

# La tige Ultime<sup>®</sup> : une tige de révision fémorale verrouillée

## Conception, évolution et technique opératoire

Patrice Mertl et Pierre Vives

Amiens

**Résumé** – La tige Ultime<sup>®</sup> a été développée à la fin des années 1980 par Pierre Vives. Il s’agissait d’une prothèse de reprise fémorale non cimentée sans revêtement de surface, imaginée pour gérer les pertes de substances osseuses des descellements fémoraux en assurant une stabilité axiale et rotatoire immédiate par un verrouillage distal. L’évolution ultérieure s’est faite vers l’addition d’un traitement de surface pour en faire une prothèse de reprise définitive, et les vis ont été remplacées par des clavettes plus résistantes. La stabilité immédiate de cette tige autorisait l’utilisation de voies transfémorales pour l’extraction du fourreau de ciment ou des tiges non cimentées. Les résultats initiaux étaient satisfaisants, cependant le faible nombre d’implants disponibles en 2 diamètres seulement ne permettait pas de s’adapter à toutes les situations. De plus, compte tenu d’un premier orifice de verrouillage trop proximal, l’utilisation de cette tige a été grevée d’un taux de rupture de près de 5 %, conduisant à son abandon ultérieur. A l’inverse, des tiges verrouillées plus modernes ont vu le jour, avec d’excellents résultats dans la littérature, sans complication mécanique, permettant de confirmer l’intérêt de ce concept original dans le traitement des descellements de stade 3 et 4 de la SOFCOT, ainsi que dans celui des fractures péri-prothétiques.

**Mots clés:** tige fémorale de révision sans ciment, une tige de révision fémorale verrouillée.

**Abstract** – At the end of the eighties, cementless stem with distal interlocking screws was developed by Pierre Vives, to assess proximal femoral deficiency in cases of femoral loosening. Originally, this stem was designed without coating, to allow replacement with a standard stem after bone on-growth. In fact, initially good results led to design a new stem with partial coating, and screws were secondary replaced by pegs in order to achieve reliable fixation. Distal inter-locking screws provided immediate rotational and axial stability of the femoral implant and secured the use of a trans-femoral approach for stem revision. Clinical and radiological early results were good. But Ultime<sup>®</sup> stem, available only into 2 diameters (12 and 14 mm) with a too proximal first hole, demonstrated a high rate of breakage. More modern distal locked stem with extensive coating were developed. This stem has shown promising results for femoral revisions in literature without mechanical failure. The advantages are initial stability and consistent bony in growth owing to hydroxyapatite coating. Distal locked stems are mainly indicated to treat complex femoral revision with severe bone loss (type 3 and 4 SOFCOT) and peri-prosthetic fractures.

**Keywords:** distal interlocking cementless revision stem, cementless revision stem.

## Introduction

La prothèse Ultime<sup>®</sup> était une tige de reprise fémorale verrouillée, développée à partir de 1987 par Pierre Vives selon un concept initial original de prothèse temporaire (fig. 1), dans la suite du développement de l’enclouage fémoral verrouillé, réalisant un véritable tuteur rectiligne en titane initialement non réhabitable. En effet, la reconstruction osseuse induite autour de cette tige en titane, déjà observée sur les tiges rectilignes de Wagner après reprise de descellements fémoraux sévères (stades 3 ou 4 de la classification de la SOFCOT), devait permettre son remplacement ultérieur par une prothèse standard. En réalité, la qualité des premiers résultats obtenus, tant sur le plan clinique avec des patients souhaitant conserver cet implant que radiographique avec une reconstruction spontanée des corticales diaphysaires, nous ont conduits à faire

évoluer cette tige vers un modèle plus définitif en modifiant en particulier la forme et l’état de surface de la partie métaphysaire d’abord corindonnée puis recouverte d’hydroxyapatite sur un tiers de la hauteur afin d’obtenir à ce niveau une ostéo-intégration secondaire (fig. 2). Cette prothèse permettait de simplifier les reprises fémorales, assurant une fixation primaire distale stable, facteur de reconstruction osseuse et un contrôle strict de la longueur. Elle trouvait également une indication de choix dans les fractures péri-prothétiques qui apparaissaient de plus en plus nombreuses. Le concept de verrouillage, étendu à des tiges non temporaires, rencontra rapidement un grand succès en France, sous l’impulsion notamment de Charles Picault avec la tige Aura<sup>®</sup>, et Denis Van de Velde avec la Linea<sup>®</sup>, mais ce n’est qu’à partir de 2010 qu’il a été utilisé à l’étranger et en particulier aux États-Unis, avec la mise sur le marché de la tige Uption<sup>®</sup>.



Figure 1. La prothèse initiale temporaire avec collerette amovible.

### La tige Ultime® et son évolution

Cette prothèse a été développée avec la société Cremascoli. Il s'agissait d'un pivot fémoral droit non anatomique, monobloc, quadrangulaire dans sa portion métaphysaire, avec une collerette amovible, et disponible initialement en deux longueurs, 250 mm et 300 mm, avec respectivement 5 et 8 trous de verrouillage distal d'un diamètre de 6,5 mm ; chaque longueur de tige se déclinait en deux diamètres de 12 et 14 mm. Ce premier modèle comportait également trois trous proximaux, prévus pour la réinsertion du volet fémoral qui n'ont jamais été utilisés et rapidement supprimés. Les résultats préliminaires ont été présentés lors du symposium SOFCOT de 1988, consacré aux reprises de descellements prothétiques par prothèses cimentées que dirigeait P. Vives [1]. L'accueil en fut très réservé. La collerette amovible a été abandonnée après quelques années pour des raisons liées au brevet. Initialement fixe, le col de la prothèse est devenu modulaire grâce au système de double cône Morse utilisé à partir de 1992 sur les implants de la gamme Cremascoli™, ou cols modulaires, avec des cols droits (angle CCD de 135°), varisés ou valgisés de 8°, antéversés de 8° et 15° et antéversés/varisés de 8°, chaque modèle existant en deux longueurs (court ou long). Cette gamme, augmentée par le choix de la longueur de la tête



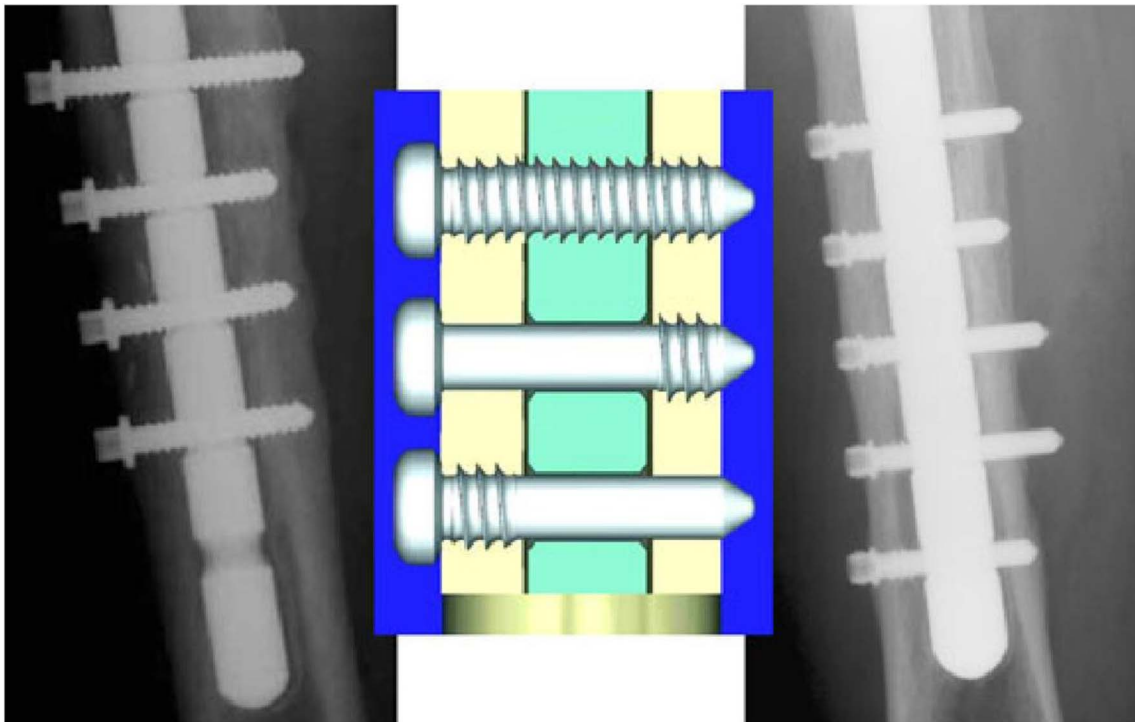
Figure 2. La prothèse modulaire.

prothétique, permettait une restitution de l'anatomie de la hanche et en particulier de la longueur et de l'offset fémoral [2].

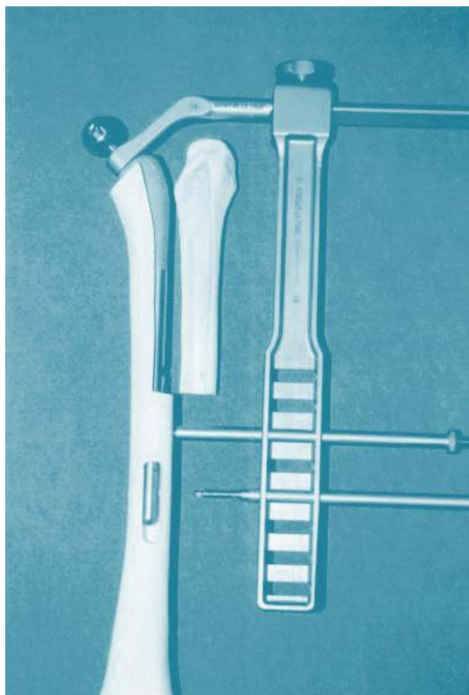
Secondairement, la partie métaphysaire des tiges a été arrondie et une tige plus courte de 200 mm avec trois trous de verrouillage a été ajoutée à la gamme.

Au début, la fixation distale était assurée par des vis de 6 mm dont le diamètre de l'âme était insuffisant et à l'origine de certaines ruptures des vis, et parfois de la tige. Il faut noter que ces ruptures pouvaient survenir sur n'importe quelle vis témoignant du chargement aléatoire de celles-ci en raison de la tolérance industrielle entre la vis et le trou de verrouillage. Ces vis ont ensuite été remplacées par des clavettes de 5 mm de diamètre, à filetage initialement distal, puis proximal, nettement plus rigides (fig. 3) autorisant également une réduction du diamètre des trous de verrouillage à 5,5 mm. Les ruptures de clavettes sont apparues ultérieurement tout à fait exceptionnelles.

Le matériel ancillaire avait été réduit au maximum et comprenait deux alésoirs rigides rectilignes adaptés au diamètre de la prothèse choisie, et gradués de trois repères correspondant à

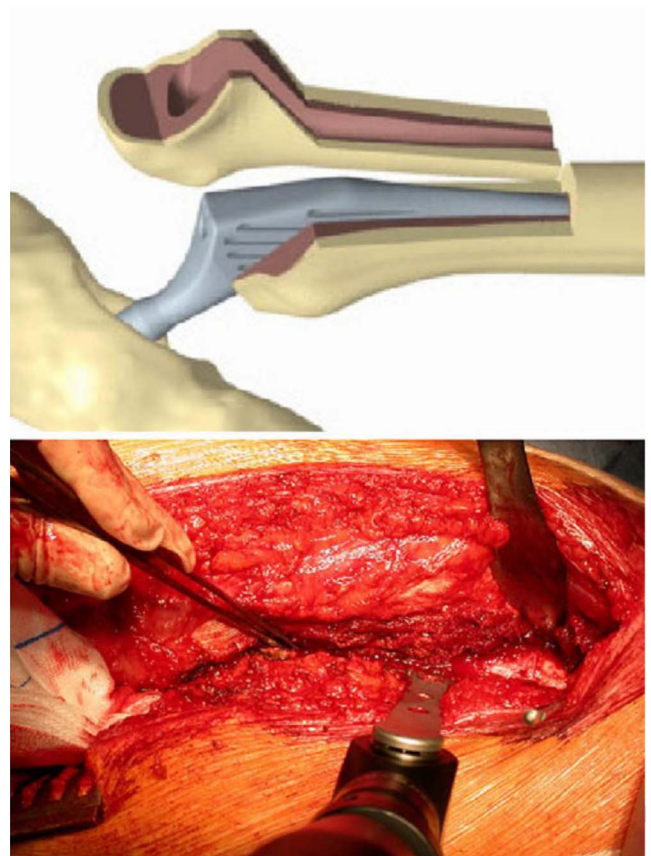


**Figure 3.** Évolution du verrouillage des vis aux clavettes, d'abord à filetage proximal puis à filetage distal.



**Figure 4.** Cadre de visée initial et son adaptation au col modulaire.

la longueur de tige déterminée. Le cadre de visée, commun pour tous les implants (fig. 4), se fixait pour les premières tiges monobloc sur l'épaulement carré de la prothèse, puis, directement dans l'embase du col du modèle modulaire par



**Figure 5.** Le principe du volet fémoral latéral.

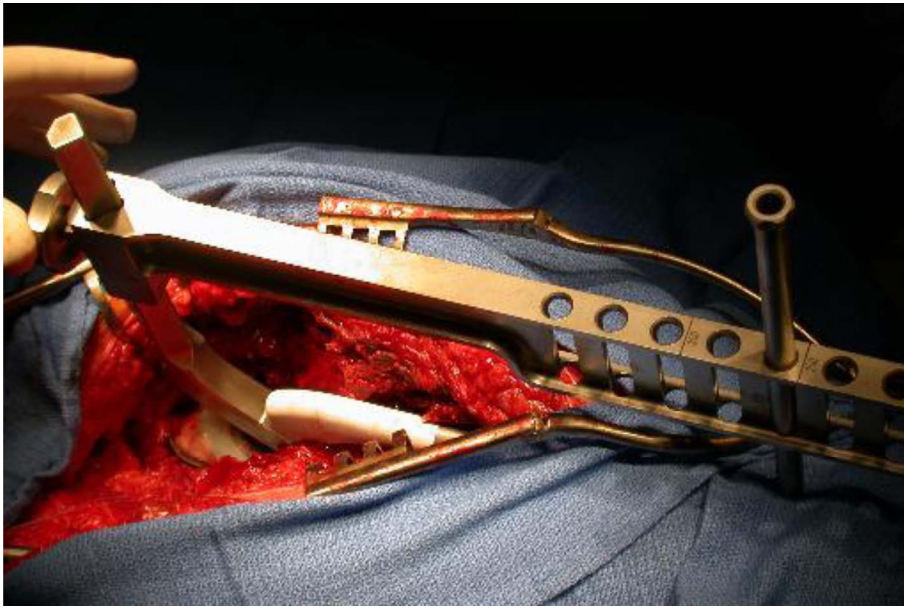


Figure 6. Cadre de visée après réduction de la tige avant verrouillage.

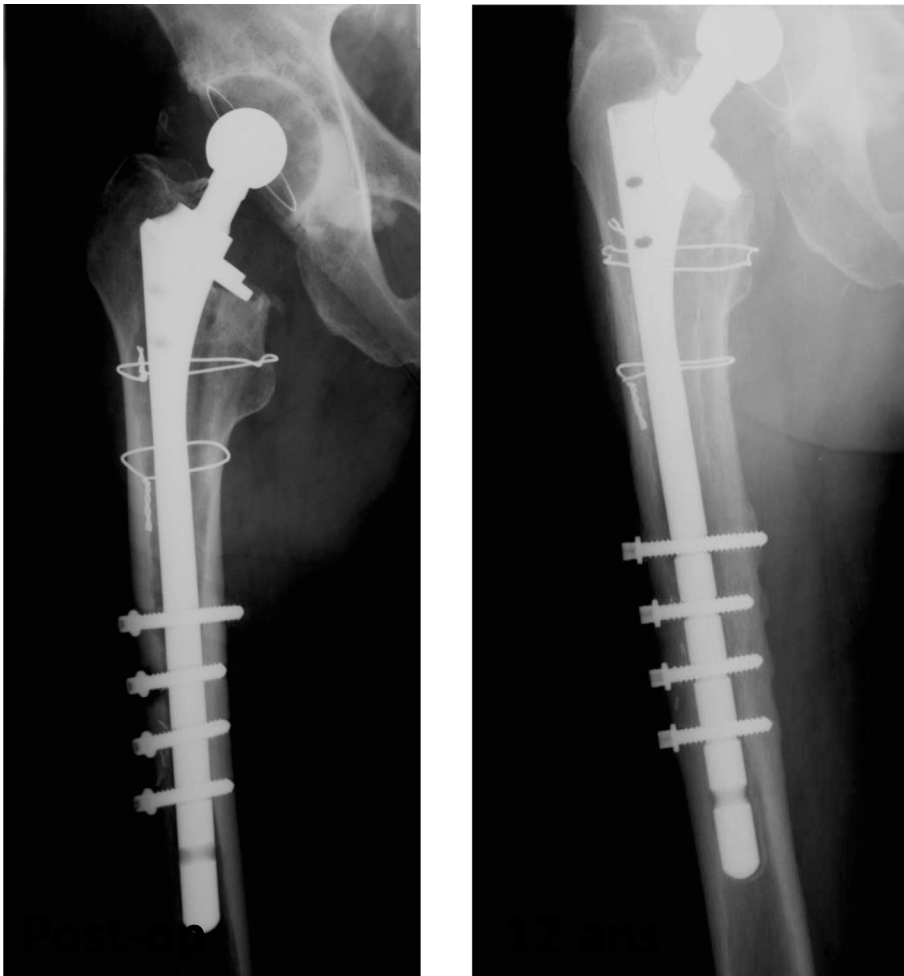
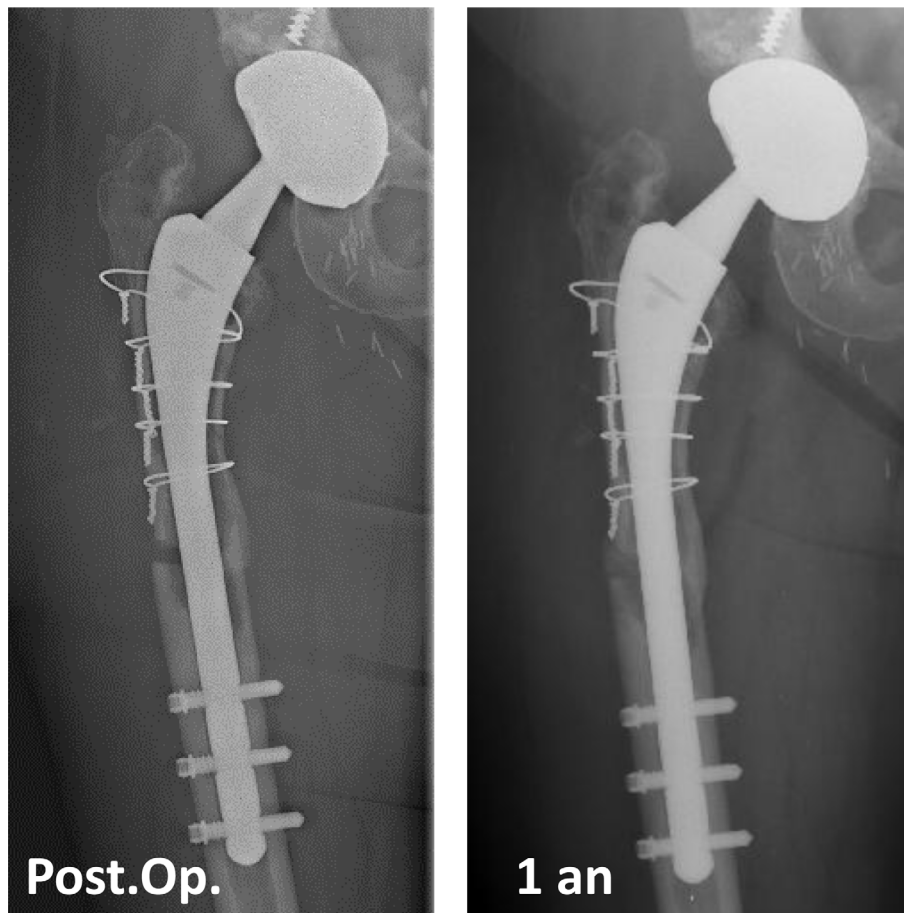


Figure 7. Comblement métaphysaire par greffes morcelées.



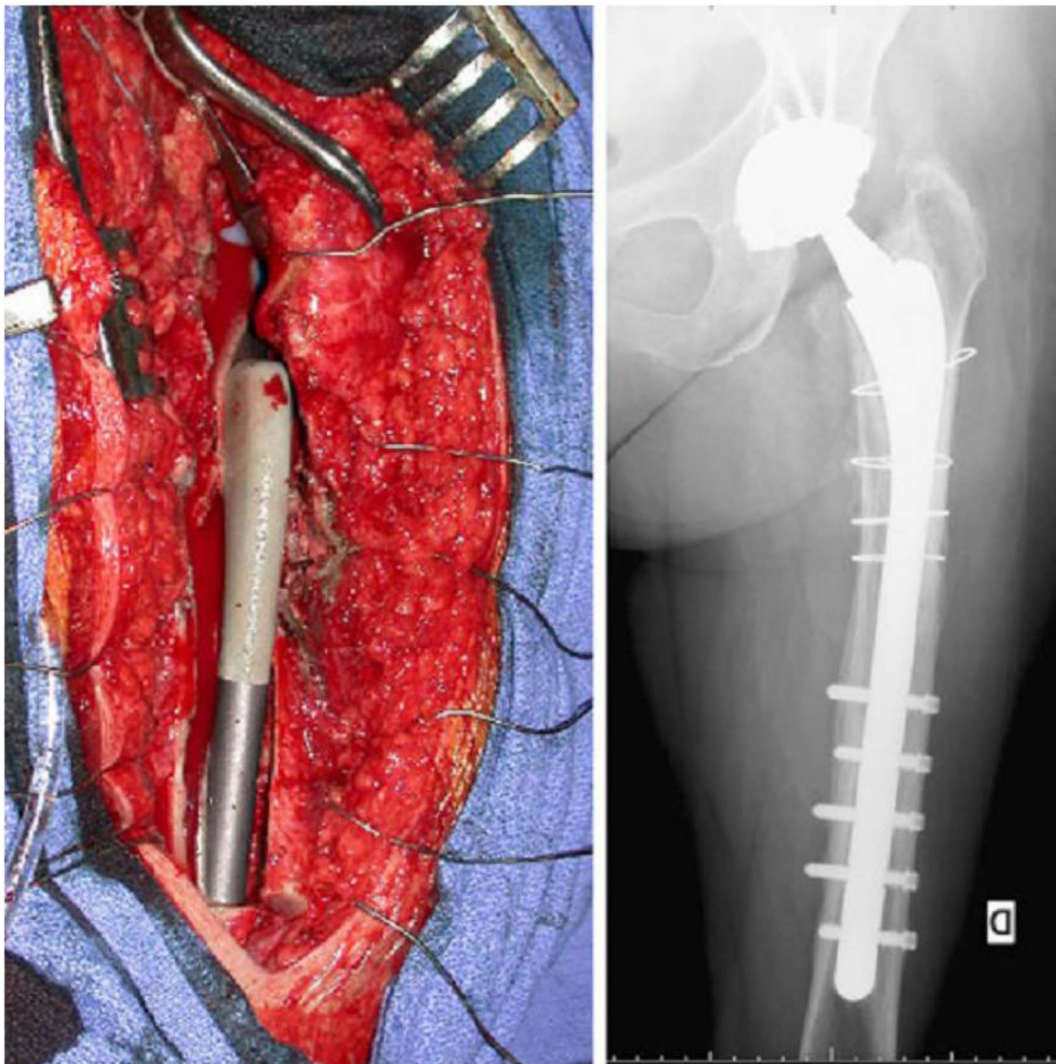
**Figure 8.** « Fagotage » et corticotomie médiale.

l'intermédiaire d'un support équipé d'une tête prothétique de 22, 28, ou 32 mm correspondant à une longueur de col « moyen ». Ce montage permettait une réduction dans la cupule autorisant un réglage de l'antéversion et de la longueur du membre avant le verrouillage. A côté du support droit, il existait deux supports décalés droit et gauche permettant l'utilisation du même cadre de visée en l'absence de volet fémoral.

### Technique opératoire

Dans la plupart des cas, et de façon impérative pour les descelllements de stade 3 ou 4, nous recommandons de réaliser un volet fémoral [3], de façon très simple après extraction de la tige lorsqu'elle était descellée ou cimentée ; si l'extraction s'avérait impossible, notamment en cas de prothèse sans ciment, le volet était alors effectué tige en place, avec une corticotomie antérieure en timbre-poste. Ce volet était également pratiqué de principe lorsque la longueur du bouchon de ciment dépassait 2 cm ou en cas de fémur courbe. Il était capital de repérer l'extrémité distale du volet programmé, par une mèche de 3,2 (fig. 5). Celle-ci devait au mieux se situer au-dessus du premier trou de verrouillage repérable à l'aide

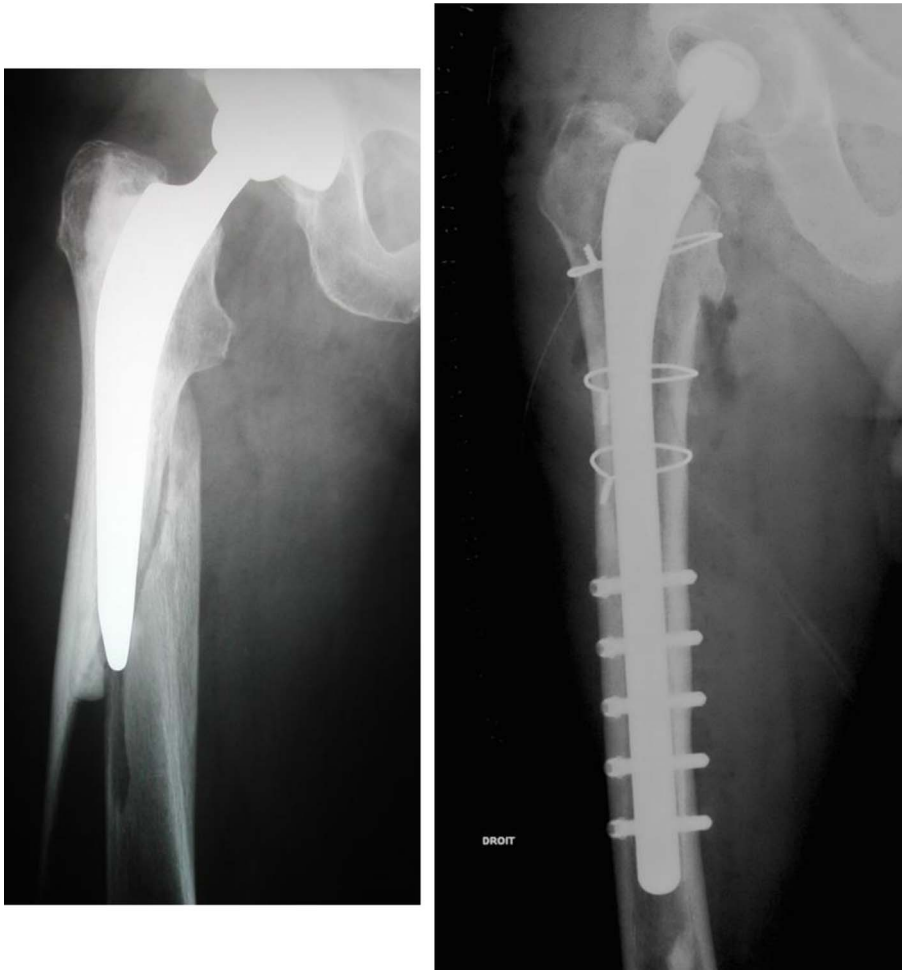
d'un fantôme disponible dans l'ancillaire. Le volet était ensuite réalisé à la scie oscillante puis relevé vers l'avant, restant pédiculé sur le vaste latéral. Il faut souligner que le développement de ces tiges verrouillées a été intimement lié à l'utilisation grandissante des volets fémoraux lors des reprises. La réimplantation débutait par l'alésage du canal centromédullaire à l'aide des alésoirs rigides choisis en fonction de la taille de la tige déterminée. Dans les cas de canal étroit, il était prudent d'initier cet alésage avec des alésoirs classiques d'enclouage centromédullaire de taille inférieure. Pour les fémurs très courbes, en particulier lors de l'utilisation des tiges de 300 mm, nous recommandons de réaliser une ostéotomie horizontale du fémur qui devait être décalée par rapport à l'extrémité distale du volet : au-dessus en réalisant une ostéoclasie de la corticale médiale au ciseau frappé, ou parfois en dessous du volet, avec une ostéotomie fémorale complète. Après avoir descendu l'alésoir au repère de longueur désirée (200, 250, ou 300 mm) jusqu'au niveau du col restant, la tige Ultime® définitive pouvait être mise en place à l'aide de son impacteur muni du cadre de visée dont on avait au préalable vérifié la bonne position en utilisant les canons de visée ; grâce à la tête prothétique de l'ancillaire, l'ensemble était alors réduit dans la cupule, permettant un réglage *in situ* de l'antéversion et



**Figure 9.** Fermeture du volet par des cerclages métalliques.

de la longueur du membre en se repérant sur le genou controlatéral, avant le verrouillage (fig. 6). Au début de notre expérience, dans les stades 4 en particulier ou devant une véritable « ballonnisation » du fémur proximal, nous utilisions des greffons morcelés pour assurer le blocage proximal de l'implant et combler l'espace vide (fig. 7). Après quelques années, nous avons abandonné ces greffes au profit d'un contact os-prothèse, en serrant un davier entre la corticale médiale et la tige [4], complétant si nécessaire l'ostéoclasie médiale, et amenant l'os receveur à la tige, réalisant un véritable « fagotage » de la tige décrit par P. Clarac (fig. 8). Si le verrouillage du trou le plus proximal était jugé indispensable pour éviter de reporter sur cette zone les contraintes varisantes, à l'origine de bon nombre de ruptures de tiges rencontrées avec cet implant, nous recommandions de débiter le verrouillage par le deuxième orifice de façon à ne pas risquer de léser le premier trou avec la mèche, source de fragilisation secondaire de la tige. Le canon de visée était introduit en percutané par une courte incision de 0,5 cm et progressivement descendu au travers du muscle jusqu'au contact de l'os grâce à son extrémité crantée. Après

avoir rencontré des difficultés fréquentes avec des mèches classiques qui n'étaient pas strictement guidées dans les canons de visée, celles-ci ont été remplacées par 2 mèches successives : la première permettait de réaliser le perçage de la première corticale, le diamètre du segment proximal de cette mèche lui assurant un centrage parfait dans le canon de visée. La deuxième permettait ensuite, en passant au travers de l'orifice de verrouillage dans la corticale latérale, de percer la corticale médiale. La clavette, dont la longueur était déterminée par la graduation de la mèche, bloquée sur le tournevis préhenseur, était descendue dans le canon. Cet ensemble laissé en place améliorait la stabilité du cadre de visée ; un deuxième verrouillage pouvait alors être réalisé avec le deuxième canon de visée selon la même technique, puis le reste des clavettes était mis en place. Une fois la tige définitivement verrouillée, la tête de l'ancillaire était luxée, le cadre de visée démonté et le volet fémoral transitoirement réduit par un davier. Les essais pouvaient être effectués avec les différents cols modulaires d'essai et les différentes longueurs de col permettant de multiples possibilités afin de régler au mieux la longueur



**Figure 10.** Traitement d'une fracture péri-prothétique Vancouver B 2.

et la stabilité. Les cols et têtes définitifs étaient ensuite impactés, la prothèse réduite et le volet fémoral fixé par des cerclages métalliques (fig. 9). Les suites opératoires étaient simples avec un lever à J2 et l'appui était autorisé d'emblée sous couvert de cannes anglaises, progressivement abandonnées en fonction du stade de consolidation du volet fémoral.

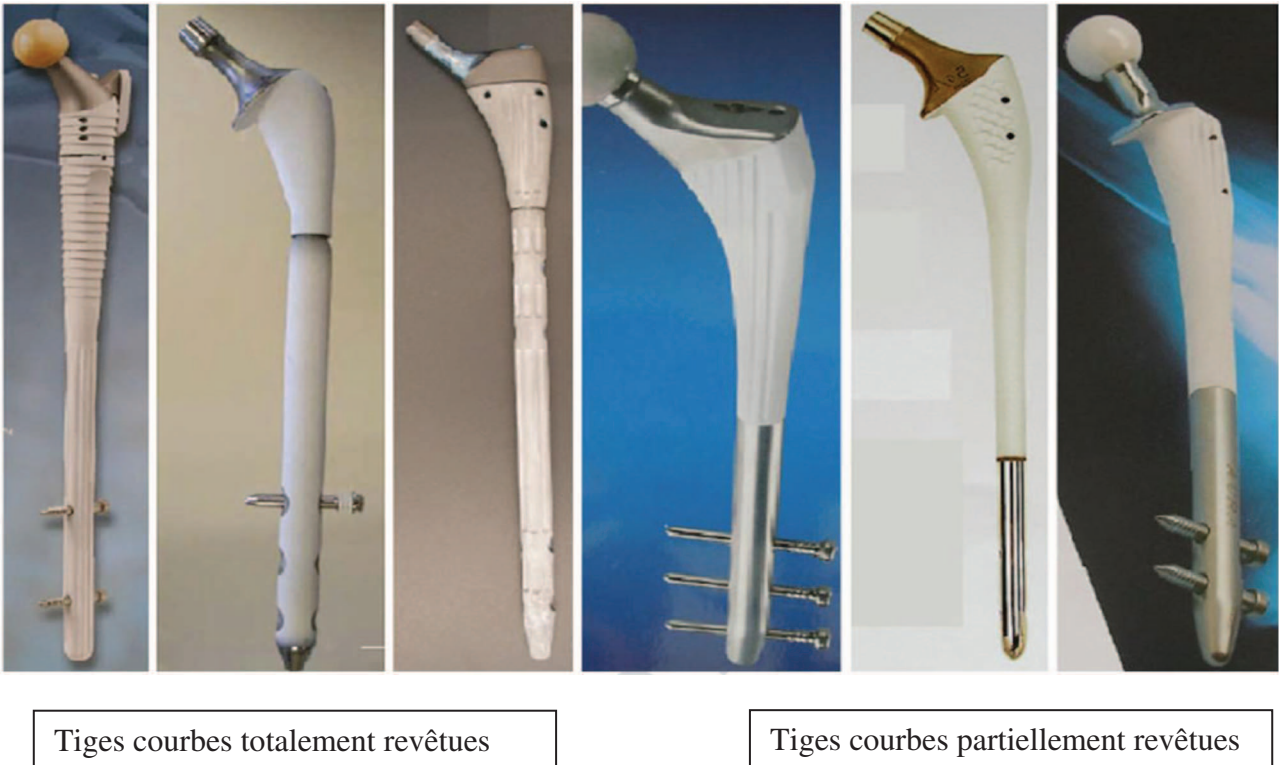
Très rapidement, cette tige est également apparue extrêmement utile et adaptée au traitement des fractures péri-prothétiques, surtout Vancouver B2 et B3, permettant de solutionner dans le même temps opératoire la fracture et le descellement prothétique (fig. 10).

### Évolution du concept de tiges verrouillées

Au cours de son évolution, la tige Ultime® a souffert de deux défauts majeurs de conception : un revêtement insuffisamment poreux et trop peu étendu, ne permettant pas une ostéointégration proximale satisfaisante, et un premier orifice de verrouillage trop proximal, bien au-dessus de l'isthme fémoral, et ne permettant pas de respecter la distance de sécurité du volet fémoral définie ultérieurement par D. Van de Velde

avec une valeur minimale égale à deux diamètres fémoraux. La conjonction de ces deux facteurs défavorables a été responsable d'un certain nombre de ruptures de l'implant au niveau du premier trou de verrouillage qui ont pu faire douter de la fiabilité de ce concept. Deux défauts plus mineurs ont également grevé les résultats : le caractère rectiligne de la tige, en particulier pour les modèles les plus longs, à l'origine de conflits avec la corticale antérieure du fémur et responsables de douleurs de cuisse retrouvées dans 20 % des cas, et la disponibilité de seulement deux diamètres ne permettant pas d'obtenir un minimum de press-fit distal. Ces complications et l'absence de volonté de la société Wright Medical (qui avait succédé à la société Cremascoli) de faire évoluer l'implant ont conduit à son abandon définitif en 2009.

Pourtant rapidement en France, des implants fémoraux plus « modernes » ont vu le jour, variant par leur forme, rectiligne ou courbe, et l'étendue de leur surface réhabitable, avec des revêtements partiels plus ou moins étendus et des revêtements totaux (fig. 11). Certains implants ont été associés à une modularité métaphyso-diaphysaire. La nécessité d'un traitement de surface s'est imposée à partir du moment où la notion de désescalade prothétique a été abandonnée devant les résultats initiaux satisfaisants.



Tiges courbes totalement revêtues

Tiges courbes partiellement revêtues

**Figure 11.** Évolution ultérieure des implants verrouillés.

Parmi les publications initiales concernant l'Ultime<sup>®</sup>, O. May *et al.* [5] faisaient état de 44 % de douleurs de cuisses, et d'un taux de survie à 5 ans de 87 %, avec 9 ruptures d'implant, mais pour des reprises concernant dans la moitié des cas des stades 3 ou 4 SOFCOT et dans un quart des cas des fractures péri-prothétiques. À l'inverse, une série comparant 101 tiges Ultime<sup>®</sup> et 101 tiges Linea<sup>®</sup> [6] faisait ultérieurement état de moins de douleurs de cuisse, confirmant l'avantage des tiges courbes, et surtout ne retrouvait aucune rupture d'implant. Plus tardivement, à l'issue d'un symposium de la SFHG en 2008, les résultats d'une série rétrospective multicentrique de 725 cas ont pu être rapportés par P. Mertl *et al.* [7] avec un recul moyen de 5 ans (2 à 11 ans). La série comportait 150 fractures péri-prothétiques, 482 descellements aseptiques, et 93 descellements infectés. Les implants se répartissaient entre 205 tiges Ultime<sup>®</sup>, 405 tiges courbes à revêtement partiel et 115 tiges courbes à revêtement total. 95 % des fractures ont consolidé per primam sans migration de la tige, et 96 % des tiges utilisées pour descellement étaient stables. Le facteur pronostique principal était un taux de remplissage métaphysaire initial par l'implant supérieur à 75 %. Ces bons résultats confortaient le concept de tige verrouillée développé par P. Vives, mais la tige Ultime<sup>®</sup> obtenait significativement de moins bons résultats fonctionnels en raison d'un taux plus important de douleurs de cuisses, et était responsable de plus de complications, notamment à type de rupture de tige que les autres types d'implants, confirmant la nécessité de recourir à des implants plus modernes.

## Références

- [1] Vives P., Woestland T., Jarde O., Obry C. Descellement aseptique des prothèses totales de hanche repris par prothèse cimentée : Prothèse fémorale de reprise. *Rev Chir Orthop*, 1989; 75: 55.
- [2] Vives P., Plaquet J.L., Leclair A., Blejwas D., Filloux J.F. Tige de reprise verrouillée pour descellement des prothèses totales de hanche. Conception. Résultats préliminaires. *Acta Orthop Belg*, 1992; 59: 28-35.
- [3] Vives P., Picault C. *Transfemoral approach and distally locked stem in femoral failures of total hip prosthesis*. Montpellier, Sauramps, 1999; 41-51.
- [4] Migaud H., Gabrion A., Mertl P. Distally locked stem for complex femoral revision. In: Fu F., Beaulé P., Garbuz D., Eds. *Operative Techniques in Orthopaedics*, Elsevier, 2004; 14: 130-6.
- [5] May O., Soenen M., Pinoit Y., Laffargue P., Migaud H. Rupture d'implants fémoraux de révision verrouillés : Analyse des facteurs prédisposant à propos de 8 cas sur une série de 101 implantations. *Rev Chir Orthop*, 2008; 94: 92.
- [6] Pommepuy Th., Putman S., May O., Miletic B., Girard J., Pasquier G., Migaud H. Influence du traitement de surface sur la survie de 2 modèles de pivots verrouillés au recul minimal de 10 ans. Comparaison de 101 tiges Utimes versus 109 pivots Linea de révision. *Rev Chir Orthop*, 2016; 102: 145.
- [7] Mertl P., Philippot R., Rosset P., Migaud H., Tabutin J., Van de Velde D. Distal locking stem for revision femoral loosening and peri-prosthetic fractures. *International Orthopaedics*, 2011; 35: 275- 282.