

| | |
|---------------------|--|
| Zeitschrift: | Jahrbuch der Schweizerischen Naturforschenden Gesellschaft. Wissenschaftlicher und administrativer Teil = Annuaire de la Société Helvétique des Sciences Naturelles. Partie scientifique et administrative |
| Herausgeber: | Schweizerische Naturforschende Gesellschaft |
| Band: | 160 (1980) |
| Artikel: | Mécanique de l'os intact et ostéosynthèse |
| Autor: | Cordey, Jacques |
| DOI: | https://doi.org/10.5169/seals-90804 |

Nutzungsbedingungen

Die ETH-Bibliothek ist die Anbieterin der digitalisierten Zeitschriften auf E-Periodica. Sie besitzt keine Urheberrechte an den Zeitschriften und ist nicht verantwortlich für deren Inhalte. Die Rechte liegen in der Regel bei den Herausgebern beziehungsweise den externen Rechteinhabern. Das Veröffentlichen von Bildern in Print- und Online-Publikationen sowie auf Social Media-Kanälen oder Webseiten ist nur mit vorheriger Genehmigung der Rechteinhaber erlaubt. [Mehr erfahren](#)

Conditions d'utilisation

L'ETH Library est le fournisseur des revues numérisées. Elle ne détient aucun droit d'auteur sur les revues et n'est pas responsable de leur contenu. En règle générale, les droits sont détenus par les éditeurs ou les détenteurs de droits externes. La reproduction d'images dans des publications imprimées ou en ligne ainsi que sur des canaux de médias sociaux ou des sites web n'est autorisée qu'avec l'accord préalable des détenteurs des droits. [En savoir plus](#)

Terms of use

The ETH Library is the provider of the digitised journals. It does not own any copyrights to the journals and is not responsible for their content. The rights usually lie with the publishers or the external rights holders. Publishing images in print and online publications, as well as on social media channels or websites, is only permitted with the prior consent of the rights holders. [Find out more](#)

Download PDF: 17.01.2026

ETH-Bibliothek Zürich, E-Periodica, <https://www.e-periodica.ch>

Mécanique de l'os intact et ostéosynthèse

Jacques Cordey

La possibilité de développement d'animaux terrestres de taille élevée a été liée à l'existence d'un squelette intérieur faisant fonction de châssis, adaptable, permettant la croissance et la réparation. Le squelette doit supporter le poids des divers organes, les charges musculaires ainsi que les autres charges dynamiques.

Si l'on se restreint aux os longs, les charges sont principalement constituées par la superposition:

- de la compression axiale (F),
- d'un moment de flexion (M),
- d'un couple de torsion (T)
- et d'un effort de cisaillement latéral (C).

Ces charges globales provoquent au sein de l'os des contraintes locales et par conséquent des déformations mesurables (loi de Hooke, théorie de l'élasticité). La mécanique permet d'établir les relations entre les charges extérieures et les contraintes et déformations qui en résultent (Fig. 1). L'os est un matériau vivant, qui dispose d'un mécanisme d'autorégulation. Il réagit aux contraintes par une formation ou une destruction osseuse, en adaptant sa structure d'une manière particulièrement apparente dans l'os spongieux. Ceci est nommé la Loi de Wolff. La nature intime de ce phénomène d'autorégulation est encore inconnue.

La vérification expérimentale de la loi de Wolff a été faite par Lanyon: par la mesure des déformations sur le calcaneus du mouton vivant à l'aide de rosettes de jauge d'extensiométrie, il a pu montrer que les contraintes principales sont orientées selon les travées osseuses de l'os spongieux lors de la marche.

Traitements des fractures par ostéosynthèse

L'étude mécanique de l'ostéosynthèse comporte deux parties: La mécanique de la stabilisation des fractures selon les différents im-

plants et techniques utilisés, et l'étude de la modification de la répartition des contraintes dans l'os du fait de la présence de ces implants.

La guérison de la fracture peut se produire lorsque celle-ci est stabilisée par le cal osseux ou par l'ostéosynthèse. La fonction principale d'une ostéosynthèse est de fixer les fragments entre eux d'une manière stable, c'est-à-dire sans mouvement interfragmentaire. Il importe de distinguer stabilité et rigidité. La stabilité est nécessaire pour la guérison osseuse; la rigidité trop élevée peut provoquer une diminution de substance osseuse. L'ostéosynthèse devrait permettre une transmission adéquate des contraintes dans l'os.

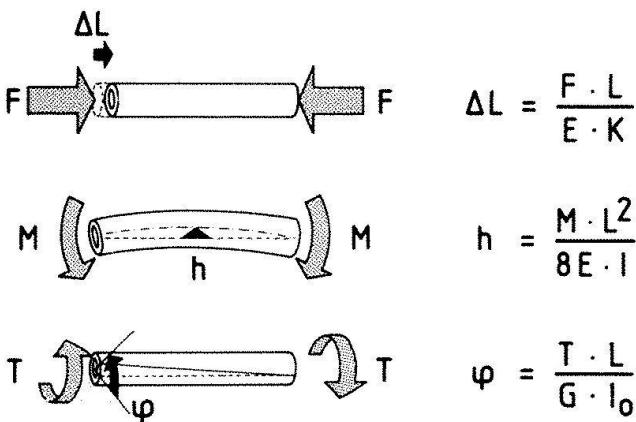


Fig. 1. Relations entre les charges appliquées à l'os et les déformations qui en résultent.

a) Une force de compression axiale provoque un raccourcissement global de l'os.

b) Un moment de flexion provoque l'incurvation de l'os.

c) Un couple de torsion provoque la déformation angulaire de l'os.

L = longueur de l'os

E = module d'élasticité de l'os (1800 kp/mm^2)

G = module de glissement de l'os (3300 kp/mm^2)

K = surface osseuse de la section

I = moment d'inertie de la section

I_0 = moment d'inertie polaire de la section

$E.K.; E.I; G.I_0$ soient respectivement les rigidités axiales, en flexion et en torsion de l'os.

Stabilité de la fracture

Examions successivement la mécanique régissant la stabilité de fractures traitées par vis, plaques et clous centro-médullaires.

La vis à os a trois fonctions principales:

1. Comme vis de traction, elle fixe les fragments entre eux.
2. Comme vis de plaque, elle lie fermement la plaque aux fragments osseux.

3. Comme vis de maintien, elle sert d'entretoise rigide entre deux os dont il faut maintenir la position relative, comme par exemple entre le tibia et le péroné (syndesmose).

Pour les deux premières fonctions, c'est la force de traction de la vis qui permet la fixation stable. La vis de traction soumet les fragments osseux en compression; la vis de plaque provoque la compression entre la plaque et l'os. L'effet de la compression est d'une part d'empêcher les mouvements d'ouverture provoqués par un effort de traction dans l'axe de la vis (effet de précontrainte), et d'autre part de prévenir les mouvements de cisaillement perpendiculaires à l'axe de la vis au moyen de la friction provoquée par la force de serrage (effet de friction). Dans ce dernier cas, la résistance à la flexion de la vis serait insuffisante à elle seule pour empêcher de tels mouvements.

Ostéosynthèse par vis de traction

Une vis d'ostéosynthèse placée dans un tibia ou un fémur peut supporter une force jusqu'à 500 kp (rupture à 800 kp). La résistance à l'arrachement du filet osseux ne dépasse pas 300 kp (40 kp/mm d'os cortical). La limite élastique en flexion d'une vis est de l'ordre de 50 cm.kp. Il est donc nécessaire d'utiliser la force de friction entre les fragments osseux comprimés: pour une force de compression de 200 kp et un coefficient de friction de 0,45 (Kondo), une ostéosynthèse par vis de traction peut supporter une force de cisaillement de 90 kp, soit trois à quatre fois plus que la vis seule, sans tenir compte de l'interdigitation.

Comment faut-il serrer les vis? Dans une série d'expériences faites sur os de cadavres avec la collaboration de chirurgiens expérimentés dans l'ostéosynthèse, nous avons ob-

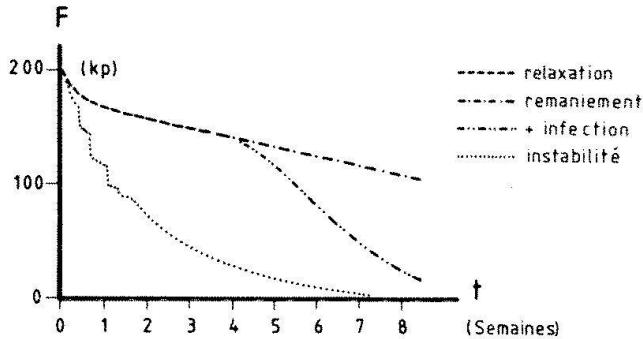


Fig. 2. Décroissance de la force de serrage au cours du temps. Dans un premier stade, la décroissance, due à la relaxation mécanique des contraintes, suit une loi logarithmique du temps écoulé; elle est de l'ordre de 30 %. Dans un deuxième temps, elle est due au remaniement haversien surtout; la présence d'un fait accélérant ce remaniement, comme une infection, provoque une décroissance plus rapide. Si la fixation est instable, la décroissance est forte dès le serrage, et s'accompagne d'une résorption.

servé que le chirurgien adapte le serrage selon la qualité mécanique de l'os. Sa sensibilité tient compte simultanément du couple de serrage (donc indirectement de la force de serrage), et du nombre de tours de vis lors du serrage (donc indirectement de la déformation résultante de l'os). Le foirage involontaire de la vis a été constaté uniquement pour des valeurs faibles de couple admissible, donc pour des os ostéoporotiques. Au contraire de ce qui se passe dans l'industrie, il n'est pas possible d'utiliser un tournevis à limitation fixe de couple pour prévenir l'arrachement intempestif lors du serrage. Un doigté accru doit être de règle lors du serrage des vis dans les os ostéoporotiques.

Il importe que la force axiale que le chirurgien a imposé à la vis soit maintenue au cours du temps. Si cette force disparaît presque immédiatement après le serrage, ou au cours des jours qui suivent, elle est sans importance pour la mécanique de la guérison osseuse: l'ostéosynthèse sera rapidement instable.

Dans une série d'expériences chez le mouton avec Bluemlein, puis avec Johner (Fig. 2), nous avons montré que la force de serrage décroît initialement de l'ordre de 30 %, puis ne diminue que faiblement au cours du temps, pour une ostéosynthèse stable. Durant les trois à quatre premières semaines, la décroissance de la force de serrage est due uniquement à la relaxation mécanique des contraintes. Dans les semaines qui suivent, la

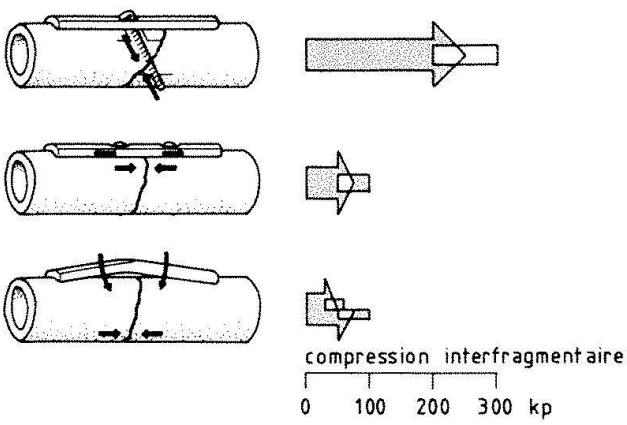


Fig. 3. Compression obtenue avec une plaque utilisant diverses méthodes.

a) Vis de traction: la compression interfragmentaire est comprise entre 200 et 300 kp.

b) Compression par mise en traction de la plaque: la compression axiale, au voisinage de la plaque, est comprise entre 50 et 100 kp.

c) Compression par précoudage: la compression axiale est de l'ordre de 50 kp du côté opposé à la plaque.

Les méthodes b et c peuvent avantageusement être combinées. Les deux flèches représentent respectivement la plaque étroite et large.

réaction biologique du remaniement des canaux de Havers prend le pas sur la relaxation des contraintes. Ceci est particulièrement apparent lors d'une réaction biologique activée par une infection osseuse (phénomène de Rittmann: diminution plus accentuée, que nous expliquons difficilement). Si l'ostéosynthèse est instable, la force de serrage diminue rapidement sous l'effet de la réadaptation mécanique et de la résorption osseuse.

Ostéosynthèse par plaque

Dans bien des cas, des vis seules ne permettent pas de fixer la fracture d'une manière stable. La fonction d'une plaque est alors de neutraliser les contraintes risquant de dépasser les valeurs admissibles par un vissage uniquement. Dans ce cas, la rigidité de la plaque combinée à la rigidité de l'os est favorablement utilisée. Une deuxième fonction des plaques est leur utilisation comme plaque à compression. La plaque permet alors de mettre les fragments osseux sous compression (Fig. 3):

- en utilisant une vis de plaque comme vis de traction selon le principe de la vis de traction décrit ci-dessus;

- en utilisant la plaque comme plaque à compression proprement dite, la plaque étant mise en traction par un tendeur amovible ou par l'effet autocomprimant d'une vis dans un trou adéquat.

- en précoudant la plaque qui agit comme un ressort en flexion tendant à comprimer les fragments.

La plaque à compression tend à comprimer les fragments osseux au voisinage direct de la plaque, alors que le précoudage le fait du côté opposé. Il est donc avantageux de combiner ces deux techniques.

La compression obtenue par une vis de traction est, nous l'avons vu, de l'ordre de 200 à 300 kp pour un tibia ou un fémur. La compression obtenue par une plaque à compression est de l'ordre de 50 à 100 kp, et elle tend à ouvrir la fracture par flexion de la plaque en retour. La compression obtenue par une plaque légèrement précoudée au niveau de la fracture est elle aussi de l'ordre de 50 kp.

Enclouage centromédullaire

Le clou centro-médullaire est un tube fendu, inséré dans l'os préalablement alésé. La stabilisation de l'os par le clou se fait d'une part par une tenue en flexion en trois points et d'autre part par l'écartement du tube serré par l'os. La compression au niveau de la fracture est assurée d'une manière dynamique par le poids du corps et le tonus musculaire.

Le clou assume les contraintes de flexion au niveau du foyer de fracture par sa rigidité. Les mouvements de cisaillement sont prévenus au niveau du foyer de fracture par l'adaptation du clou dans le canal alésé. Les contraintes de torsion ne sont que peu stabilisées par le clou, malgré l'écartement latéral. C'est l'interdigitation des fragments osseux qui doit prévenir le mouvement en torsion; sinon il est possible de le prévenir par un verrouillage par vis.

Rigidité d'un os intact et ostéosynthèse

La rigidité d'une ostéosynthèse peut être, à court terme, le moyen d'atteindre une stabilité suffisante comme par exemple pour une plaque de neutralisation. La stabilité n'est

pas synonyme cependant de rigidité, la rigidité de l'implant pouvant parfois s'opposer même à la stabilité. Par exemple, une plaque peut être assez rigide pour s'opposer à la coaptation des fragments, mais ne sera jamais assez rigide pour prévenir un mouvement interfragmentaire par elle seule. Nous allons considérer ce qui se passe pour la répartition des contraintes fonctionnelles dans un os ostéosynthétisé par divers moyens.

Dans ce qui suit, nous considérons l'os sollicité en flexion, car ce type de sollicitation provoque des contraintes particulièrement élevées dans l'os.

Nous avons calculé la rigidité en flexion d'un modèle osseux cylindrique, de 3 cm de diamètre extérieur et 2 cm de diamètre intérieur, ostéosynthétisé par une plaque étroite en acier ou par un clou de 14 mm de diamètre. Les valeurs calculées pour la rigidité du matériel et la déformation en deux points précis de l'os (sous la plaque et sur la corticale opposée) sont reportées dans le tableau 1 ainsi que sur les figures 4 et 5.

Une plaque seule est environ 50 fois moins rigide que l'os. Il en résulte que si une fracture avec manque de substance osseuse (fente large) est fixée par une plaque, la déformation en flexion de cette plaque sera importante, et ne permettra pas la guérison de la fracture. L'on constatera alors une pseudarthrose dans l'os et la rupture de la plaque en fatigue.

Lorsque la plaque est rigidement fixée sur l'os, la déformation est 10 fois moins grande sous la plaque que pour l'os seul. Il en résulte, par la suite de la loi de Wolff, une diminution de la substance osseuse au voisinage de la plaque surtout, qui se manifeste après un

Tab. 1. Rigidité et déformations correspondantes pour un modèle d'os cylindrique ($D = 3 \text{ cm}$; $d = 2 \text{ cm}$).

| | Rigidité $E \times I$ ($\times 10^6 \text{ kp} \cdot \text{cm}^2$) | Déform. sous la plaqué ($\mu\epsilon$) | Déform. sur la cortic. opp. ($\mu\epsilon$) |
|--------------|--|---|--|
| Os seul | 6 | 260 | 260 |
| Plaque seule | 0,13 | — | — |
| Plaque + os | 18 | 28 | 140 |
| Clou seul | 1,8 | — | — |
| Clou + os | 7,6 | 200 | 200 |

* pour un moment de flexion de 100 cm kp.

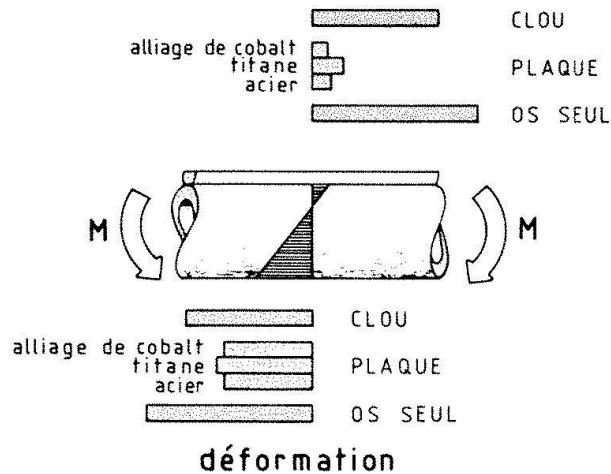


Fig. 4. Déformation à la surface d'un os sollicité en flexion. La déformation de l'os intact est prise comme référence; la déformation d'un os ostéosynthétisé par plaque est fortement réduite sous la plaque, plus faiblement du côté opposé; la déformation d'un os encloué est plus faiblement réduite. L'influence du choix du métal (acier, titane ou alliage de cobalt) pour la plaque est marquée, mais pas si importante qu'on pourrait le croire.

temps élevé d'implantation. Ceci constitue ce que l'on appelle la «stress protection» ou l'effet bouclier («shield effect»). Il importe de différencier cette réaction à long terme de la réaction d'origine vasculaire apparaissant à court terme (Rahn 1981).

Un clou centro-médullaire est assez rigide (1/3 de la rigidité de l'os) pour permettre une mise en charge modérée de l'os sans stabilisation absolue. Si le clou et l'os forment un ensemble solidaire, la rigidité de l'ensemble est de 30 % plus élevée que celle de l'os seul. La déformation maximum de l'os pour un moment de flexion de 100 cm kp est de 200 $\mu\epsilon$.

La diminution des contraintes dynamiques dans l'os du fait du clou n'est pas assez élevée pour provoquer un effet bouclier important. Pour une fracture diaphysaire, du point de vue de la rigidité de l'implant, le clou centro-médullaire est supérieur à la plaque: un clou centro-médullaire seul a une rigidité de l'ordre du tiers de l'os seul, alors que la plaque seule à une rigidité 50 fois inférieure à celle de l'os. Par contre, si le clou est rigide fixé dans l'os, l'augmentation de rigidité de l'ensemble n'est que de 30 %, alors que la rigidité d'une ostéosynthèse par plaque est le triple de celle de l'os (Fig. 4 est 5).

RIGIDITÉ EN FLEXION

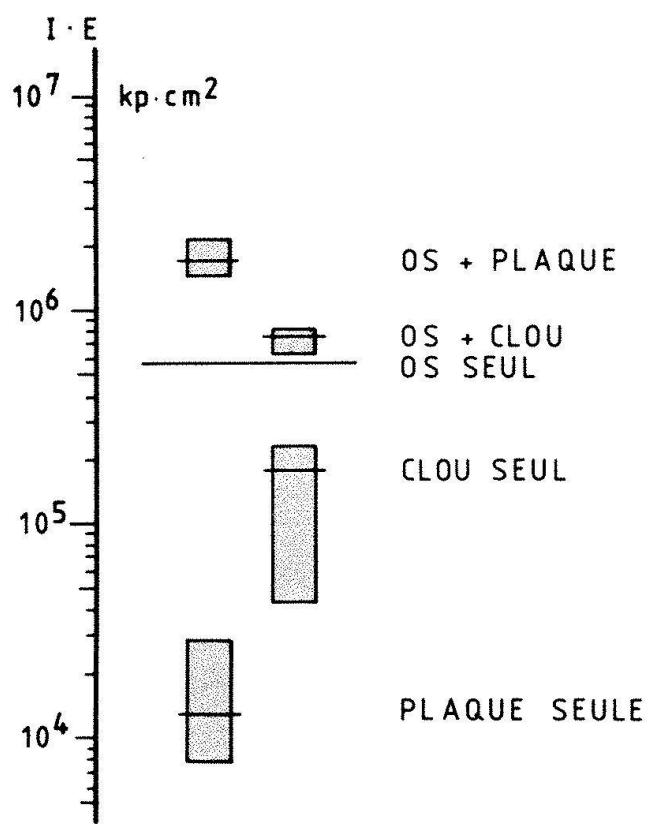


Fig. 5. Rigidité d'un os intact et ostéosynthétisé. Les calculs ont été faits pour un modèle d'os cylindrique de diamètre extérieur 3 cm et de diamètre intérieur 2 cm. Pour les plaques: La valeur minimum est calculée pour une plaque étroite en titane, la valeur maximum pour une plaque large en alliage de cobalt et la valeur marquée par un trait pour une plaque étroite en acier. Pour les clous: La valeur minimum est calculée pour un clou de 9 mm et la valeur maximum un clou de 15 mm, tous les clous étant supposés cylindrique et d'épaisseur constante de 1 mm; la valeur marquée par un trait correspond à un clou de 14 mm. Alors que le clou seul est nettement plus rigide que la plaque seule, et permet une mise en charge légère, l'ensemble clou + os est moins rigide que l'ensemble plaque + os. Du point de vue de la rigidité, le clou est préférable pour l'ostéosynthèse diaphysaire.

Perren 1972). La nécessité d'atteindre une stabilité absolue au foyer de fracture empêche l'usage d'une plaque trop peu rigide; il est possible d'adapter la rigidité par une section adéquate, les matériaux classiques et les technologies classiques restant inchangées. Les plaques ne permettant pas le contournage sur l'os sont inutilisables en pratique courante. L'optimisation de la section des plaques selon les os traités et les charges dynamiques qui s'y appliquent doit faire l'objet d'un effort accru. L'enclouage peut être lui aussi amélioré par les connaissances accrues de ses conditions biomécaniques: optimisation des dimensions et de l'utilisation, clou verrouillable, etc.

Les implants biodégradables permettant d'éviter la réopération d'enlèvement du matériel, ont été prophétisé en 1907 déjà par Lambotte, et n'existent toujours qu'au stade de laboratoire (Corcoran et al. 1980) avec des propriétés mécaniques insuffisantes. Les espoirs mis il y a 20 ans sur la stimulation électrique de l'ostéogénèse se révèlent à nos yeux de plus en plus illusoires. Un problème actuellement non résolu est celui de contrôle des ostéosynthèses difficiles: multifragmentaires, avec perte de substance. Un matériel d'ostéosynthèse permettant le contrôle des contraintes dynamiques présentes dans le matériel au cours du temps permettra le dépistage précoce des retards de consolidation ou de la formation de pseudarthrose. De pair avec des améliorations sommes toutes mineures du matériel, une amélioration de la technique est nécessaire. Il importe surtout que cette technique soit appliquée dans toutes les règles de l'art par les chirurgiens, qui doivent la connaître et l'appliquer rigoureusement.

Perspectives d'avenir pour l'ostéosynthèse

L'ostéosynthèse résulte toujours d'un compromis entre la stabilité - qui doit être absolue - et la rigidité. Des travaux nombreux portent sur une diminution de la rigidité des plaques: plaques à rigidité variable (Meyrueis et al. 1978, Comtet et al. 1980), plaque biphasique tubulaire (Woo et al. 1980), plaque en fibre de carbone (McKibbin 1980, Claes 1980), plaque en titane (Brennwald et

Résumé

Lorsqu'un os est mis en charge par les contraintes fonctionnelles, il subit des déformations locales. A long terme, sa structure matérielle tend à s'organiser de façon à maintenir ces déformations dans un ordre de grandeur constant.

Lors du traitement des fractures par ostéosynthèse, il importe en premier de stabiliser les fragments par des vis, une plaque ou un

enclouage centro-médullaire. Les grandeurs mécaniques intervenant lors de l'ostéosynthèse sont analysées.

La rigidité de l'ostéosynthèse, qui est souvent avantageuse pour la stabilité, est un inconvénient à long terme. Il est montré que la rigidité de l'ostéosynthèse par enclouage est plus avantageuse que la rigidité de l'ostéosynthèse par plaque: le clou seul est assez rigide pour supporter une mise en charge légère, alors que l'os rigidement encloué n'est que modérément plus rigide que l'os seul.

Des possibilités d'avenir, concernant l'optimisation du matériel et des techniques, sont discutées.

Références

- Béranger-Féraud (1870): De l'immobilisation directe des fragments dans les fractures. (Maloine, Paris).
- Bluemlein, H.; Cordey, J.; Schneider, U.A.; Rahn, B.A. et Perren, S.M. (1977): Langzeitmessung der Axialkraft von Knochenschrauben *in vivo*. Med.-orthop. Technik 97: 17-19.
- Brennwald, J. et Perren, S.M. (1972): La charge de l'os après ostéosynthèse par des plaques en acier et en titane. Chez Boitz (Edt.) Ostéogénèse et compression. (Huber, Berne).
- Claes, L.; Burry, C.; Kinzl, L.; Fitzer, E. et Huettner, W. (1980): Less rigid fixation with carbon fibre-reinforced materials: mechanical characteristics and behaviour *in vivo*. Chez Uhthoff: Current concepts of internal fixation of fractures. (Springer-Verlag, Berlin).
- Comtet, J.J.; Moyen, B.J.L.; Meyrueis, J.P.; Santini, R.; Rumelhart, C.; Borgi, R. et Millan, J.J. (1980): Plate of variable flexibility and biologic study on intact femora of dogs. Chez Uhthoff: Current concepts of internal fixation of fractures. (Springer-Verlag, Berlin).
- Corcoran, S.F.; Koroluk, S.M.; Parson, J.R.; Alexandre, H. et Weiss, A.B. (1980): The development of a variable, absorbable composite bone plate. Chez Uhthoff: Current concepts of internal fixation of fractures. (Springer-Verlag, Berlin).
- Cordey, J.; Bluemlein, H.; Ziegler, W. et Perren, S.M. (1976): Etude du comportement au cours du temps de la force de serrage appliquée par des vis corticales «*in vivo*». Acta orthop. Belg. 42 (Suppl 1): 75-87.
- Cordey, J.; Rahn, B.A. et Perren, S.M. (1980): Human torque control in the use of bone screws. Chez Uhthoff: Current concepts of internal fixation of fractures. (Springer-Verlag, Berlin).
- Danis, R. (1949): Théorie et pratique de l'ostéosynthèse. (Masson, Paris).
- Johner, R. (1980): Résultats non publiés du Laboratoire de Chirurgie Expérimentale Davos.
- Kondo, S. (1974): A bio-chemical study on determining the indications of compression plating, with special reference to the friction coefficient of the fracture surface of human bone. Bull-Osaka me. Sch. 20: 115-125.
- Lambotte, A. (1907): L'intervention opératoire dans les fractures récentes et anciennes envisagées particulièrement au point de vue de l'ostéo-synthèse avec la description de plusieurs techniques nouvelles. (Maloine, Paris).
- Lanyon, L.E. (1973): Analysis of surface bone strain in the calcaneus of sheep during normal locomotion. J. Biomech. 6: 41-49.
- McKibbin, B. (1980): Carbon plates. Chez Uhthoff: Current concepts of internal fixation of fractures. (Springer-Verlag, Berlin).
- Meyrueis, J.P.; Bonnet, G.; de Bazelaire, E. et Zimmermann, F. (1978): Ostéosynthèse par plaque à flexibilité variable. Rev. Chir. orthop. 64: 108-112.
- Perren, S.M. et Cordey, J. (1980): The concept of interfragmentary strain. Chez Uhthoff: Current concepts of internal fixation of fractures. (Springer-Verlag, Berlin).
- Perren, S.M. et Cordey, J. (1980): Mechanics of interfragmentary compression by plates and screws. Chez Uhthoff: Current concepts of internal fixation of fractures. (Springer-Verlag, Berlin).
- Perren, S.M. (1981): ((Article dans le même ouvrage.))
- Rahn, B.A. (1981): ((Article dans le même ouvrage.))
- Rittmann, W.W. et Perren, S.M. (1974): Corticale Knochenheilung nach Osteosynthese und Infektion. Biomechanik und Biologie. (Springer-Verlag, Berlin).
- Schenk, R. (1981): ((Article dans le même ouvrage.))
- Woo, S.L.-Y.; Akeson, W.; Simon, B.R. et Coutts, R.D. (1980): The advantages and important design parameters for less rigid fixation plates. Chez Uhthoff: Current concepts of internal fixation of fractures. (Springer-Verlag, Berlin).

Jacques Cordey dipl. phys.
Laboratorium für experimentelle Chirurgie
CH-7270 Davos