

Evolution du principe biomécanique des techniques d'ostéosynthèse

Evolution of the biomechanical principle of osteosynthesis

M. Hinsenkamp et Y. Andrienne

Service Orthopédie-Traumatologie, Cliniques Universitaires de Bruxelles, Hôpital Erasme

RESUME

Au travers de l'évolution technologique du matériel d'ostéosynthèse, deux grands principes s'opposent : la fixation interne rigide et la fixation externe élastique. Pendant 40 ans, les impératifs liés essentiellement à la résistance des matériaux ont orienté les méthodes de traitement des fractures et influencé la compréhension de la physiopathologie de la consolidation osseuse. Deux figures de l'orthopédie-traumatologie belge, Robert Danis et Franz Burny ont eu une influence décisive dans cette évolution.

Rev Med Brux 2011 ; 32 : S 38-45

ABSTRACT

Through the technological evolution of the medical devices used for the treatment of bone fractures, two main concepts are in opposition : the internal rigid and the external elastic fixations. For forty years, the limitation due to the mechanical resistance of the materials have determined the various methods of treatment of fractures and influenced the comprehension of the physiopathology of bone healing. Two main figures of the Belgian orthopaedics and traumatology, Robert Danis and Franz Burny, had a determinant impact in this evolution.

Rev Med Brux 2011 ; 32 : S 38-45

Key words : *osteosynthesis, bone healing, rigid internal fixation, elastic external fixation*

INTRODUCTION

La sollicitation du foyer de fracture influençant la morphologie du cal dès les premières phases de sa formation, tout traitement responsable d'une variation du régime de contraintes est susceptible de modifier l'évolution de la consolidation. Dès 1853, Paget identifie trois sortes de cal en fonction de l'environnement mécanique. Le cal périosté externe caractérise la consolidation des fractures chez l'animal et apparaît chez l'homme au niveau des fractures de côtes. Selon Paget, il est dû à une sollicitation mécanique relativement importante et chronique. Le deuxième type de cal, appelé cal intermédiaire, serait spécifique des fractures des membres chez l'homme, lorsque le cal s'interpose entre les fragments osseux déplacés : l'absence de cal externe est ici attribuée au repos permis par l'environnement social. Paget décrit un troisième type de cal (« *immediate union* ») que l'on assimile aujourd'hui au cal *per primam*. Selon Paget, il ne se produit que si les fragments osseux sont maintenus exactement affrontés ; c'est à l'époque un phénomène rarement observé et mal documenté.

L'introduction de la fixation interne rigide va sensiblement modifier la fréquence de ces trois types de consolidation. Aujourd'hui, le principe de fixation rigide apparaît comme une interprétation abusive des objectifs initiaux recherchés par les précurseurs des techniques d'ostéosynthèse. Nous résumons ici les étapes les plus significatives du développement des implants et des techniques chirurgicales de traitement des fractures.

HISTORIQUE

L'avènement de l'ostéosynthèse est préparé, dès 1840, par le développement des techniques d'anesthésie et, en 1862, par la découverte de l'asepsie par Pasteur aidé de Lister. Ces techniques, encore mal codifiées, permettent les premières tentatives de fixation chirurgicale de fractures utilisant des vis ou des broches transcutanées. Parmi ces premiers balbutiements, citons les essais de Rigaud rapportés par Bérenger-Féraud¹ et von Langenbeck. Ce dernier utilise, pour traiter les fractures des os longs, deux vis solidarisées par un tuteur externe. Il insiste sur deux avantages de sa technique : une deuxième narcose est évitée pour l'ablation du matériel, et cette ablation est facilitée lorsque survient une suppuration, complication fréquente à cette époque. Ces deux impératifs conditionnent la technique et le matériel de Hansmann². Cet auteur utilise une plaque en nickel fixée par deux vis. La plaque et les vis sont munies d'un ergot émergeant à la peau qui permet le retrait aisé du matériel (figure 1).

A partir de 1895, la naissance de la radiologie encourage le traitement chirurgical des fractures en rendant évidente la nécessité d'obtenir une réduction anatomique et stable des fractures déplacées.

A la fin du XIX^{ème} siècle, un autre débat divise les orthopédistes : les théories de Thomas³, préconisant l'immobilisation des fractures « *enforced, uninterrupted and prolonged* » s'opposent à celles de Lucas-Championnière⁴, proposant une mobilisation précoce des articulations voisines

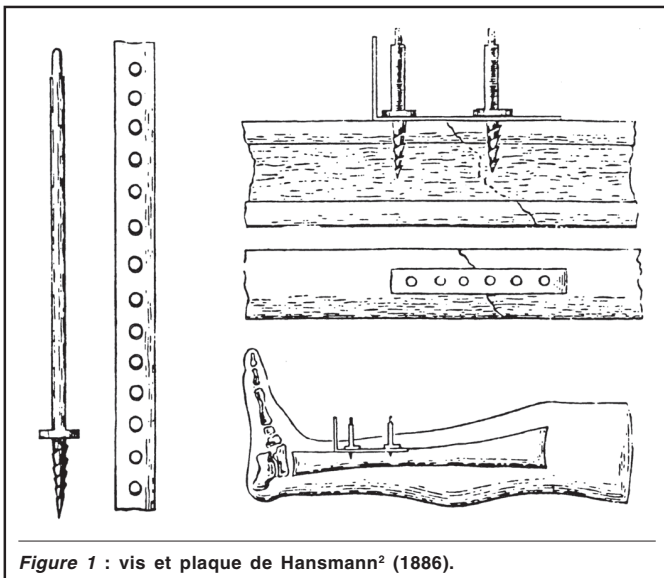


Figure 1 : vis et plaque de Hansmann² (1886).

de la fracture, en insistant sur la nécessité de l'exercice. Lambotte⁵⁻⁸ semble être le premier à réaliser la synthèse des théories jusqu'alors opposées. Il propose « une réduction mathématique et stable » qui permet la mobilisation précoce des articulations voisines de la fracture. Il donnera, lui-même, à ses techniques de « suture osseuse » le nom d'ostéosynthèse (figure 2). Parallèlement, à Londres, Lane^{9,10} développe ses propres plaques et sa méthode de traitement chirurgical des fractures (figure 3). Lambotte et Lane établissent les premières règles rigoureuses d'asepsie opératoire qui incluent déjà la « non touch technique ». Comme les taux d'infection restent élevés, Lane recommande l'implantation du moins de matériel possible. A l'opposé, Hey-Groves¹¹ démontre sur l'animal et en clinique, que la taille des plaques est sans relation avec le taux d'infection et que l'utilisation de plaques plus volumineuses, fixées par des vis s'implantant dans les deux corticales, permet une meilleure fixation de la fracture, avec pour résultat une moins grande sensibilité à l'infection. Les métaux utilisés par ces précurseurs (aluminium, argent, laiton, cuivre rouge, étamé, acier recouvert d'or, etc.) ne présentaient ni la résistance mécanique ni les critères de biocompatibilité des matériaux modernes. La corrosion de ces implants métalliques était en particulier un problème majeur. Dès 1912, Sherman¹² améliore la résistance mécanique des plaques et des vis de Lane en en modifiant le dessin et en les réalisant en Vanadium (figure 4). Verbrugge¹³ étudie de nouveaux alliages à base de magnésium. Les travaux de Venable *et al.*¹⁴ contribuent à mettre en évidence la corrosion due à l'électrolyse. Cette corrosion avait déjà été évoquée par Lambotte en 1909 lors de l'utilisation conjointe de vis d'acier et d'une plaque de magnésium. Venable vérifie *in vivo* l'existence de potentiels électrochimiques au voisinage de métaux différents. Il étudie également l'interaction des métaux avec le tissu osseux¹⁵ et propose de réaliser les implants en Vitalium. Key¹⁶ illustre plusieurs cas de résorption osseuse due au voisinage d'aciers composés d'alliages différents.

LA RESISTANCE MECANIQUE DES IMPLANTS

Les phénomènes de corrosion chimique et électrochimique maîtrisés, les ruptures d'implants par fatigue restent une complication fréquente. Le problème consiste à réaliser une contention stable et durable de la réduction anatomique du foyer de fracture avec du matériel mécaniquement peu résistant, en particulier à une sollicitation chronique. R. Danis¹⁷ propose le coaptateur (figure 5) qui, au rôle de fixation assuré par la plaque, associe la compression

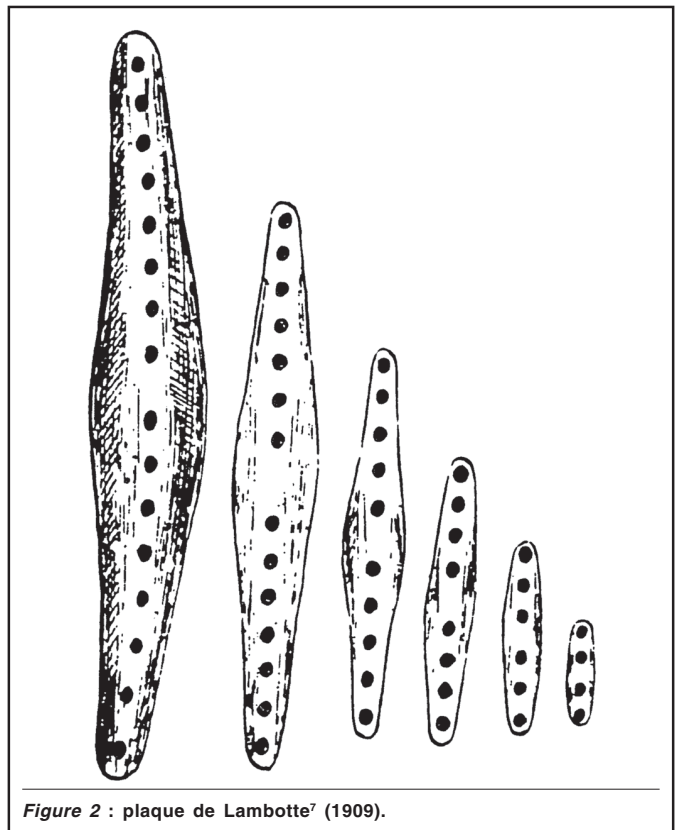


Figure 2 : plaque de Lambotte⁷ (1909).

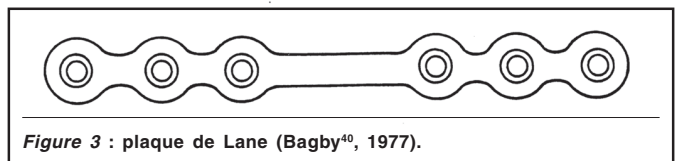


Figure 3 : plaque de Lane (Bagby⁴⁰, 1977).

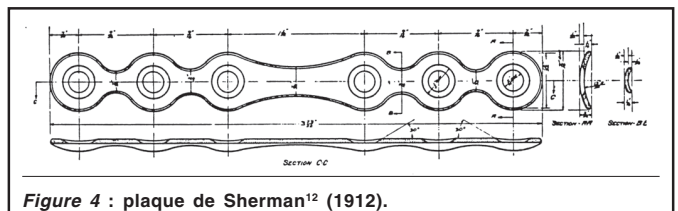


Figure 4 : plaque de Sherman¹² (1912).

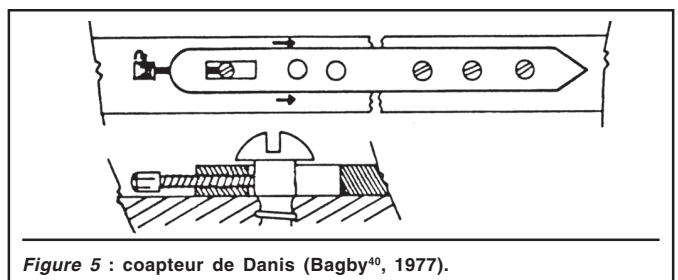


Figure 5 : coaptateur de Danis (Bagby⁴⁰, 1977).

du foyer de fracture. Cette compression accroît la rigidité du montage en augmentant la résistance au déplacement interfragmentaire et permet donc une décharge mécanique relative de l'implant, grâce à l'appui osseux. Cette technique permet de pallier, en partie tout au moins, à la faiblesse mécanique des implants de l'époque. Danis voit également dans le recours à la compression, le moyen d'augmenter mécaniquement la stimulation de l'ostéogenèse. Nous croyons utile de citer Danis qui condamne les usages abusifs

qui seront faits de ses théories¹⁸ : « A lire la plupart des travaux qui paraissent sur la question, je me suis parfois pris à regretter d'avoir tant défendu, depuis plus de 25 ans, le principe de l'ostéosynthèse ». Danis précise lui-même que la compression seule n'a pas d'action spécifique : « Dans la réalité, les choses se passent un peu moins simplement et c'est de pressions interfragmentaires ostéogènes qu'il faudrait parler. En fait, toute sollicitation au tassement, à la flexion, à la torsion, - voire à l'étirement, - déclenche l'ostéogénèse, - tout comme son absence provoque l'ostéolyse. »... « Le tissu ossifiable est sensible, aussi, à la traction... Les notions que nous possédons sur les pressions et les tractions ostéogènes sont purement qualitatives... ou empiriques. Aussi, leur étude expérimentale s'impose-t-elle sans contredit et c'est avec un vif intérêt que nous suivons le travail qu'Eggers (de la Texas University) poursuit dans ce sens. Quelle est la pression minima à laquelle le tissu conjonctif ossifiable est sensible ? Quelle est le maxima ? L'optima ? » ... « Il faudrait aussi pouvoir établir une comparaison d'efficacité entre pression et traction, rechercher si elles doivent être constantes ou osciller autour d'une moyenne. »... « Ce que nous désignons donc sous le terme restrictif de « pression axiale » n'est en somme que la plus essentielle, vers laquelle doivent tendre toutes les autres. » Deux autres observations faites à cette époque par Danis¹⁷ et par Venable¹⁹ nous paraissent également intéressantes. Danis, tout en considérant le cal per primam comme le témoin d'une ostéosynthèse correcte et la forme idéale de consolidation, insiste sur le rôle joué par les pressions sur l'ossification : « Le laboratoire lui-même a mis en lumière l'extraordinaire sensibilité du tissu ossifiable aux pressions qu'il subit... ». Venable, quant à lui, remarque que : « if the stabilization of the fractured ends is not sufficient, there will be an exuberance of fibrous tissue and callus... ». Déjà à ce moment, il existe un consensus sur le rôle des forces mécaniques, quantitativement sur la formation du tissu cicatriciel préosseux, et qualitativement lors de l'ossification de ce dernier. Deux écoles vont alors s'affronter, l'une qui rejette de manière absolue la formation d'un cal hyperthrophique : « callus is excessive bone scar formation due to insufficient stability or blood supply at the wounded bone site during healing »¹⁹. Cette école prend comme objectif l'obtention d'un cal per primam et réalise la contention, soit avec un matériel permettant la compression des fragments, soit avec des implants eux-mêmes très rigides, disproportionnés par rapport au support osseux. L'autre école prône la fixation élastique des fractures.

LA FIXATION RIGIDE

Différents types de plaques assurant la compression des fragments et un montage rigide ont été proposés. En 1951, Venable présente une modification du coaptateur de Danis (figure 6). Il sera suivi par Boreau²⁰, Bagby²¹, Müller²², Denham²³, Kondo²⁴ et plus tard avec les plaques D.C.P. (« dynamic compression plate »), U.C.P. (« universal compression plate »), S.C.P. (« self compression plate »), et les plaques d'Uslenghi et d'Hirschhorn notamment (figure 7). Les premières études expérimentales chez l'animal réalisées par Eggers *et al.*²⁵, Friedenberg *et al.*²⁶ et Bagby *et al.*²⁷ s'accordent pour reconnaître à la compression l'avantage d'une fixation plus stable, mais surtout la coaptation des fragments diminuant l'espace interfragmentaire à combler. Pour Eggers, il existe un domaine de pressions idéales, équivalent aux pressions induites par les forces musculaires, alors que pour Friedenberg, il doit leur être supérieur. Ils n'observent aucun effet particulier lorsque les pressions sont trop faibles ; à l'inverse, pour des pressions excessives, les berges osseuses se nécrosent. Friedenberg et Bagby remarquent que la compression n'a vraisemblablement aucun effet spécifique sur la réponse ostéogénique. En 1974,

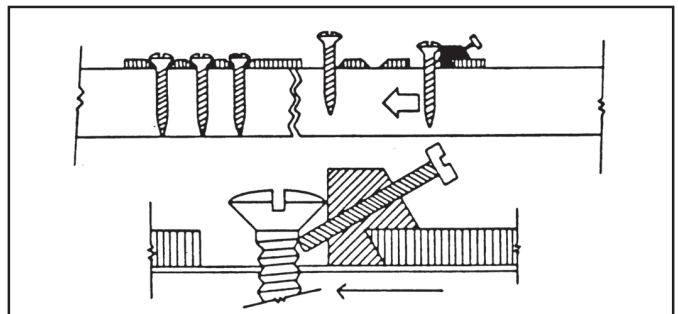


Figure 6 : plaque à compression de Venable (Bagby⁴⁰, 1977).

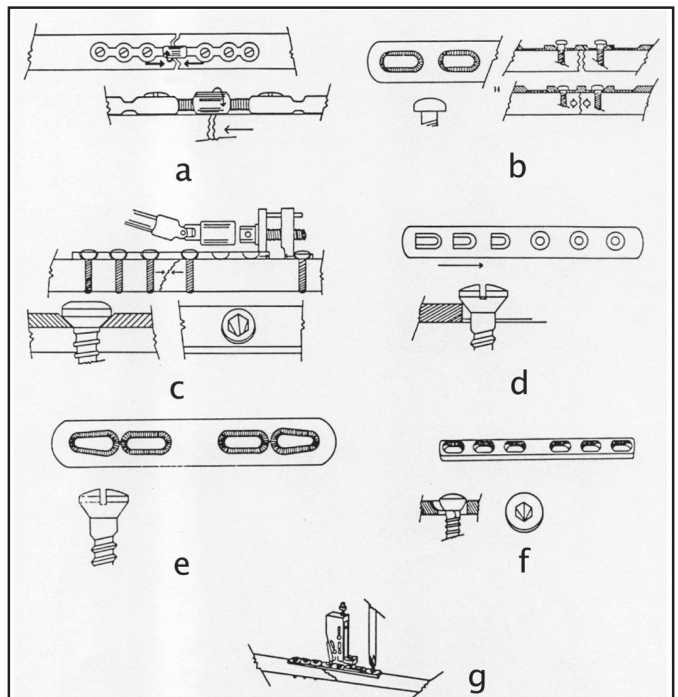


Figure 7 : a) plaque de Boreau ; b) plaque de Bagby ; c) plaque de Müller ; d) plaque de Denham ; e) plaque de Kondo ; f) D.C.P., U.C.P., S.C.P. et Uslenghi ; g) Hirschhorn (Bagby⁴⁰, 1977)

Hassler étudie l'effet de la compression sur la composition du cal, utilisant un modèle similaire à celui d'Eggers²⁵. Pour un domaine de pressions modérées voisines de 28 PSI, il met en évidence une fixation accrue de proline-³H reflétant, selon lui, une augmentation de la production du collagène, et un accroissement de la fixation du ⁴⁵Ca, qui témoigneraient d'une accélération de l'ossification. Anderson²⁸ observe l'effet des plaques à compression et compare les résultats de différents types d'ostéosynthèse sur le fémur du chien. Il relève quatre origines possibles à la réponse ostéogénique aboutissant à la consolidation, parmi lesquelles le périoste et l'endoste. A chacune de ces régions, il attribue une participation plus ou moins importante selon les caractéristiques mécaniques de l'ostéosynthèse. L'enclouage centromédullaire, avec un clou de petit diamètre, produit un cal périosté le long de la diaphyse mais non unitif. L'enclouage centromédullaire, réalisé correctement au moyen d'un clou ayant un bon diamètre, produit un cal périosté unitif. L'ostéosynthèse par plaque vissée, avec ou sans compression, produit un cal centromédullaire unitif. Sans compression, la proportion de cartilage menant à une ossification secondaire est plus importante ; sous compression, l'ossification semblerait immédiate à partir du stroma mésenchymateux. La contribution de l'os Haversien

apparaît peu importante pour ces deux modes d'ostéosynthèse. Les durées de consolidation diminuent de la fracture non fixée à l'ostéosynthèse par plaque à compression, mais Anderson ne reconnaît à la compression aucune spécificité d'action sur l'ostéogénèse : « ... we found no evidence of stimulation of osteogenesis by compression. However, compression does appear to be beneficial because it increases the rigidity of fixation by impacting the bone ends, and the space between the fragments which must be bridged by new bone is narrowed. Less cartilage was present in the medullary callus of the fractures treated with compression, most of the bone appearing to form directly. The findings here and in other studies indicate that the amount of cartilage present in the callus of a fracture is inversely related to the rigidity of fixation ». Dès 1952, sur base d'une étude clinique, Charnley était arrivé à la même conclusion. Il précise cependant qu'un montage rigide n'est pas une condition essentielle, mais que l'avantage de la compression peut être le suivant : « ... the essential mechanical elements are continuous intimate contact in one constant site without shearing movement ». L'Ecole Suisse, qui s'est organisée sous l'impulsion de M. Müller, a le mérite d'avoir entrepris l'analyse mécanique de l'ostéosynthèse interne rigide avec et sans compression. Dès 1969, Perren *et al.*²⁹ mesurent la diminution de la compression au cours du temps au moyen de jauges de contraintes. Ils observent une première décroissance rapide en quelques jours, attribuée aux propriétés viscoélastiques de l'os, suivie d'une phase de décroissance lente, attribuée au remaniement osseux. Après huit semaines, la compression vaut 50 % de la compression initiale ; la compression s'annule après 12 semaines. Cependant, le nombre de cas étudiés était limité notamment pour les périodes les plus longues, où seulement deux mesures ont encore pu être réalisées (figure 8). Les désavantages de la compression vont se révéler avec l'apparition de complications cliniques, notamment les fractures itératives. Merle d'Aubigné reproche aux principes enseignés par l'Ecole Suisse une orientation trop mécanicienne, négligeant la physiologie osseuse : « Après ostéosynthèse, la formation de ce cal provisoire, soi-disant vicieux, est en effet freinée ou supprimée par l'ouverture du foyer et du fuseau périostique, par la découverte large des fragments osseux, par la dévascularisation qu'elle comporte, surtout dans les fractures comminutives. L'ostéosynthèse doit donc assurer à sa place une stabilité parfaite (pas de micromouvements dans le foyer) et une grande solidité. Mais cette solidité, cette rigidité qui absorbent et dévient les contraintes normales subies par l'os ne peuvent pas être sans modifier la construction des travées osseuses qui, dans la faible section d'une diaphyse, doivent précisément résister à ces contraintes. Les retards apportés à cette consolidation définitive (et qu'attestent les assez fréquentes « fractures itératives » à l'ablation du matériel), imposent au matériel d'ostéosynthèse une autre qualité : la durée, la résistance à cette fatigue qui triomphe à la longue des matériaux les plus

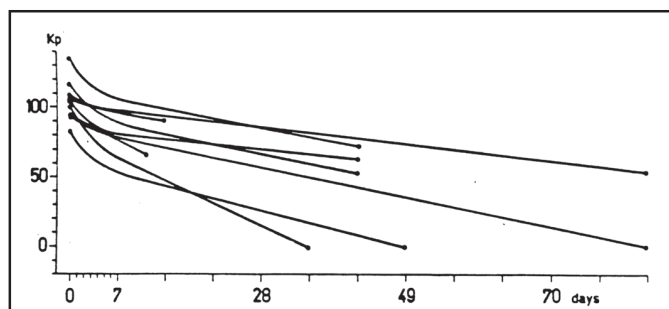


Figure 8 : évolution de la compression au cours du temps sur une ostéotomie du tibia de mouton ostéosynthésée par une plaque à compression (Perren²⁹, 1969).

forts »³⁰. Une analyse plus rigoureuse va être menée à partir de modèles mathématiques et permettre une meilleure compréhension des processus physiologiques entourant l'ostéosynthèse interne. Dès 1971, Köbler³¹ étudie la déviation des lignes de force, suite à la mise en place d'une plaque vissée. Il attribue à la décharge mécanique la modification de l'équilibre du remaniement osseux, entraînant une moindre résistance de l'os après ablation de la plaque, même lorsque la fracture est entièrement consolidée. Rybicki *et al.*³² utilisent un modèle expérimental d'ostéosynthèse par plaque vissée et étudient la répartition des contraintes au moyen de jauges. Ils associent les résultats de l'analyse de contrainte aux éléments finis et montrent que, si la plaque est placée correctement, la corticale sous-jacente est protégée de 75 % des charges, alors que la corticale opposée supporte 1,5 fois les mêmes charges. Askew *et al.*³³ étudient les contraintes produites par une plaque à compression. Par analyse mathématique d'un modèle photoélastique et par jauges de contraintes, ils démontrent que seule une surface de 8 à 20 % de la section totale est comprimée dans la région avoisinant la plaque. Cette surface subit une compression pouvant atteindre 8400 PSI, alors que la surface restante ne subit aucune compression statique. Ils en déduisent que le facteur déterminant, favorisant la consolidation osseuse, est la stabilité obtenue et non la compression. Rybicki *et al.*³⁴ analysent, au moyen des éléments finis dans un modèle à 2 dimensions, la répartition des contraintes autour d'une fracture oblique fixée par une plaque et étudient l'effet sur le foyer de la fracture de la précontrainte de la plaque, des vis placées au travers du foyer selon différents angles, et d'une compression axiale uniforme. Les résultats montrent que la répartition des contraintes, notamment de la compression, n'est pas uniforme et est influencée par les trois effets (figure 9). Carter *et al.*³⁵⁻³⁸ et Beaupré *et al.*³⁹ confirment et complètent ces résultats, insistant sur l'aspect dynamique et cyclique des mises en charge. Ils observent : « that bone loss is very sensitive to what may appear to be small changes in cyclic bone stresses ». Ces différentes études contribuent à préciser le rôle de la compression et de la rigidité du montage dans l'ostéosynthèse interne, mais aussi à soulever les problèmes que leur réalisation pose en pratique : une réduction strictement anatomique, à l'échelle microscopique, est rarement obtenue et ne l'est jamais sans une

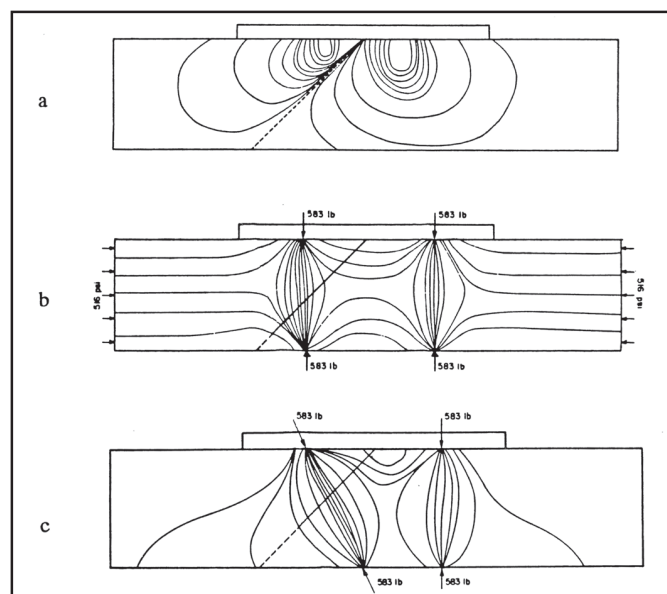


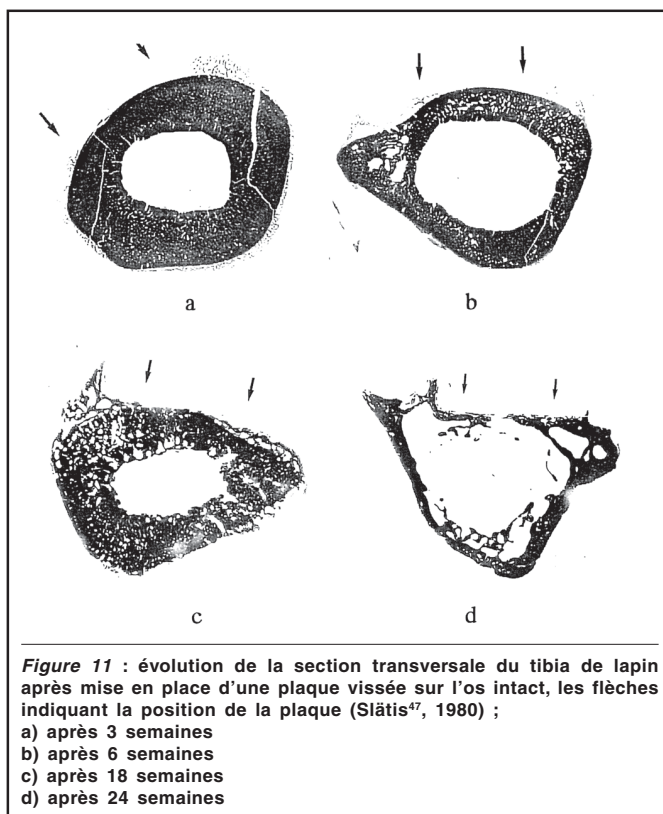
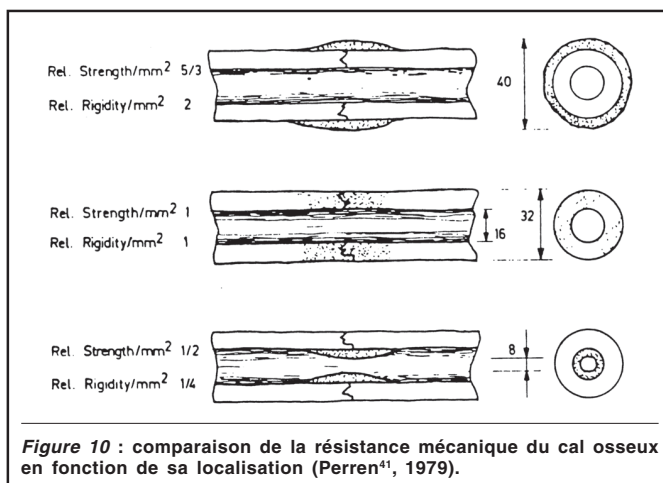
Figure 9 : modification des contraintes au sein d'un os présentant une fracture oblique (Rybicki³⁴, 1977)
a) effet de la compression ;
b) effet des vis placées perpendiculairement à l'axe de la diaphyse ;
c) effet d'une vis perpendiculaire au trait de fracture.

dévascularisation importante et un dépériostage du foyer ; si, en théorie, une précontrainte statique homogène est aisément obtenue *in vitro*, la superposition *in vivo* de cycles de contraintes physiologiques entraîne, soit des périodes de surcharge, soit l'annulation ou même l'inversion du sens des forces mises en présence ; le remaniement osseux, dû à la décharge de la corticale sous-jacente, reste un problème qui ne peut être contourné qu'au détriment de la rigidité.

Ces observations ont amené les tenants de l'ostéosynthèse interne rigide et de la compression à nuancer leurs hypothèses, comme Bagby⁴⁰, en 1977, qui conclut sur base de son expérience clinique : « *Compression in the sense in which it is used here, is part of the treatment procedure, not a physiological mechanism* ». Perren, en 1979-1980, ne nie pas l'intérêt du cal osseux périosté : « *Callus per se is not undesirable at all because it helps in many instances, but its appearance with screws and plates is related to dangerous conditions of instability and infections* »⁴¹. Il rappelle que, pour un même volume de matière, la résistance à la déformation d'un corps augmente proportionnellement à la quatrième puissance de la distance qui sépare ce volume de l'axe de torsion ou de flexion, et la résistance à la rupture étant proportionnelle à la troisième puissance de cette même distance. Il reconnaît dès lors au cal périosté l'avantage d'une localisation plus efficace (figure 10). De plus, il admet que la consolidation *per primam* n'est pas plus rapide que la consolidation de seconde intention. Selon lui, l'avantage du cal *per primam* est d'être qualitativement plus efficace par unité de matière et de compenser, par son ossification précoce, l'avantage mécanique qu'offre la localisation du cal périosté. Par rapport au matériel d'ostéosynthèse et aux principes de la technique il conclut : « *Compressing the fragments increase the stability of the reduction and leads to uneven healing without resorption* »⁴². « *The friction is as compression and preload a widespread principle of stable fixation* ». « *The plate is not only deformable in bending and torque, but is as well weak in fatigue ...* ». « *Stronger plates would be too stiff and not desirable because of possible stress protection* »⁴¹. Cette évolution amènera Schatzker à mieux définir la finalité de la compression : « *Such compression also decreases forces borne by an internal fixation device because the load transfer can occur directly from fragment to fragment and in this way largely bypass the implant. After each internal fixation a race starts between bone union and implant failure* »⁴³. D'autres auteurs comparent les avantages de la consolidation *per primam* à la consolidation périostée. McKibbin⁴⁴ considère que les principaux désavantages du cal *per primam* sont une moindre efficacité fonctionnelle et une formation lente, le cal normal se formant plus rapidement. Selon Sarmiento *et al.*⁴⁵, le cal physiologique est mécaniquement plus valable que le cal *per primam* et permet une reprise de fonction plus rapide.

L'effet de la décharge mécanique des corticales osseuses par les plaques rigides a été démontré *in vivo*. Uthoff *et al.*⁴⁶ utilisent un modèle d'ostéotomie sur le fémur de chien ostéosynthésé par une plaque à compression. Ils observent une spongialisation de l'os cortical remplacé par de l'os incomplètement minéralisé et une résorption osseuse sous-périostée. Slätis *et al.*⁴⁷, sur une ostéotomie réalisée sur le tibia de lapin, confirment les observations de Uthoff et proposent l'ablation précoce du matériel (figure 11).

L'utilisation de plaques moins rigides, dont le module d'élasticité est voisin de celui de l'os cortical, a été proposée par Woo *et al.*⁴⁸⁻⁵¹, Akeson *et al.*^{52,53}, Tonino *et al.*⁵⁴, Moyen *et al.*⁵⁵, Bradley *et al.*⁵⁶ et Terjesen *et al.*⁵⁷. Ces études réalisées *in vivo* confirment les résultats précédents. L'ostéoporose de la corticale sous-jacente à la plaque rigide est clairement



mise en évidence et diminue avec la mise en place de plaques plus flexibles mais, en même temps, les défaillances de matériel sont plus fréquentes. Un cal périosté apparaît pour les fixations les plus élastiques. Selon Woo⁵¹ : « *an ideal plate design should be one of moderate bending and torsion but low axial stiffness to provide adequate fixation of fractured bone, permit periosteal callus to be formed, and allow the healed bone to take a large portion of the physiological stresses* ».

LA FIXATION STABLE ET ELASTIQUE

Comme nous l'avons déjà mentionné, en parallèle à l'évolution des implants rigides se développe une fixation des fractures plus physiologique, ne tenant pas seulement compte des aspects mécaniques, comme le soulignait Merle d'Aubigné, mais bien de la « biomécanique » de la consolidation. Lambotte⁷ semble le premier à avoir souligné l'intérêt d'un gradient de rigidité dans le dessin de ses plaques : « *Les plaques que je recommande ... sont... plus*

larges au milieu, recourbées en gouttières et s'effilant aux extrémités de façon à obtenir le maximum de résistance au niveau de la fracture avec le minimum de métal ». Dès 1902, Lambotte⁵ propose le fixateur externe comme technique permettant d'éviter les inconvénients de l'ostéosynthèse interne. Cependant, dans cette démonstration, il n'oppose pas les propriétés mécaniques des deux techniques. Pour Freeman⁵⁸, le fixateur externe offre l'avantage de ne pas interférer avec les processus physiologiques de la consolidation.

En 1939, Küntscher présente pour la première fois son clou centromédullaire à la Société de Médecine de Kiel. Le clou centromédullaire présente l'avantage de préserver les contraintes axiales et de ne pas nécessiter de déperiostage important. Lorsque la technique est correctement utilisée, elle permet l'obtention rapide d'un cal périosté unitif. Cependant, la torsion est mal contrôlée et limite son emploi à certains types de fractures diaphysaires. Le verrouillage du clou centromédullaire introduit par Küntscher dès 1968, permet d'étendre les indications de l'enclouage centromédullaire aux fractures comminutives mais, sans contrôler de manière satisfaisante la torsion, supprime les contraintes axiales fonctionnelles. Cette rigidification entraîne la nécessité de « dynamiser » le clou centromédullaire après un certain temps, par la suppression du verrouillage proximal ou distal, ou des deux.

En 1943, Townsend *et al.*⁵⁹ présentent un nouveau type de plaque et de vis dont la rigidité peut être adaptée par la superposition de plusieurs plaques (figure 12). Eggers²⁵ réalise une contention dynamique des fractures au moyen de plaques pourvues de coulisses permettant le glissement des vis dans l'axe de la diaphyse (figure 13). Selon lui, ces implants permettent la coaptation des fragments grâce aux contraintes physiologiques des muscles. En 1950, Collison présente des plaques équivalentes à celles d'Eggers. Il améliore cependant la résistance des vis en chanfreinant les têtes (figure 14).

A partir de 1962, l'Ecole Belge, héritière de Lambotte, de Verbrugge et de Danis, se réorganise sous la direction de F. Burny qui va le premier définir le concept de fixation stable et élastique des fractures. Il mettra en application ce concept au sein du Service d'Orthopédie-Traumatologie de l'Hôpital Erasme qui deviendra le siège de l'Ecole Belge de fixation externe, reconnue internationalement. Le principe de fixation élastique des fractures s'oppose diamétralement à la fixation rigide : « Nous définissons la fixation élastique des fractures comme étant une immobilisation interfragmentaire relative par un implant élastique, se comportant comme un matériau élastique dans le domaine des sollicitations mécaniques physiologiques ». « Le mode de consolidation des fractures traitées par fixation élastique est différent de la consolidation *per primam* : le premier stade est souvent caractérisé par une résorption des extrémités fracturaires diminuant la stabilité ; le second stade se manifeste par une stimulation périostée générant le cal »^{60,61}. Cette fixation élastique est obtenue au moyen du fixateur externe en demi-cadre qui, tout en assurant une réduction anatomique et stable, permet de restituer un environnement biologique et biomécanique favorable à la consolidation osseuse (figure 15).

La rigidité de la contention d'une fracture au moyen du fixateur externe varie selon le type de montage utilisé. Un montage trop rigide peut annuler les propriétés élastiques du fixateur externe comme l'a démontré Terjesen⁶² en réalisant un modèle d'ostéoporose de décharge au moyen d'un fixateur externe en cadre appliqué au tibia de lapin. La rigidité du montage peut donc être adaptée au type de fracture. A ce

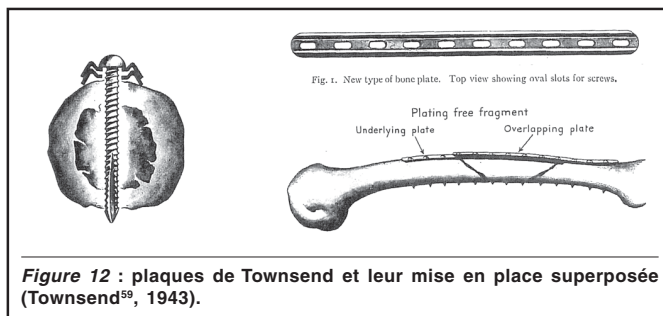


Figure 12 : plaques de Townsend et leur mise en place superposée (Townsend⁵⁹, 1943).

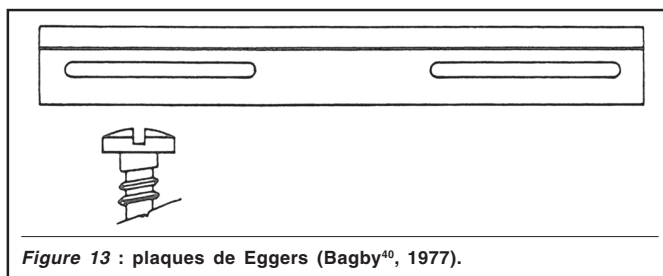


Figure 13 : plaques de Eggers (Bagby⁴⁰, 1977).

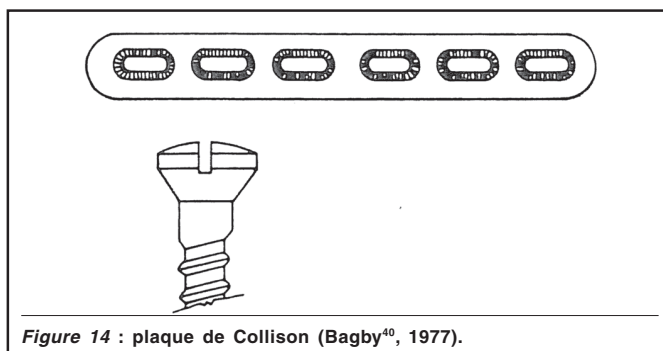


Figure 14 : plaque de Collison (Bagby⁴⁰, 1977).

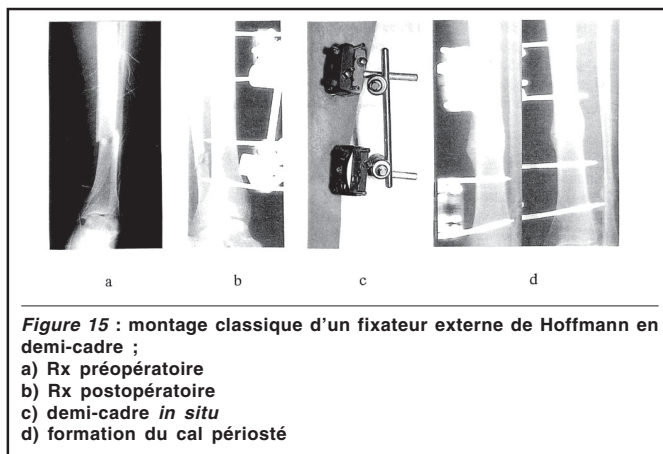


Figure 15 : montage classique d'un fixateur externe de Hoffmann en demi-cadre ;
a) Rx préopératoire
b) Rx postopératoire
c) demi-cadre *in situ*
d) formation du cal périosté

jour, cet ajustement reste empirique. L'élasticité permettant la sollicitation mécanique optimale d'un foyer de fracture n'a pas encore été déterminée. Cependant, un contrôle de la sollicitation du montage par jauges extensométriques permet de maintenir l'activité musculaire, lors du nursing et de la révalidation, dans les limites de tolérance du matériel⁶⁰.

White *et al.*^{63,64} et Panjabi *et al.*⁶⁵ réalisent une ostéotomie sur tibia de lapin réduite par fixateur externe qu'ils soumettent à des régimes de contraintes statiques et cycliques. Ils insistent sur l'importance des contraintes dynamiques en cours de consolidation. La réalisation de montages rigides a amené Tencer à proposer l'allègement progressif du fixateur externe au cours de la consolidation.

De même, la conception de certains types de fixateurs externes trop rigides, même en demi-cadre, a nécessité la réalisation de procédés de dynamisation axiale qui permettent de retrouver les avantages de la fixation externe élastique.

CONCLUSIONS

L'ostéosynthèse doit assurer une réduction anatomique et stable de la fracture jusqu'au terme de la consolidation osseuse, sans altérer les sollicitations mécaniques physiologiques du tissu osseux. L'influence déterminante des contraintes cycliques par rapport aux contraintes statiques mise en évidence par Panjabi *et al.*⁶⁵ et démontrée par Carter *et al.*³⁵⁻³⁸ est un argument supplémentaire en faveur d'une reprise de fonction précoce⁶⁶ associée à une fixation élastique de la fracture⁶¹. Le cal périosté se révèle être le mode de consolidation physiologique par excellence, dont la formation est à la fois la plus rapide et mécaniquement la plus efficace. Le volume du cal périosté est étroitement lié à la sollicitation du foyer de fracture. Le remaniement et la consolidation osseuse sont tous deux influencés par le régime de contraintes auquel ils sont soumis. Le remaniement apparaît comme la phase terminale de la consolidation. Cependant, dans certaines circonstances, impliquant une réduction anatomique et une immobilisation rigide, le remaniement Haversien débute d'emblée et réalise à lui seul la consolidation osseuse. Cette consolidation est lente puisqu'elle dépend de la vitesse de formation des ostéones. Dans ce type de consolidation, la répartition des contraintes est idéalement uniforme. L'os et en particulier le périoste ne reçoivent aucune stimulation mécanique particulière, comme le prouve l'absence de réaction périostée. La lenteur d'évolution de cette consolidation implique le maintien prolongé des implants rigides assurant la contention de la fracture, avec pour conséquence une adaptation du remaniement provoquant une raréfaction de l'os cortical protégé mécaniquement par l'implant.

A l'opposé, une sollicitation mécanique du foyer entraîne la formation d'un bourrelet cartilagineux dont le volume semble proportionnel à la sollicitation. L'ossification secondaire sous-périostée de ce cal, à distance des axes de torsion et de flexion, confère rapidement une résistance mécanique importante. Si, dès les premiers stades de la consolidation et jusqu'à son terme, l'influence des contraintes mécaniques cycliques paraît déterminante, l'évaluation qualitative et quantitative de ces contraintes doit encore être réalisée. L'influence mécanique de l'ostéosynthèse sur la consolidation osseuse est à ce point importante, que les modifications de l'évolution morphologique du cal qu'elle entraîne ont servi pendant près de 40 ans de référence et de justification à des principes de traitement des fractures, entravant les processus physiologiques de guérison osseuse. Il apparaît de manière évidente que l'immobilisation rigide des fractures a été nécessaire tant que les implants ne pouvaient satisfaire aux critères de résistance mécanique à long terme. Dès à présent, l'existence d'implants mécaniquement mieux adaptés, assurant une contention stable des fragments et conservant aux tissus osseux un régime de sollicitation mécanique suffisant, rend inutile, voire nuisible, la réalisation de telles ostéosyntheses. Ces implants sont encore susceptibles d'être améliorés par une évaluation plus précise des régimes de contrainte auxquels est soumis le foyer de fracture.

BIBLIOGRAPHIE

1. Bérenger-Feraud L : Traité de l'immobilisation directe des fragments osseux dans les fractures. Delahaye, Paris, 1870 ; 205-61

2. Hansmann : Eine neue Methode der Fixierung des Fragmente bei complicirten Fracturen. Berg Dtsch Geor Chir 1886 ; 15 : 134-7
3. Thomas H : Fractures, dislocations, deformities and diseases of the lower extremities. In : « Contribution to medicine and surgery », H.K. Lewis, London, 1890
4. Lucas-Championnière : Le massage et la mobilisation dans le traitement des fractures, Paris 1889
5. Lambotte A : Note sur une nouvelle suture osseuse. Ann Soc Belge Chir 1902 ; 4 : 112-7
6. Lambotte A : L'intervention opératoire dans les fractures récentes et anciennes envisagée particulièrement au point de vue de l'ostéosynthèse avec la description de plusieurs techniques nouvelles. Paris, 1907
7. Lambotte A : Technique et indications de la prothèse perdue dans le traitement des fractures. Press Méd 1909 ; 37 : 321-3
8. Lambotte A : Chirurgie opératoire des fractures. Masson et cie, Paris, 1913
9. Lane A : The operative treatment of simple fractures. Lancet 1900 ; 1489-93
10. Lane A : The operative treatment of fractures. London, 1914
11. Hey-Grooves E : Experimental principles of the operative treatment of fractures and their clinical application. Lancet 1914 ; 513-22
12. Sherman W : Vanadium steel bone plates and screws. Surg Gyn Obst 1912 ; 14 : 629-34
13. Verbrugge J : L'utilisation de magnésium dans le traitement chirurgical des fractures. Acad Chir Mem Paris 1937 ; 63 : 813
14. Venable C, Stuck W : Electrolysis controlling factor in the use of metals in treating fractures. JAMA 1938 ; 111 : 1349-52
15. Venable C, Stuck W, Beach A : The effects on bone of the presence of metals based upon electrolysis. Ann Surg 1937 ; 105 : 917-38
16. Key J : Electrolytic absorption of bone due to the use of stainless steels of different composition for internal fixation. Surg Gyn Obst 1946 ; 82 : 319-22
17. Danis R : Théorie et pratique de l'ostéosynthèse. Masson, 1949
18. Danis R : Le vrai but et les dangers de l'ostéosynthèse. Lyon Chir 1956 ; 51 : 740-3
19. Venable C : An impacting bone plate to attain closed coaptation. Ann Surg 1951 ; 133 : 808-12
20. Boreau J, Hermann P : Plaque d'ostéosynthèse permettant l'impaction des fragments. Presse Méd 1953 ; 60 : 356
21. Bagby G : The effect of compression on the rate of fracture healing using a special plate. Mayo Clinic, Rochester, Minnesota, Master's Thesis, 1956
22. Müller M : Principes d'ostéosynthèse. Helv Chir Acta 1961 ; 28 : 198-206
23. Denham R : Compression and coaptation. In : « Proceedings of the British Orthopaedic Association ». J Bone Jt Surg 1969 ; 51 : 177-8
24. Kondo, Shigeru, Marumo M : Read at the Annual Meeting of the Société Internationale de Chirurgie et de Traumatologie, Copenhagen, 1975
25. Eggers G : Internal contact splint. J Bone Jt Surg 1948 ; 30 : 40-52
26. Friedenberg Z, French G : The effect of known compression forces on fracture healing. Surg Gyn Obst 1952 ; 94 : 743-8
27. Bagby G, Janes J : The effect of compression on the rate of fracture healing using a special plate. Am J Surg 1958 ; 95 : 761-71
28. Anderson L : Compression plate fixation and the effect of different types of internal fixation on fracture healing. J Bone Jt Surg 1965 ; 47 : 191-208
29. Perren S et al. : The reaction of cortical bone to compression. Acta Orthop Scand Suppl 1969 ; 125 : 19-28
30. Merle d'Aubigné R : Editorial. Rev Chir Orthop 1972 ; 58 : 269-72
31. Köbler H, Wiechell W : Trajektorienverlauf bei der Druckplatten-osteosynthese und seine biomechanische Auswirkung. Chirurg 1971 ; 42 : 80-5

32. Rybicki E *et al.* : Mathematical and experimental studies on the mechanics of plated transverse fractures. *J Biomech* 1974 ; 7 : 377-84
33. Askew M *et al.* : Analysis of intraosseous stress field due to compression plating. *J Biomech* 1975 ; 8 : 203-12
34. Rybicki E, Simonen F : Mechanics of oblique fracture fixation using a finite-element model. *J Biomech* 1977 ; 10 : 141-8
35. Carter D, Vasu R : Plate and bone stresses for single and double-plated femoral fractures. *J Biomech* 1981 ; 14 : 55-62
36. Carter D *et al.* : Stress fields in the unplated and plated canine femur calculated from in vivo strain measurements. *J Biomech* 1981 ; 14 : 63-70
37. Carter D, Vasu R, Harris H : The plated femur : relationships between the changes in bone stresses and bone loss. *Acta Orthop Scand* 1981 ; 52 : 241-8
38. Carter D : The relationship between « in vivo » strains and cortical bone remodelling. *Crit Rev Biomed Eng* 1982 ; 8 : 2-28
39. Beaupré G *et al.* : Stresses in plated long-bones : the role of screw tightness and interface slipping. *J Orthop Res* 1988 ; 6 : 39-50
40. Bagby G : Compression bone-plating. *J Bone Jt Surg* 1977 ; 59 : 625-31
41. Perren S : Physical and biological aspects of fracture healing with special reference to internal fixation. *Clin Orthop* 1979 ; 138 : 175-96
42. Perren S : Biomechanics of fracture healing. *Can J Surg* 1980 ; 23 : 228-32
43. Schatzker J : Principles of stable internal fixation. *Can J Surg* 1980 ; 23 : 232-35
44. McKibbin B : The biology of fracture healing in long bones. *J Bone Jt Surg* 1978 ; 60 : 150-62
45. Sarmiento A *et al.* : A quantitative comparative analysis of fracture healing under the influence of compression plating vs. closed weight-bearing treatment. *Clin Orthop* 1980 ; 149 : 232-9
46. Uthoff H, Dubuc F : Bone structure changes in the dog under rigid internal fixation. *Clin Orthop* 1971 ; 81 : 165-70
47. Slätis P *et al.* : Structural and biomechanical changes in bone after rigid plate fixation. *Can J Surg* 1980 ; 23 : 247-50
48. Woo S *et al.* : Potential application of graphite fiber and methyl methacrylate resin composites as internal fixation plates. *J Biomed Mater Res* 1974 ; 8 : 321-38
49. Woo S *et al.* : A comparison of cortical bone atrophy secondary to fixation with plates with large differences in bending stiffness. *J Bone Jt Surg* 1976 ; 58 : 190-5
50. Woo S *et al.* : An interdisciplinary approach to evaluate the effect of internal fixation plate on long bone remodeling. *J Biomech* 1977 ; 10 : 87-95
51. Woo S *et al.* : Less rigid internal fixation plates : historical perspectives and new concepts. *J Orthop Res* 1984 ; 1 : 431-49
52. Akeson W *et al.* : Quantitative histological evaluation of early fracture healing of cortical bones immobilized by stainless steel and composite plates. *Calcif Tiss Res* 1975 ; 19 : 27-37
53. Akeson W, Coutts R, Woo S : Principles of less rigid internal fixation with plates. *Can J Surg* 1980 ; 23 : 235-39
54. Tonino A *et al.* : Protection from stress in bone and its effects. *J Bone Jt Surg* 1976 ; 58 : 107-13
55. Moyen B *et al.* : Effects on intact femora of dogs of the application and removal of metal plates. *J Bone Jt Surg* 1978 ; 60 : 940-7
56. Bradley G *et al.* : Effects of flexural rigidity of plates on bone healing. *J Bone Jt Surg* 1979 ; 61 : 866-72
57. Terjesen T, Apalset K : The influence of different degrees of stiffness of fixation plates on experimental bone healing. *J Orthop Res* 1988 ; 6 : 293-9
58. Freeman L : The external bone clamp versus the internal bone plate in the operative treatment of fractures. *JAMA* 1913 ; 20 : 930-2
59. Townsend K, Gilfillan C : A new type of bone plate and screws. *Surg Gyn Obs* 1943 ; 77 : 595-7
60. Burny F : Biomécanique de la consolidation des fractures. Thèse d'Agrégation, Université Libre de Bruxelles, 1976
61. Burny F : Fixation élastique des fractures des os longs. Communication interne 1982; 1-7
62. Terjesen T, Benum P : Stress-protection after external fixation on the intact rabbit tibia. *Acta Orthop Scand* 1983 ; 54 : 648-54
63. White A, Panjabi M, Southwick W : The four biomechanical stages of fracture repair. *J Bone Jt Surg* 1977 ; 59 : 188-92
64. White A, Panjabi M, Southwick W : Effects of compression and cyclical loading on fracture healing. A quantitative biomechanical study. *J Biomech* 1977 ; 10 : 233-9
65. Panjabi M, White A, Wolf J : A biomechanical comparison of the effects of constant and cyclic compression on fracture healing in rabbit long bones. *Acta Orthop Scand* 1979 ; 50 : 653-61
66. Dehne E : The rationale of early functional loading in the healing of fractures. A comprehensive gait control concept of repair. *Clin Orthop* 1980 ; 146 : 18-27

Correspondance et tirés à part :

M. HINSENKAMP
 Laboratoire de Recherche en Orthopédie Traumatologie (LROT),
 Service d'Orthopédie-Traumatologie,
 Hôpital Erasme,
 Route de Lennik 808
 1070 Bruxelles
 E-mail : mhinsenk@ulb.ac.be

Travail reçu le 1^{er} août 2011 ; accepté dans sa version définitive le 1^{er} septembre 2011.