

Le clou Gamma

Gilbert Taglang

Strasbourg

Résumé – Le clou cervico-diaphysaire Gamma est l'héritier du clou en Y conçu par G. Küntscher dès le milieu du siècle précédent. L'école strasbourgeoise, sous l'impulsion d'I. Kempf et d'A. Grosse, reprenant le concept du clou qui porte leur nom, a commencé son développement dès le milieu des années 1980. Après une phase de prototype, le premier clou Gamma (portant le nom SGN) est implanté. L'expérience clinique permettra la modification de l'implant, tant au niveau de ses dimensions que de l'alliage utilisé pour sa fabrication passant de l'acier au titane. Ces différentes modifications aboutiront au clou Gamma actuel, troisième génération. Dans sa version courte, il est indiqué dans le traitement des fractures trochantériennes, alors qu'une version longue est dédiée au traitement des lésions à extensions métaphyso-diaphysaires ou aux lésions pathologiques.

Parallèlement, des améliorations ont été apportées au matériel ancillaire et des aides au positionnement de la vis cervicale ont été développées (FluoraAdapt®).

La visée distale pour les clous longs a également été grandement facilitée par le développement d'un viseur externe fiable.

Fort de tous ces développements, le clou Gamma est devenu l'implant indispensable dans le traitement des lésions trochantériennes et particulièrement les plus instables d'entre elles. Le clou dans sa version longue a montré sa supériorité par rapport aux systèmes classiques (en particulier ceux dérivés des plaques même verrouillées) dans le traitement des lésions à extension métaphyso-épiphyso-saires.

Mots clés: fractures trochantériennes, fractures sous-trochantériennes, enclouage, foyer fermé, clou Gamma.

Abstract – The Gamma nail is the heir of the Y-nail designed by G. Küntscher in the middle of the previous century. The Strasbourg school, under the direction of I. Kempf and A. Grosse, taking up the concept of the nail that bears their name began its development in the mid-1980s. After a prototype phase, the first Gamma nail (bearing the name SGN) is implanted. The clinical experience will allow the modification of the implant, both in terms of its dimensions and the alloy used for its manufacture from steel to titanium. These different modifications will lead to the current Gamma nail, third generation. In its short version it is indicated in the treatment of trochanteric fractures, while a long version is dedicated to the treatment of lesions with metaphyseal-diaphyseal extensions or pathological lesions.

At the same time, improvements were made to the ancillary equipment and aids for the positioning of the cervical screw were developed (FluoraAdapt®).

Distal targeting for long nails has also been greatly facilitated by the development of a reliable external distal targeting device.

With all these developments, the Gamma nail has become the essential implant in the treatment of trochanteric lesions and particularly the most unstable of them. The nail in its long version showed its superiority compared to conventional systems (in particular those derived from locked plates) in the treatment of lesions with metaphyso-epiphyseal extensions.

Keywords: trochanteric fractures, subtrochanteric fractures, nailing, closed procedure, Gamma nail.

Introduction

Le clou cervico-trochantérien (Gamma®) développé dès le milieu des années 1980 au CTO (Centre de Traumatologie et d'Orthopédie) de Strasbourg/Illkirch reste encore de nos jours la référence du traitement des fractures de la région trochantérienne par voie centromédullaire. Distal Targeting Device

Au milieu du siècle dernier, la plupart de ces fractures étaient traitées par clou-plaque ou lame-plaque coudée, mais avec un nombre de complications non négligeables [1]. Malgré les améliorations apportées par l'AO avec une lame-plaque à 130° [2], puis coudée à 95° [3], les complications d'origine mécanique restèrent majeures.

Les vis-plaques de première génération [4] ou issues de développements ultérieurs présentaient également des limites lorsque les fractures atteignaient la zone sous-trochantérienne [5].

L'école strasbourgeoise, après avoir utilisé ces différentes ostéosynthèses, s'est assez rapidement tournée vers les techniques à foyer fermé, y compris dans le traitement des fractures de la région trochantérienne. C'est ainsi que l'enclouage de Ender [6] fut largement pratiqué dans le Service [7], mais lui aussi devait rapidement montrer ses limites malgré les améliorations apportées par S. Bitar [8]. Outre des problèmes de stabilité de l'implant, en particulier en rotation, on notait fréquemment des douleurs au niveau du point d'entrée des clous dans la zone supra-condylienne médiale ; cette

situation s'aggravait même lorsque les clous glissant dans la diaphyse fémorale venaient menacer la peau en regard de la voie d'abord.

Toutes ces raisons ont mené à la mise au point d'un clou cervico-diaphysaire, le clou Gamma[®], qui reste le fleuron de tous les systèmes centromédullaires développés par l'équipe strasbourgeoise sous la houlette d'I. Kempf.

La phase de mise au point : du clou de G & K aux premiers prototypes

Gerhard Küntscher avait réalisé son premier enclouage conventionnel en novembre 1939 pour une fracture sous-trochantérienne haute inversée de type Evans. En développant ensuite la technique, il s'était assez rapidement rendu compte de ses limites en particulier pour le traitement des fractures de la région trochantérienne. Il lui vint alors l'idée d'associer le concept du clou céphalique de type Smith Petersen à celui d'enclouage centromédullaire.

Cette combinaison donna naissance au clou en Y (Upsilon Nagel) dont il réalisa les premières esquisses dès les années 1940, mais dont la production et la commercialisation datent des années soixante (fig. 1).

Les équipes strasbourgeoises, échaudées par leur expérience des clous-plaques, se tournèrent à nouveau vers des techniques moins invasives respectant le principe du « foyer fermé ». Avec les clous de Ender, les complications mécaniques restaient nombreuses, en particulier le glissement des clous et le faible contrôle de la rotation au sein du foyer de fracture lui-même. Le verrouillage coulissant de S. Bitar n'apporta qu'une solution partielle à ces différents problèmes.

Vint alors l'idée d'utiliser un clou de Grosse & Kempf de façon inversée : un clou droit pour un fémur gauche. Ceci permettait de verrouiller la partie proximale du fémur par une vis de verrouillage proximale orientée de bas en haut et de dehors en dedans avec un angle de 130°. L'idée de l'utilisation du clou était également fondée sur le fait de vouloir diminuer au maximum le bras de levier auquel était soumis l'implant lors de la mise en charge.

Si cette idée semblait séduisante au départ, il fallut assez rapidement « déchanter » pour des raisons essentiellement mécaniques liées au dessin des implants. En effet :

- les clous de Grosse & Kempf, utilisés à cette période, étaient encore munis d'une fente postérieure (fig. 2) les fragilisant dans la zone de jonction entre la partie proximale fermée de l'implant et le début de la fente postérieure ;
- le diamètre de 6,35 mm de la vis de verrouillage était sur le plan mécanique notoirement insuffisant. Cette vis filetée sur toute sa longueur passait au travers d'un orifice de verrouillage aux parois également filetées, réalisant un montage très rigide avec impossibilité pour la vis de coulisser dans l'orifice de verrouillage ;
- il n'existait qu'un angle de verrouillage possible (130°), ce qui donnait lieu à des positionnements de la vis de verrouillage dans le quadrant supéro-externe de la tête fémorale, site non optimal s'il en est ;

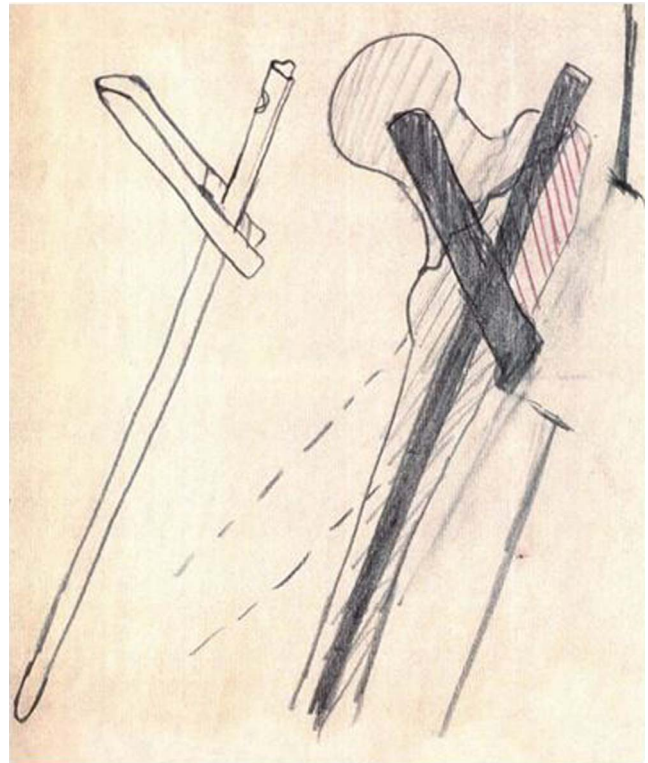


Figure 1. Clou en Y de Küntscher.

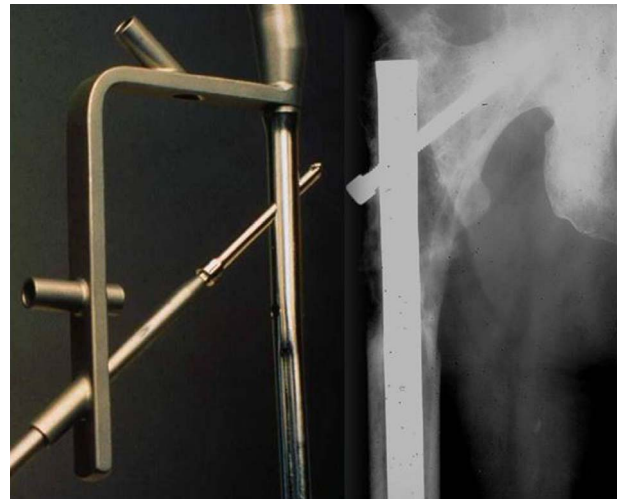


Figure 2. Clou G & K inversé.

- le clou G & K était droit sans courbure médio-latérale, ce qui avait pour conséquence de variser les fractures très proximales au moment de l'introduction du clou au sommet du grand trochanter.

Pour toutes ces raisons d'insuffisance mécanique de l'implant, l'idée fut assez rapidement abandonnée et le clou ne fut utilisé que dans les lésions métastatiques métaphysaires proximales et les fractures de l'extrémité proximale du fémur associées à une fracture de la diaphyse fémorale [9].



Figure 3. Premier prototype.

Il fallut alors établir à partir de ces constatations, un cahier des charges relativement simple pour définir un implant centromédullaire adapté au traitement des fractures trochantériennes.

Le cahier des charges établi était alors le suivant :

- clou court d'une vingtaine de centimètres;
- courbure médio-latérale du clou pour s'adapter à l'anatomie du fémur proximal afin de faciliter son insertion;
- possibilité d'introduire une vis cervicale de diamètre suffisant;
- possibilité de glissement de cette vis cervicale, mais contrôle d'un glissement excessif et de sa rotation une fois implantée;
- possibilité de verrouillage distal du clou à la zone diaphysaire pour éviter toute rotation et tout télescopage intempestifs;
- plusieurs angles cervico diaphysaires pour pouvoir positionner la vis cervicale idéalement dans la tête fémorale;
- plusieurs diamètres du clou pour s'adapter au poids du patient.

C'est à partir de ce cahier des charges que fut usiné, chez un artisan de la banlieue strasbourgeoise, un premier prototype qui fut testé sur des préparations anatomiques à l'Institut d'anatomie normale de l'université de Strasbourg (fig. 3).

Pour passer au stade de début de fabrication industrielle, le cahier des charges fut transmis à la Société Howmedica (basée à Kiel, en RFA, là-même où Küntscher faisait fabriquer ses premiers clous), qui nous fit parvenir des prototypes plus élaborés que les prototypes artisanaux. Ce prototype en acier (316LVM - fondu sous vide à faible émission de carbone) respectait le cahier des charges soumis hormis un point important : il n'avait pas de courbure médio-latérale !

Ce premier prototype industriel fut baptisé IMCHS (*Intra-Medullary Compression Hip Screw*) et ne fut mis en place que dans 24 cas (fig. 4).

Devant les difficultés d'insertion du clou chez des patients souvent obèses, en raison de l'absence de la courbure médio-latérale, il fut demandé au fabricant de donner naissance à

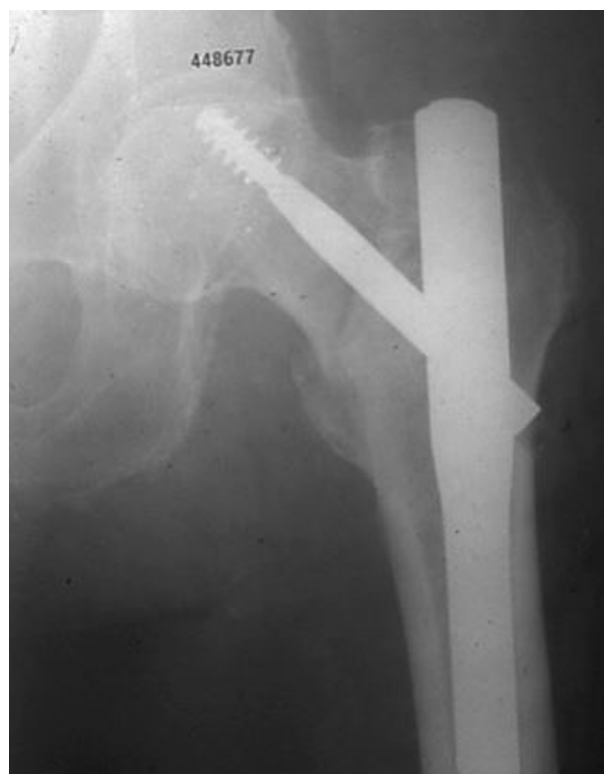


Figure 4. Prototype industriel IMCHS.

un implant plus abouti. C'est cet implant qui fut baptisé Gamma en raison de la ressemblance du dessin du clou et de sa vis cervicale avec la lettre grecque.

La première génération de clou gamma : le clou SGN

Le clou de première génération baptisé SGN (*Standard Gamma Nail*) fut enfin doté d'une courbure médio-latérale mais non pas de 5° comme demandé, mais de 10°. Il mesurait 20 cm de long, était muni de deux orifices de verrouillage au



Figure 5. Le clou SGN.

niveau distal (par analogie avec son ancêtre le clou de Grosse & Kempf). Il existait en trois diamètres au niveau distal (11 mm réservé à l'Asie, 12 et 14 mm) et son diamètre proximal était de 17 mm pour une vis cervicale de 12 mm de diamètre (fig. 5). Enfin le choix entre trois différents angles (125° , 130° et 135°) était possible.

La vis cervicale avait la capacité de glisser dans l'orifice proximal du clou, favorisant ainsi l'impaction du foyer de fracture lors de la mise en charge. Pour contrôler le glissement, un système de quatre cannelures situées sur le corps de la vis cervicale permettait la mise en place d'une vis de blocage. Cette vis de blocage contrôlait la rotation de la vis cervicale et autorisait son glissement sur une longueur limitée (fig. 6). Le verrouillage distal s'effectuait à l'aide de vis de 6 mm de diamètre.

Parallèlement, fut développé un clou Gamma long – LGN (*Long Gamma Nail*) – pour répondre aux indications de fractures trochantériennes à extension diaphysaire et aux situations de fractures pathologiques. Ce clou ne fut développé qu'en diamètre distal de 11 mm avec des longueurs s'échelonnant de 34 à 40 cm (de 2 en 2 cm) et des angles CCD identiques (125° , 130° et 135°). Son rayon de courbure sagittale était de 3 mètres.

Le matériel ancillaire fut également amélioré. D'abord fabriqués en métal (poignée d'enclouage et viseurs), les différents viseurs étaient vissés dans la poignée d'enclouage en fonction de l'angle du clou choisi. Ce vissage de la poignée engendra des possibilités de serrage inadéquat avec des risques de fausse route au moment du verrouillage distal. Assez rapidement fut mise au point une poignée d'enclouage unique en fibre de

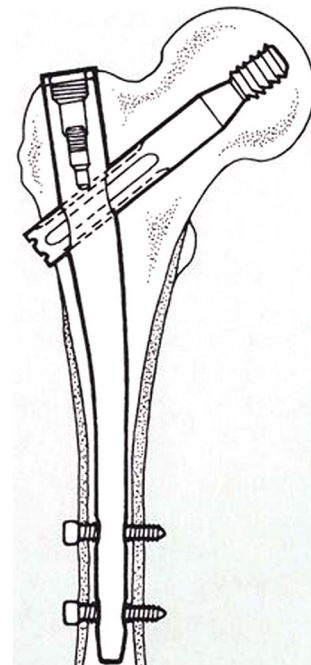


Figure 6. Contrôle de la vis cervicale par la vis de blocage.

carbone, sur laquelle étaient positionnés des gabarits métalliques correspondant aux différents angles de clou disponibles.

L'analyse des résultats [10] de ce clou SGN, implanté jusqu'au début des années 1990, permit d'apporter des

modifications qui conduisirent à la fabrication d'un clou de deuxième génération, le TGN (*Trochanteric Gamma Nail*).

La deuxième génération de clou gamma : le clou TGN

Quels étaient les problèmes rencontrés qui pouvaient se résoudre par une modification du dessin du clou de première génération ? Indubitablement, la longueur du clou court (SGN) de 20 cm et sa courbure médio-latérale (ML) de 10° posaient des problèmes de conflit entre l'extrémité distale du clou et les corticales fémorales. La longueur de 20 cm de ce clou sans courbure dans le plan sagittal, engendrant des conflits entre son extrémité et la corticale antérieure du fémur, et son angulation ML de 10° des problèmes d'hyperpression sur la corticale latérale, surtout chez des personnes de petite taille. La solution était simple : diminuer à la fois la longueur du clou de 20 à 18 cm (longueur déjà utilisée en Asie) et sa courbure de 10° à 4°.

Afin d'éviter d'éventuelles protrusions proximales, la partie supérieure du clou, entre son sommet et l'orifice de la vis cervicale fut raccourcie.

Le verrouillage distal des clous par deux vis de 6,28 mm de diamètre était lui aussi source d'une concentration de contrainte excessive préjudiciable. Ainsi, très rapidement, nous nous sommes rendu compte qu'une seule vis de verrouillage distale était suffisante pour contrôler la tenue rotatoire du clou SGN. L'évolution s'est donc faite tout naturellement vers un clou de deuxième génération (TGN) qui ne comportait plus qu'un orifice de verrouillage distal.

La version longue du clou TGN intégra les modifications proximales de la version courte, sans modification essentielle au niveau de sa partie distale.

Par ailleurs, des erreurs techniques étaient encore relativement fréquentes au début de l'expérience de certains opérateurs :

- l'utilisation du marteau pour introduire le clou dans un canal médullaire parfois étroit et non alésé favorisait les fractures peropératoires. Ceci était d'autant plus vrai que certains pensaient qu'il était indispensable de remplir le canal médullaire et utilisaient donc des clous de 14 mm de diamètre, visiblement surdimensionnés pour des canaux parfois étroits;
- l'utilisation d'un pointeau et d'un marteau pour amorcer la corticale latérale lors du verrouillage distal favorisait des fractures [11];
- la vis cervicale n'était pas placée correctement dans la tête fémorale alors que son positionnement constitue un des points fondamentaux de la technique. La distance idéale entre l'extrémité de la vis cervicale et l'articulation est de l'ordre de 10 mm comme le préconisait déjà Baumgaertner [12]. La position inférieure de la vis sur l'incidence de face et sa position médiane sur le profil, comme nous l'avons montré, diminuaient de façon significative le risque de balayage avec issue de la vis hors de la tête (*cut-out*) [13].

La codification précise de l'installation du patient, des manœuvres de réduction à foyer fermé, de la localisation du

point d'entrée, du positionnement de la vis cervicale fut établie et largement diffusée [14] par le biais de cours dispensés par l'Association internationale pour l'ostéosynthèse dynamique fondée à Strasbourg en 1986 et ses nombreuses associations-sœurs de par le monde.

La troisième génération de clou gamma : le clou Gamma 3

À partir de l'expérience acquise par l'utilisation des clous de première et deuxième générations, le clou Gamma 3 fut mis au point.

La première préoccupation fut de diminuer l'encombrement des implants au niveau du fémur proximal. La partie supérieure du clou fut ramenée de 17 mm à 15,5 mm et donc le diamètre de la vis cervicale de 12 mm à 10,5 mm. Ceci devait se faire sans diminution des propriétés mécaniques de l'implant, le pourtour de l'orifice de la vis cervicale fut redessiné (fig. 7) pour diminuer les contraintes au niveau du clou.

La deuxième préoccupation fut celle de l'alliage utilisé. Les clous SGN et TGN étaient produits en Orthinox® (acier de type 316 LVM avec adjonction d'azote et de niobium). Pour améliorer les caractéristiques mécaniques de l'implant, tant lors de la mise en charge que des frictions, on choisit un alliage de titane. Il s'agissait d'un alliage titane-aluminium-vanadium (Ti-6Al-4V) avec anodisation de type II (traitement de surface particulier). Cet alliage possède également comme avantages la diminution des interactions avec les tissus, et celle des artefacts lors d'examen d'imagerie telles que le CT-scanner ou l'imagerie par résonance magnétique [15].

La troisième préoccupation fut de diminuer encore les contraintes au niveau de la vis de verrouillage distale en diminuant son diamètre de 6,28 mm à 5 mm, le verrouillage se faisant au niveau d'un clou ovalaire permettant d'effectuer des verrouillages en mode statique (vis dans la partie supérieure de l'orifice) ou dynamique (vis dans la partie inférieure).

En ce qui concerne les autres caractéristiques du clou gamma 3 :

- le clou court a une longueur qui reste à 18 cm (17 cm en Asie), et un diamètre distal de 11 mm en standard (sauf en Asie où il est à 10 mm);
- le clou long a maintenant un rayon de courbure sagittal de 2 m (1,5 m en Asie). Ces clous sont disponibles dans des diamètres de 11 mm mais aussi 13 mm et 15 mm, ce qui peut être utile en cas de chirurgie de reprise (pseudarthroses et fractures pathologiques par exemple);
- la vis cervicale a subi des modifications améliorant ses performances et en particulier sa tenue dans l'os spongieux :
 - un angle négatif du filet permettant la transformation des forces de cisaillement en forces de pression,
 - une épaisseur du filet plus fine diminuant ainsi le couple d'insertion,
 - un profil en offset permettant l'auto-taraudage du spongieux,
 - un noyau de géométrie conique donnant une meilleure tenue dans l'orifice méché.

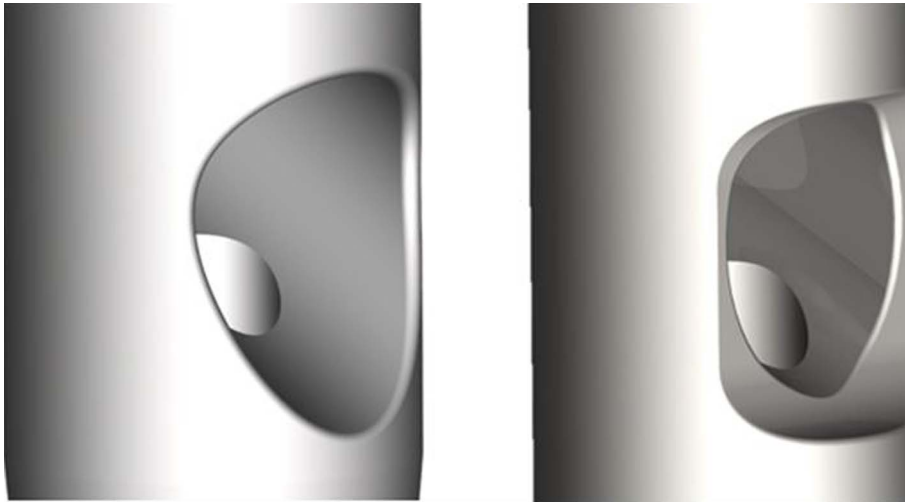


Figure 7. Modification de l'usinage autour de l'orifice de la vis cervicale.

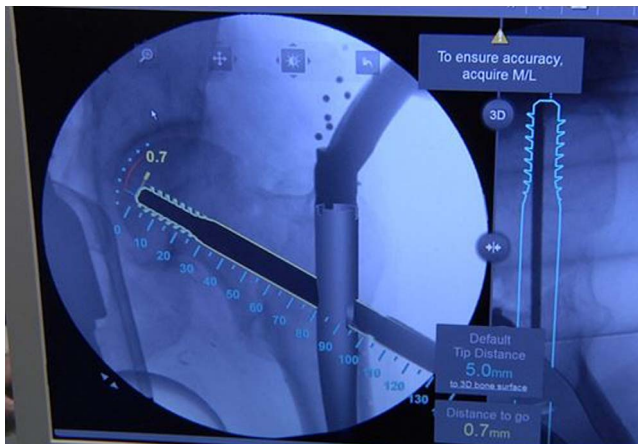


Figure 8. Écran du système FluoroAdapt™.

Ces modifications ont permis d'augmenter de 82 % sa résistance à l'arrachement par rapport aux vis de clou SCN bien que son diamètre soit passé de 12 mm à 10,5 mm.

Enfin l'angle CCD du viseur et du clou correspondaient maintenant (ce qui n'était pas le cas avec les clous SGN et TGN) et variaient de 120° à 130°.

En ce qui concerne la répartition des clous en fonction de leur longueur, un collectif de 4 210 clous Gamma 3 implantés sur les dix dernières années en traumatologie fraîche, montre que plus de 3 000 (3 330) étaient des clous courts (80 %).

Améliorations apportées aux systèmes de visée du SGN au Gamma 3

Le matériel ancillaire s'est beaucoup amélioré entre la première génération de clou (SGN) et la génération actuelle, augmentant de ce fait la sécurité du verrouillage proximal et distal des clous Gamma 3.

Nous avons déjà évoqué l'importance du positionnement de la vis cervicale [13]. L'utilisation d'un viseur en fibre de



Figure 9. Viseur externe DTD pour clou long.

carbone positionné sur la douille de verrouillage proximal (One Shot Device®) a permis de parfaitement choisir le site d'ancrage de la vis cervicale dans la tête fémorale. Cette technique était malgré tout encore « gourmande » en irradiation. C'est pour cette raison qu'a été développée une technique fondée sur l'analyse informatique des données de l'imagerie



Figure 10. Clou Gamma long dans une fracture instable.

de l'amplificateur de brillance (FluoroAdapt™). Cette technologie permet avec une précision inégalée de régler le positionnement de la vis cervicale avec un minimum d'irradiation et un équipement informatique réduit (fig. 8). En effet, contrairement aux techniques de navigation classique utilisées dans la chirurgie prothétique par exemple, cette technique n'utilise pas de détecteurs infrarouges ni de systèmes nécessitant des étapes souvent longues de calibration.

L'utilisation de la fibre de carbone sur des viseurs monoblocs et la simplicité de leur utilisation ont fait chuter le nombre de fausses routes de 3,1 % à moins de 0,4 % lors de la mise en place de la vis de verrouillage distale des clous courts.

La visée distale pour les clous Gamma longs a été également fortement améliorée. Partant des techniques à mains libres utilisées depuis des années sur tous les clous longs, il nous a semblé nécessaire de retravailler sur un viseur fixé sur le clou lui-même. Le problème de base qui se pose est celui de la déformation que le clou subit lors de sa mise en place. Cette déformation ne se fait de façon significative que dans le plan sagittal. Le viseur externe pour clou Gamma long (DTD® : *Distal Targeting Device*) est donc conçu pour pouvoir rattraper cette déformation antéropostérieure grâce à une mollette de réglage fin (fig. 9). Les risques de fausses routes sont faibles lors de la visée et surtout l'irradiation des mains des opérateurs est très faible (de l'ordre d'une dizaine de micro

Sievert) si on la compare à celle subie lors des visées classiques à mains libres [16].

La qualité de la précision obtenue par ces deux techniques (FluoroAdapt™ et DTD®) a conduit à associer ces deux technologies pour encore améliorer la fiabilité de la visée distale des clous Gamma 3 longs, mais également des autres clous longs diaphysaires.

Conclusion

Partant des idées de base de Gerhard Küntscher, la mise au point du clou Gamma s'inscrit dans l'utilisation de techniques à foyer fermé dans le traitement des lésions de la région trochantérienne. Cette mise au point s'est déroulée pendant des années afin d'apporter des améliorations tant sur le plan technologique que sur celui de la technique opératoire elle-même. L'idée a cependant été combattue par des opposants, et en particulier les tenants de l'utilisation de lames-plaques et de vis-plaques. Si ces techniques ont encore leur place dans le traitement de fractures simples et stables de la région trochantérienne, il en va tout autrement dès que l'on s'adresse aux fractures sous-trochantériennes et *a fortiori* celles impliquant les zones diaphysaires. Les études récentes montrent indubitablement la supériorité des systèmes d'enclouage tant

sur le plan biomécanique que sur le plan clinique [17, 18]. Ceci a de fait induit un changement des indications aussi bien en Europe qu'en Amérique du Nord [19] en faveur des systèmes d'enclouage.

Le grand intérêt des montages longs repose sur la possibilité de mise en charge quasi immédiate des patients même si la fracture est instable au départ (fig. 10). Le nombre de complications mécaniques à type de rupture d'implants (0,6 % des cas) reste limité si on le compare à celui des lames-plaques implantées dans le même type de fractures pouvant atteindre plus de 60 % pour certains auteurs [20].

Ainsi l'école strasbourgeoise forte de son expérience de plus de 10 000 clous Gamma implantés peut se targuer d'avoir, en France, toujours été à la pointe des innovations en matière d'enclouage.

Références

- [1] Boyd H.B., Anderson L.D. Management of unstable peritrochanteric fractures, *Surg Gynecol Obstet*, 1961; 05:633-8.
- [2] Müller M.E., Allgöwer M., Schneider R., Willenegger H. Manuel d'ostéosynthèse, technique AO. In: *Manuel d'ostéosynthèse. Technique AO*, Berlin, Springer Verlag, 1980.
- [3] Schatzker J., Tile M. The rationale of operative fracture care. In: *The rationale of operative fracture care*, Berlin, Heidelberg, New York, London, Paris, Tokyo, Springer Verlag, 1987.
- [4] Reggazzoni P., Ruedi T., Winkquist R., Allgöwer M. *The dynamic hip screw implant system*. Berlin, Springer Verlag, 1985.
- [5] Langlais F., Burdin P., Lévassieur M., Chagneau F., Colmar M., Le Normand H. L'appui précoce après ostéosynthèse par vis-plaque THS des fractures cervico-trochantériennes. *Ann Chir*, 1992; 46(6): 659-667.
- [6] Ender J., Simon-Weidner R. Die Fixierung der trochanteren Brüche mit runden elastischen Condylennägeln. *Acta Orthop*, 1970; 1: 40-2.
- [7] Kempf I., Briot B., Jaeger J.H., Calderoli H., Copin G. L'enclouage selon Ender. Étude biomécanique et résultats à propos de 120 cas. *Rev Chir Orthop*, 1976; 62: 595-612.
- [8] Kempf I., Briot B., Bitar S., Ben Abid M., Graf H. L'enclouage selon Ender: bilan et améliorations techniques. Le verrouillage coulissant. *Rev Chir Orthop*, 1982; 68: 199-205.
- [9] Leung K.S., So W.S., Lam T.P., Leung P.C. Treatment of ipsilateral femoral shaft fracture and hip fractures. *Injury*, 1993; 24: 41-45.
- [10] Kempf I., Grosse A., Taglang G., Favreul E. Le clou Gamma dans le traitement à foyer fermé des fractures trochantériennes. Résultats et indications à propos d'une série de 121 cas. *Rev Chir Orthop*, 1993; 79: 29-40.
- [11] Lacroix H., Anwert H., Snijders C.J., Fontijne WP Prevention of fracture at the distal locking site of the Gamma nail. A biomechanical study. *J Bone Joint Surg Br*, 1995; 77(2): 274-6.
- [12] Baumgaertner M.R., Curtin S.L., Lindskog D.M., Keggi J.M. The value of the tip-apex distance in predicting failure of fixation of peritrochanteric fractures of the hip. *J Bone Joint Surg Am*, 1995; 77(7): 1058-1064.
- [13] Bojan A., Taglang G., Beimele C., Johnsson A., Schnettler R. A retrospective analysis of cut out complications in 3066 patients treated with Gamma Nails. *Journal of Orthopaedic Trauma*, 2004; 18(9): S21.
- [14] Taglang G. Proximal Femoral Fractures: Operative Technique for Peritrochanteric Fractures. In: *Practice of Intramedullary Locked Nails - Scientific Basis and Standard Techniques*, Berlin Heidelberg, Springer Verlag, 2002; 101-112.
- [15] Procter P., Von Holdenburg G., Von Wieding H., Speitling A. Implants Alloys and Interfacial Engineering In: *Practice of Intramedullary Locked Nails -New Developments in Techniques and Applications*, Berlin Heidelberg, Springer Verlag, 2006: 67-81.
- [16] Ehlinger M., Dillman G., Czekaj J., Adam P., Taglang G., Brinkert D., Schenck B., Di Marco A., Bonnomet F. Distal targeting device for long Gamma® nail. Monocentric observational study. *Orthop Traumatol Surg Res*, 2013; 99(7): 799-804.
- [17] Kuzyk P.R., Bhandari M., McKee M.D., Russell T.A., Schemitsch E.H.J. Intramedullary versus extramedullary fixation for subtrochanteric femur fractures. *Orthop Trauma*, 2009; 23(6): 465-70.
- [18] Matre K., Havelin L.I., Gjertsen J.E., Vinje T., Espehaug B., Fevang J.M. Sliding hip screw versus IM nail in reverse oblique trochanteric and subtrochanteric fractures. A study of 2716 patients in the Norwegian Hip Fracture Register Injury, 2013; 44: 735-42.
- [19] Anglen J.O., Weinstein J.N. American Board of Orthopaedic Surgery Research Committee Nail or Plate Fixation of Intertrochanteric Hip Fractures: Changing Pattern of Practice. A review of the American Board of Orthopaedic Surgery Database, *J Bone Joint Surg Am*, 2008; 90(4): 700-7.
- [20] Glassner P.J., Tejwani N.C. Failure of Proximal Femoral Locking Compression Plate: A Case Series. *J Orthop Trauma*, 2011; 25(2): 76-83.