effect of trauma to the lower femoral epiphyseal plate. An experimental study in rabbits. *J Bone Joint Surg*, 1988, 70-B, 187-191.
76. Namba RS, Kabo JM, Meals RA. Biomechanical effects of point configuration in Kirschner-wire fixation. *Clin Orthop*, 1987, 214, 19-22.
77. Piska M, Yang L, Reed M, Saleh M. Drilling efficiency and temperature elevation of three types of Kirschner-wire point. *J Bone J surg*, 2002, 84-B, 137-140.
78. Rovinsky D, Haskell A, Liu Q, Paiement GD, Robinovitch S. Evaluation of a new method of small fragment fixation in a medial malleolus fracture model. *J Orthop Trauma*, 2000, 14, 420-425.
79. Schwarz N, Newald J. The experimental measurement of torque and axial force of 6.5 mm ASIF lag screws in fixation of femoral neck fractures. *Arch Orthop Trauma Surg*, 1981, 98, 57-60.
80. Sedel L, Meunier A, Nizard R. Biomécanique de l'os. Applications au traitement des fractures. Editions Techniques. Encycl. Méd. Chir. Paris-France, Appareil Locomoteur, 14-031-A-30, 1993, 12p.
81. Shirazi-Adl A, Dammak M, Zukor DJ. Fixation pull-out response measurement of bone screws and porous-surfaced posts. *J Biomech*, 1994, 27, 1249-1258.

Chapitre VIII. Annexes

- Annexe 1 : Gicquel Ph, De Billy B, Karger C, Clavert JM. Olecranon fractures in 26 children with a mean follow-up of 59 months. *J Pediatr Orthop*, 2001, 21, 141-147.
- Annexe 2 : Gicquel Ph, Maximin MC, Boutemy Ph, Karger C, Kempf JF, Clavert JM. Biomechanical analysis of olecranon fracture fixation in children. *J Pediatr Orthop*, 2002 ; 22 :17-21.
- Annexe 3 : Gicquel Ph, Maximin MC, Karger C, Clavert JM. Surgical technique and preliminary results of a new fixation concepts of olecranon fractures in Children. *J Pediatr Orthop*, 2003, 23, 398-401.
- Annexe 4 : Ph. Gicquel, M.-C. Giacomelli, C. Karger, J.-M. Clavert. Behandlung epiphysär-metaphysärer Frakturen bei Kindern mit einem neuartigen Implantat. Der Gewindestift mit justierbarer Verriegelung (Fixano®). Treatment of Epiphyseo-Metaphyseal fractures in Children with an Origina Implant. The threaded pin with an adjustable lock (Fixano®). *Operat Orthop Traumatol*, 2005, 17, 51–65.
- Annexe 5 : Brevet (prototype n°2)

Section 01. Annexe n°1

Gicquel Ph, De Billy B, Karger C, Clavert JM. Olecranon fractures in 26 children with a mean follow-up of 59 months. *J Pediatr Orthop*, 2001, 21, 141-147.

Article reproduit avec l'autorisation de l'éditeur.

Toute autre reproduction est interdite sans l'autorisation de l'auteur et de l'éditeur.

[Signalement bibliographique ajouté par : ULP – SCD – Service des thèses électroniques]

Olecranon fractures in 26 children with a mean follow-up of 59 months.

Gicquel Ph, De Billy B, Karger C, Clavert JM.

Journal of Pediatric Orthopaedic, 2001, Vol. 21, Pages 141-147

Pages 141 à 147 :

La publication présentée ici dans la thèse est soumise à des droits détenus par un éditeur commercial.

Il est possible de consulter la thèse sous sa forme papier ou d'en faire une demande via le service de prêt entre bibliothèques (PEB), auprès du Service Commun de Documentation de l'ULP: peb.sciences@scd-ulp.u-strasbg.fr

Section 02. Annexe n°2

Gicquel Ph, Maximin MC, Boutemy Ph, Karger C, Kempf JF, Clavert JM. Biomechanical analysis of olecranon fracture fixation in children. *J Pediatr Orthop*, 2002 ; 22 :17-21.

Article reproduit avec l'autorisation de l'éditeur.

Toute autre reproduction est interdite sans l'autorisation de l'auteur et de l'éditeur.

[Signalement bibliographique ajouté par : ULP – SCD – Service des thèses électroniques]

Biomechanical analysis of olecranon fracture fixation in children.

Gicquel Ph, Maximin MC, Boutemy Ph, Karger C, Kempf JF, Clavert JM.

***Journal of Pediatric Orthopaedic*, 2002, Vol. 22, Pages 17-21**

Pages 17 à 21 :

La publication présentée ici dans la thèse est soumise à des droits détenus par un éditeur commercial.

Il est possible de consulter la thèse sous sa forme papier ou d'en faire une demande via le service de prêt entre bibliothèques (PEB), auprès du Service Commun de Documentation de l'ULP: peb.sciences@scd-ulp.u-strasbg.fr

Section 03. Annexe n°3

Gicquel Ph, Maximin MC, Karger C, Clavert JM. Surgical technique and preliminary results of a new fixation concepts of olecranon fractures in Children. *J Pediatr Orthop*, 2003, 23, 398-401.

Article reproduit avec l'autorisation de l'éditeur.

Toute autre reproduction est interdite sans l'autorisation de l'auteur et de l'éditeur.

[Signalement bibliographique ajouté par : ULP – SCD – Service des thèses électroniques]

Surgical technique and preliminary results of a new fixation concepts of olecranon fractures in Children.

Gicquel Ph, Maximin MC, Karger C, Clavert JM.

***Journal of Pediatric Orthopaedic*, 2003, Vol. 23, Pages 398-401**

Pages 398 à 401 :

La publication présentée ici dans la thèse est soumise à des droits détenus par un éditeur commercial.

Il est possible de consulter la thèse sous sa forme papier ou d'en faire une demande via le service de prêt entre bibliothèques (PEB), auprès du Service Commun de Documentation de l'ULP: peb.sciences@scd-ulp.u-strasbg.fr

Section 04. Annexe n°4

Ph. Gicquel, M.-C. Giacomelli, C. Karger, J.-M. Clavert. Behandlung epiphysär-metaphysärer Frakturen bei Kindern mit einem neuartigen Implantat. Der Gewindestift mit justierbarer Verriegelung (Fixano®). Treatment of Epiphyseo-Metaphyseal fractures in Children with an Origina Implant. The threaded pin with an adjustable lock (Fixano®). *Operat Orthop Traumatol*, 2005, 17, 51–65.

Article reproduit avec l'autorisation de l'éditeur.

Toute autre reproduction est interdite sans l'autorisation de l'auteur et de l'éditeur.

[Signalement bibliographique ajouté par : ULP – SCD – Service des thèses électroniques]

**Behandlung epiphysär-metaphysärer Frakturen bei Kindern mit einem neuartigen Implantat. Der Gewindestift mit justierbarer Verriegelung (Fixano®).
Treatment of Epiphyseo-Metaphyseal fractures in Children with an Origina Implant.
The threaded pin with an adjustable lock (Fixano®).**

Operative Orthopädie und Traumatologie, 2005, Vol. 17, Pages 51–65.

Ph. Gicquel, M.-C. Giacomelli, C. Karger, J.-M. Clavert.

Pages 51 à 65 :

La publication présentée ici dans la thèse est soumise à des droits détenus par un éditeur commercial.

Pour les utilisateurs ULP, il est possible de consulter cette publication sur le site de l'éditeur :
<http://dx.doi.org/10.1007/s00064-005-1121-7>

Il est également possible de consulter la thèse sous sa forme papier ou d'en faire une demande via le service de prêt entre bibliothèques (PEB), auprès du Service Commun de Documentation de l'ULP: peb.sciences@scd-ulp.u-strasbg.fr

Section 05. Annexe n°5

Brevet (prototype n°2)

2053/CL

POWER WITH ASSIGNMENT - Patents
PODER CON CESION - Patentes

P-6642-M

The undersigned / ... abajo firmante(s) (1) NIEDERBERGER Alfred
(2) SCHLÄFLI Christoph, (3) GICQUEL Philippe,

residing at / domiciliado(s) en (1) Römerbrunnenweg 34, CH-2540 Grenchen, Switzerland
(2) Dorfstrasse 22, CH-2545 Selzach, Switzerland, Service de Chirurgie Infantile, Hopital de Hautepierre, 1 avenue Roliere, F-67098 Strasbourg Cedex, France.

declare(s) that by these presents grant / declaran(n) por la presente otorgar a: Johansson & Langlois and/or (y/o) Johansson y Langlois Limitada and/or (y/o) Andrés Echeverría and/or (y/o) Felipe Langlois and/or (y/o) Max Montero and/or (y/o) Fernando López and/or (y/o) Christopher Doxrud and/or (y/o) Jeanneth Canales and/or (y/o) Pamela Espinoza

special power to apply for and obtain from the competent offices and authorities of / poder especial para solicitar y obtener de las oficinas y autoridades competentes de: CHILE

Letters Patent for / Patente de Invención por "Klemmvorrichtung"

to be issued in the name of / cuyo título deberá extenderse a nombre de MATHYS MEDIZINALTECHNIK AG

residing at / domiciliado en Güterstrasse 5, CH-2544 Bettlach, Switzerland

to whom assignment has been made of all rights and title to the said invention in the territory of / a quien ha concedido todos los derechos de la expresada invención para el territorio de CHILE the consideration for the said assignment being the sum of / mediante el precio de US\$10.- receipt where of is here by acknowledge / que declara haber recibido.

The assignee signs also as evidence of acceptance of the aforesaid assignment and authorizes the above named attorneys so that any of them, acting jointly or individually, may undertake the required proceedings before the corresponding offices and authorities, such as petitions, declarations, amendments, appeals, answer oppositions; pay official fees, charges and in general make any payments that may be required by law and to recover same if necessary; receive any kind of documents and securities and issue the corresponding receipts; abandon, collect and in general, effect all necessary actions for the proper execution of this commission. The attorneys are expressly authorized to file and prosecute oppositions against third parties' applications that may harm the rights of the inventor(s) or of the assignee, and may carry out any legal actions. to that effect. This power may be delegated and reassumed as many times as considered necessary by the attorneys.

El cesionario también firma en señal de aceptación de la cesión y faculta a los expresados apoderados para que cualquiera de ellos, actuando o separadamente, puedan realizar ante dichas oficinas y autoridades todas las gestiones necesarias para el objeto señalado, tales como presentar solicitudes, declaraciones, enmiendas y apelaciones, contestar oposiciones; efectuar pagos de impuestos y cuotas y en general todos los pagos requeridos por la ley y recobrar los mismos en caso necesario; recibir toda clase de documentos y valores y otorgar los correspondientes recibos, desistir, percibir y, en general, efectuar todos los actos necesarios para el conveniente desempeño del mandato. Los apoderados quedan expresamente facultados para deducir y tramitar oposiciones contra solicitudes de terceros que puedan afectar los derechos del (de los) inventor (es) o del cesionario, pudiendo ejercer al efecto todos los recursos legales. El presente poder puede ser delegado y reasumido cuantas veces lo estimen necesario los apoderados.

Signed in / Firmado en _____ Date / Fecha _____

MATHYS MEDIZINALTECHNIK AG

NIEDERBERGER Alfred

(1) Signature of Inventor
Firma del inventor

SCHLÄFLI Christoph

(2) Signature of Inventor
Firma del inventor

GICQUEL Philippe

By [Signature]
(2) Signature of the Assignee
Firma del Cesionario

Legalization ./..

Legalization

The undersigned Notary Public confirms hereby that the signature of Mr. Christoph Schläfli is authentic.

CH-2540 Grenchen, this 3rd day of September 2004

CERTIFICATION DE SIGNATURE

Je soussigné, Maître Jean-Pierre KRANTZ notaire associé à 67610 LA WANTZENAU (France), certifie la signature de :

Monsieur Philippe GICHEL

La Wantzenau, le 25 septembre 2004



Notary Public:



Legalization

The undersigned Notary Public confirms hereby that the signatures of Mr. Robert Frigg, Mr. Urs Flück and Mr. Alfred Niederberger are authentic.

CH-2540 Grenchen, this 9th day of September 2004



Notary Public:



Seen for the legalization of the signature of Dr. Urs Kaiser, notary public of the Canton of Solothurn, Grenchen, Soleure, the 15th September 2004

Tax Fr. 10.-

Chancellery of State for the Canton of Solothurn

K. Schwaller

Dr. Konrad Schwaller