

## Aspects biomécaniques des prothèses de hanche à revêtement d'hydroxyapatite

**Citation for published version (APA):**

Huiskes, H. W. J., & Weinans, H. (1994). Aspects biomécaniques des prothèses de hanche à revêtement d'hydroxyapatite. In *Hydroxyapatite et protheses articulaires / Ed. J.A. Epinette, R.G.T. Geesink* (pp. 42-53). (Cahiers d'enseignement de la SOFCOT; Vol. 50). Expansion Scientifique Francaise.

**Document status and date:**

Gepubliceerd: 01/01/1994

**Document Version:**

Uitgevers PDF, ook bekend als Version of Record

**Please check the document version of this publication:**

- A submitted manuscript is the version of the article upon submission and before peer-review. There can be important differences between the submitted version and the official published version of record. People interested in the research are advised to contact the author for the final version of the publication, or visit the DOI to the publisher's website.
- The final author version and the galley proof are versions of the publication after peer review.
- The final published version features the final layout of the paper including the volume, issue and page numbers.

[Link to publication](#)

**General rights**

Copyright and moral rights for the publications made accessible in the public portal are retained by the authors and/or other copyright owners and it is a condition of accessing publications that users recognise and abide by the legal requirements associated with these rights.

- Users may download and print one copy of any publication from the public portal for the purpose of private study or research.
- You may not further distribute the material or use it for any profit-making activity or commercial gain
- You may freely distribute the URL identifying the publication in the public portal.

If the publication is distributed under the terms of Article 25fa of the Dutch Copyright Act, indicated by the "Taverne" license above, please follow below link for the End User Agreement:

[www.tue.nl/taverne](http://www.tue.nl/taverne)

**Take down policy**

If you believe that this document breaches copyright please contact us at:

[openaccess@tue.nl](mailto:openaccess@tue.nl)

providing details and we will investigate your claim.

# Aspects biomécaniques des prothèses de hanche à revêtement d'hydroxyapatite

R. HUISKES, H. WEINANS

Codes MÉARY : 0906.0, 0345.0, 4232.0

L'obtention d'une ostéo-intégration postopératoire précoce représente en principe l'avantage du revêtement hydroxyapatite (HA) par rapport aux autres prothèses non cimentées. Ainsi peut être obtenue une liaison solide et durable entre implants et structures osseuses, apte à prendre en charge le transfert des contraintes de la hanche au fourreau osseux diaphysaire, sans faillite à l'interface ou apparition de mouvements relatifs parasites.

Les aspects biomécaniques en relation avec ce comportement de l'hydroxyapatite, et ses avantages présumés, suscitent plusieurs questions fondamentales, à savoir en premier lieu si ce processus d'ostéo-intégration précoce peut être considéré comme reproductible, si les micro-mouvements relatifs – survenant à l'interface en raison d'une mise en charge immédiate de l'implant – peuvent y faire obstacle, et enfin si les forces de cohésion éventuellement instaurées se révéleront suffisamment résistantes pour éviter une faillite à long terme de l'interface.

Bien que les capacités ostéoconductives des revêtements HA aient pu être parfaitement confirmées tant en expérimentation animale qu'au terme d'études d'explantats prélevés par autopsie chez l'homme [17, 194], il a aussi été démontré de façon indiscutable que cette ostéo-intégration pouvait ne pas apparaître lorsque une certaine mobilité à l'interface se situe au delà de certaines limites [488]. Le développement de ces micro-mouvements dépend du geste chirurgical, du patient lui-même, et également des paramètres prothétiques tels que l'adaptation peropératoire, les contraintes appliquées à la hanche prothésée, et enfin les caractéristiques mécaniques de l'implant, à savoir le degré de rigidité et les performances en friction des surfaces articulaires. Il apparaît essentiel de quantifier les interactions mécaniques et les effets de ces différents paramètres sur l'intégration osseuse.

Le même raisonnement peut être avancé à propos des probabilités de descellement mécanique à long terme. La probabilité d'une faillite à l'interface dépend d'un équi-

libre entre forces de contraintes et forces de cohésion à ce niveau. Alors que la force de cohésion à l'interface résulte de caractéristiques biologiques, telles que modalités de résorption de l'hydroxyapatite et liaison du revêtement à l'implant, au contraire les contraintes à l'interface dépendent de l'acte chirurgical, du patient et de paramètres prothétiques similaires à ceux qui sont susceptibles de générer précocement une micro-mobilité précoce entre os et implant, mentionnés plus avant. Ces effets, de la même façon, nécessitent une appréciation quantitative. Bien qu'il soit à présent volontiers admis que les revêtements d'hydroxyapatite se résorbent avec le temps, il en résultera ou non un descellement ultérieur en fonction tout autant de la précision de l'acte chirurgical que du dessin de la prothèse, dans la mesure où ce n'est pas seulement la force de liaison à l'interface qui doit être prise en compte, mais également les modalités de distribution des contraintes.

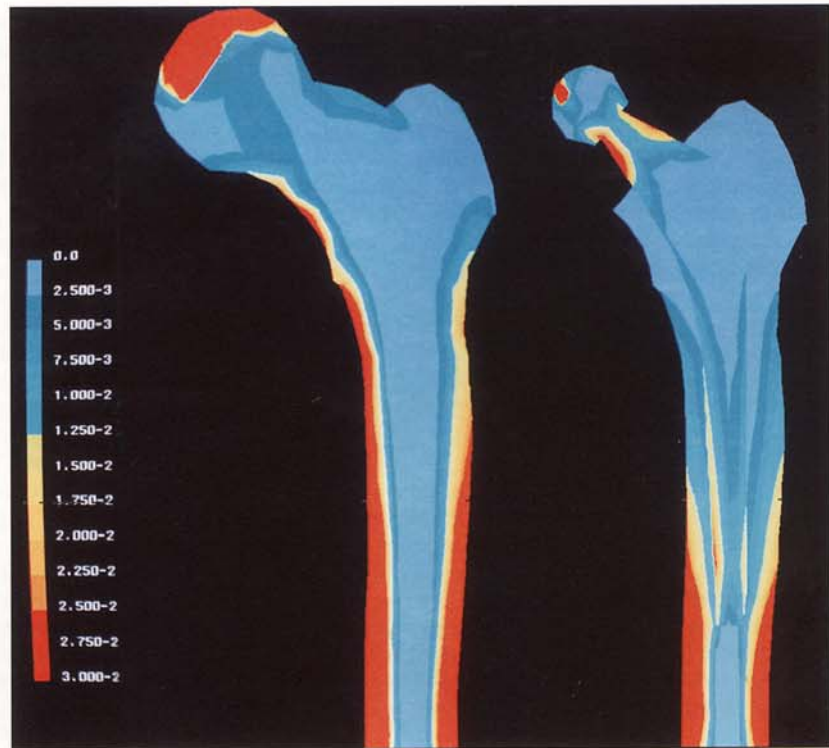
En complément des aspects biomécaniques à l'interface, le comportement à long terme de l'arthroplastie est assujéti aux remodelages osseux d'adaptation. Les contraintes et les tensions qui interviennent au sein d'une structure osseuse dépendent de la charge extérieure, de sa morphologie propre et de son organisation structurale interne. Cela implique que lorsqu'une portion d'os est remplacée par un implant de propriétés mécaniques différentes, contraintes et tensions en regard de l'os restant changent, même si la charge extérieure demeure identique. En accord avec la loi de Wolff, un processus de remodelage osseux d'adaptation aux contraintes intervient alors, modifiant la forme et l'organisation interne de l'os pour l'adapter aux nouvelles exigences mécaniques. Bien que cette capacité d'adaptation par remodelage puisse être considérée bien évidemment comme un atout biologique important, il n'en résulte pas nécessairement des effets positifs lorsqu'il s'agit d'implants prothétiques. La raison de cette apparente contradiction réside simplement dans le fait que l'implant, quant à lui, est incapable de modifier son comportement en fonction de l'os hôte.

La résorption autour des tiges fémorales de hanche peut ainsi être considérée comme un effet notoirement intempé-  
péfif de ce remodelage osseux « d'adaptation ». Lorsqu'une tige est mise en place dans le canal fémoral, deux modifications importantes interviennent dans le mécanisme de transfert des contraintes [263]. En premier lieu la charge provenant de l'articulation coxo-fémorale

Traduit de l'anglais par J.-A. Epinette.

Tout ou partie de cet article a fait l'objet d'une publication antérieure. In : *Hydroxylapatite coatings in Orthopaedic surgery* by Rudolph G.T. Geesink and Michael T. Mandley, New York, Raven Press, 1993, pp. 63-80.

Fig. 1. – Stress shielding autour d'une tige non cimentée.  
Figuration des images de réponse aux contraintes de l'os avant et après l'implantation, dans des conditions identiques de mise en charge.



n'est plus désormais transférée distalement à travers les structures trabéculaires métaphysaires et les corticales, mais dépend à présent de l'interface os-implant. En second lieu, la charge jusqu'alors supportée uniquement par l'os sera désormais prise en compte par la tige. Ce phénomène, appelé « load sharing », ou « répartition des charges », provoque le classique « stress shielding » de l'os, littéralement « bouclier anti-contraintes », à savoir que la tige prend en charge les contraintes normalement supportées par l'os. En final, les contraintes appliquées à l'os s'amoin-drissent et l'os se résorbe pour s'adapter à cette nouvelle situation. Ainsi, et contrairement à l'utilisation habituelle de cette dénomination, le « stress shielding » n'est pas synonyme de résorption osseuse, mais en est plutôt la cause.

Un exemple de mécanisme de stress shielding, tel qu'il peut être mis en évidence par les modèles en éléments finis, est illustré en figure 1. Les contraintes osseuses sont visualisées ici telles qu'elles apparaissent au décours des arthroplasties faisant appel aux tiges non cimentées, par opposition à ce qu'elles avaient pu être en préopératoire pour des contraintes similaires. Le stress shielding est démonstratif et diminue de façon nette du proximal au distal. En dessous de la pointe de la tige les contraintes sont de nouveau normales. Ce phénomène de stress shielding est plus sévère pour les prothèses fémorales non cimentées que pour les modèles cimentés [262], certainement en raison de la différence de flexibilité des deux implantations. Parce que les composants non cimentés sont plus massifs et donc plus rigides que les tiges cimentées, ils récupèrent une plus large part de charges au détriment de l'os, et par là même génèrent un stress shielding plus important. On peut également s'attendre, en corollaire, à une résorption osseuse « adaptative » plus intense autour des tiges non cimentées, et ce fait est généralement observé lors des études cliniques.

TABLEAU I

Revue de quelques facteurs prothétiques, chirurgicaux et relatifs au patient, qui peuvent influencer la résorption osseuse et le comportement biomécanique de l'interface des tiges fémorales de hanche

<i>Facteurs prothétiques</i>	<i>Facteurs chirurgicaux</i>	<i>Facteurs en relation avec le patient</i>
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Dessin de la tige</li> <li>• Rigidité</li> <li>• Disposition du revêtement</li> <li>• Particularités</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Qualité de l'adaptation peropératoire</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Qualité osseuse</li> <li>• Capacité de réaction osseuse</li> <li>• Poids</li> <li>• Activité</li> </ul>

Le stress shielding et la résorption osseuse autour des prothèses sans ciment inquiètent les cliniciens depuis longtemps, notamment parce qu'il est impossible de savoir où et quand ce lent processus se termine. Ses effets nocifs peuvent être tels que la prothèse se retrouve en situation extra-osseuse – pour peu que la fragilité des corticales excède une certaine limite et que le patient fasse un pas de trop – ou un amoindrissement majeur du stock osseux en cas de nécessité de reprise. Il faut noter toutefois que très peu de problèmes de cet ordre ont été rapportés dans la littérature.

Si le degré de stress shielding ne dépend pas seulement de la flexibilité de la tige, mais également d'autres facteurs mécaniques, il en résulte que le degré de résorption osseuse sera de même multifactoriel. Le tableau I donne un aperçu

des paramètres prothétiques, chirurgicaux et imputables au patient lui-même, qui peuvent potentiellement affecter le degré de résorption osseuse à long terme autour de tiges non cimentées.

Le but de cet article est d'explorer leurs corrélations, par le biais d'une analyse du remodelage osseux d'adaptation aux contraintes. En raison de leurs implications majeures pour l'ostéo-intégration et le risque de faillite à l'interface, les effets de ces paramètres sur la biomécanique de l'interface sont également analysés.

## LOI DE WOLFF

Le concept de remodelage osseux d'adaptation aux contraintes était un sujet de tout premier plan dans la littérature du siècle dernier, un développement qui connut son apogée avec ce que nous connaissons actuellement sous l'appellation de « loi de Wolff ». Bien que les implications de cette « loi » soient des atouts majeurs en matière de chirurgie osseuse et que beaucoup de chirurgiens orthopédistes aient acquis une appréciation intuitive de sa signification, la loi elle-même et ses fondements scientifiques sont pratiquement inconnus de tous.

La loi de Wolff [566] n'est pas une loi dans le sens d'une base quantitative en accord avec les traditions des sciences physiques, mais consiste plutôt en une série d'observations. Les plus importantes en sont « l'hypothèse trajectorielle » et le concept de remodelage d'adaptation (ou « transformation » dans le texte allemand original). La première était basée en particulier sur les travaux de l'anatomiste Meyer et l'ingénieur Culmann, qui découvrirent une remarquable similitude entre la structure trabéculaire du fémur proximal et les dessins des trajectoires des contraintes calculées selon un modèle mathématique de cette structure, en faisant appel aux nouvelles théories de représentation graphique de la statique développées par Culmann. Comme le notait Roesler [451, 452], il apparaît évident à partir de ses textes que Wolff n'avait pas réellement appréhendé les implications mécaniques de cette similarité, et donc ne pouvait pas les interpréter correctement. La seconde observation, concernant le remodelage osseux, avait été largement présentée dans les premiers écrits de Roux [456]. Dibbits [132] avança avec raison, sur la foi d'une revue exhaustive de la littérature de cette époque, que Wolff n'avait jamais accepté dans les débuts les théories de remodelage d'adaptation émises par Roux, et maintenait que l'os devait être considéré comme une entité statique une fois formé par croissance interstitielle. Il refusa de reconnaître ou d'apprécier les avancées en matière d'histologie et de biologie, telles que les signes évoquant pour l'os un processus continu de résorption et de formation [132]. Quoi qu'il en soit, il adopta les idées de Roux dans son livre paru en 1892, et devint dès lors connu pour la postérité comme le concepteur de cette loi.

Cette « loi » – Wolff persista à en faire une loi mathématique, contre toute évidence – est résumée en cinq parties. Les deux premières concernent la théorie trajectorielle (incorrectement interprétée, comme le signalait Roesler). Les trois suivantes concluent en gros que l'architecture interne d'une structure osseuse se remodèle après survenue d'altérations pathologiques de sa morphologie externe (il

présente plusieurs exemples tirées de sa pratique chirurgicale ou d'études anatomiques post mortem dans son livre), que par ailleurs l'os présente une « morphologie fonctionnelle », à la fois dans les conditions normales et pathologiques, et qu'enfin la « force de remodelage » peut être utilisée à des fins thérapeutiques. On peut évoquer le flou ayant entouré son émergence et le caractère confus de son expression, pour expliquer qu'un aussi long délai ait été nécessaire pour que la « loi » dans sa dernière acception puisse reposer sur des bases scientifiques. En 1881, Roux suggérait que le processus de remodelage d'adaptation était gouverné par un « mécanisme quantitatif d'autorégulation » [456], rien de plus, ainsi que le note Roessler, « mais qui de nos jours pourrait être décrit comme un processus biologique de contrôle » [452]. Bien que l'existence d'un tel processus biologique n'ait jamais été niée, la présomption d'un processus lié à la mise en charge, aux contraintes ou à une mise en tension pour expliquer ce phénomène fut généralement acceptée, ce qui rendait possible l'utilisation d'outils mathématiques pour l'analyse de ce processus de remodelage osseux : ce ne fut « ... pas avant les dernières des années 70 de ce siècle que Cowin et collaborateurs [97,239] proposèrent la première formulation quantitative de la « loi de Wolff » [452]. De nombreux progrès ont été réalisés depuis, et en particulier redevables de la combinaison des analyses des éléments finis avec les règles mathématiques du remodelage [230, 259].

## ANALYSE DU REMODELAGE OSSEUX D'ADAPTATION AUX CONTRAINTES

L'analyse du remodelage osseux d'adaptation aux contraintes prend comme base le concept de Roux d'un mécanisme quantitatif d'autorégulation ou d'un processus biologique de contrôle, selon lequel les cellules osseuses pratiquent une estimation des charges et régulent ostéof ormation et résorption osseuse. Une représentation schématique de ce modèle est représentée dans la figure 2A. Les cellules servant de « capteurs » pourraient être, à notre avis, les ostéocytes [98], et les « acteurs » les ostéoblastes et les ostéoclastes, bien que ces présomptions ne soient pas essentielles pour la théorie du remodelage en elle-même. Les capteurs mesurent un signal mécanique en relation avec les contraintes et le comparent à la valeur de référence. Si le signal se situe au delà, le capteur intervient au niveau des « acteurs » pour générer de l'os ; dans le cas contraire, si le signal est plus faible, alors se produit la résorption osseuse. Ce processus se poursuit jusqu'au retour à la normale du signal mécanique. Les valeurs de ce signal en regard de chaque localisation osseuse dépendent des charges extérieures, et des propriétés mécaniques de la structure osseuse, à savoir sa morphologie (ou sa géométrie), ainsi que son organisation structurale interne (ou son architecture).

Pendant la durée du processus de remodelage, et tandis que s'opèrent les transformations de contours osseux et d'architecture, la valeur du signal change de même, fournissant une boucle de contrôle en retour (feed back) pour les capteurs à l'origine du processus.

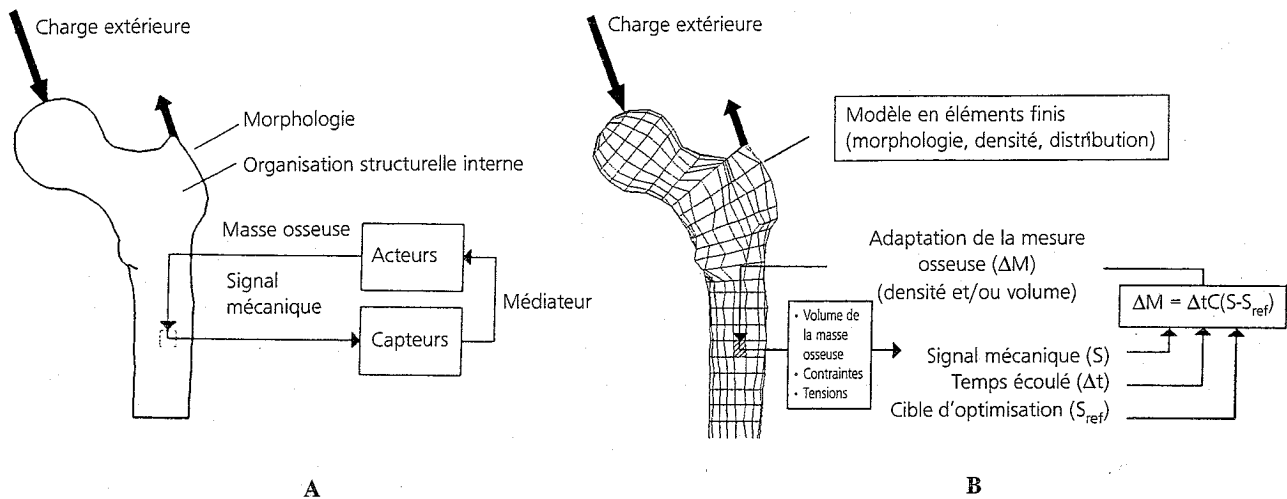


Fig. 2.

A) Le remodelage osseux d'adaptation peut être considéré comme un processus local de contrôle biologique, mis en action par un signal mécanique, et pris en charge par des capteurs (ostéocytes), qui induisent les « acteurs » (ostéoclastes et ostéoblastes) à réguler la masse osseuse.

B) Un tel processus peut être décrit par un modèle de simulation informatisé dans lequel une règle mathématique du remodelage est couplée à un système d'études en éléments finis.

Le modèle informatique utilisé pour simuler ce processus est illustré schématiquement en figure 2B. Contraintes et mises en tension sont déterminées dans un modèle d'éléments finis de l'os, représentant ses contours et son architecture (c'est-à-dire les diagrammes de densité), et simulant les charges extérieures. Le modèle est alors utilisé de façon répétitive, permettant durant chaque cycle, de déterminer la valeur du signal mécanique (S) à partir des contraintes, tensions, volume et masse de chaque élément avec comparaison avec les valeurs de référence ( $S_{ref}$ ). En faisant appel à la règle mathématique de remodelage, le volume local de masse osseuse par élément destiné à être formé ou détruit peut être calculé et ajusté dans le modèle à éléments finis par modification des volumes élémentaires ou des densités.

Naturellement, la valeur de plusieurs des paramètres nécessaires au fonctionnement d'une telle simulation informatisée demeurent inconnue ou incertaine. De plusieurs entités quantitatives et des rapports qui les unissent – notamment le signal de remodelage et la règle mathématique de remodelage – nous ne connaissons même pas la nature propre. Ce problème peut être résolu selon une voie particulière à la constitution des modèles en sciences physiques, par approches successives. En premier lieu, des hypothèses judicieuses sont énoncées en matière d'entités, valeurs et corrélations. Elles sont alors testées dans le modèle de simulation informatisée relative aux situations de remodelage dont la solution est connue. Les résultats théoriques et réels sont alors comparés, et en cas de non concordance les paramètres du modèle sont alors ajustés en conséquence jusqu'à ce que nous puissions conclure que ses prédictions puissent être considérées comme valides. Selon ces modalités, nous avons mis en œuvre et vérifié notre modèle et ses paramètres relatifs à la distribution de la densité pour un os normal [261, 557] (fig. 3), en même temps que pour trois séries d'expérimentations canines

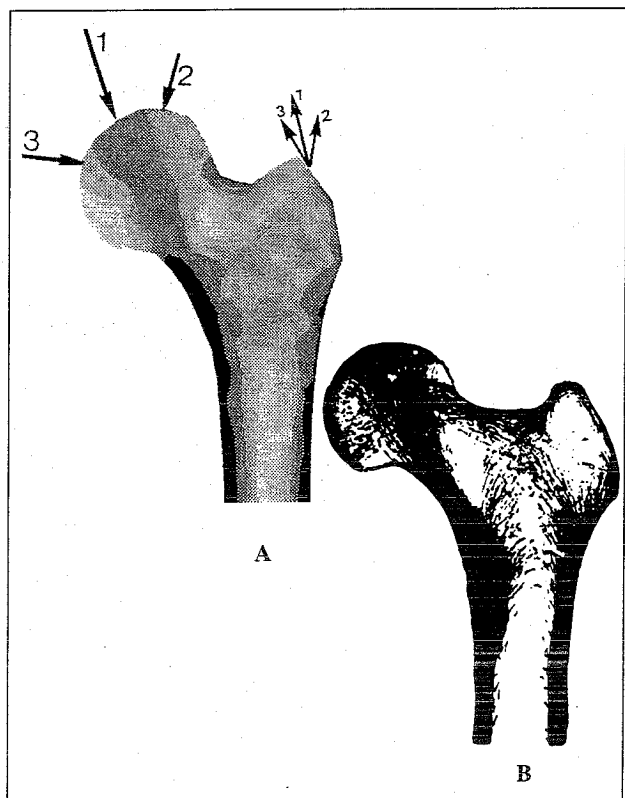
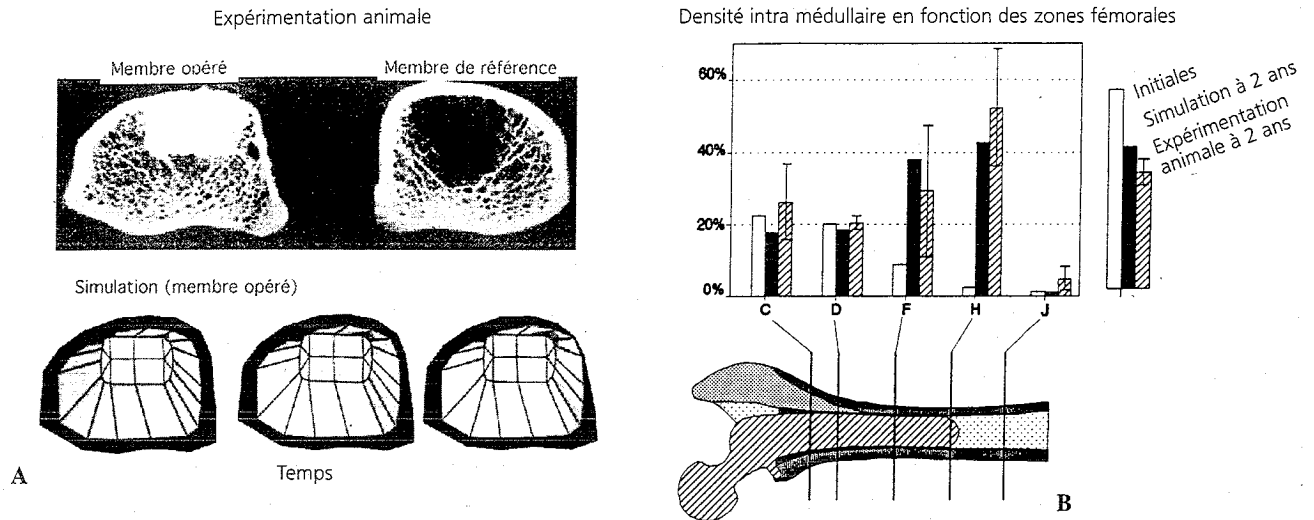


Fig. 3. – Grâce à l'utilisation du modèle de simulation décrit en figure 2A, on peut prédire la distribution normale des densités du fémur, telles que définies par la loi de Wolff [557]. La distribution des densités selon la simulation informatisée (A) est à comparer avec la distribution obtenue par coupe médio-frontale d'une extrémité céphalique de fémur (B).



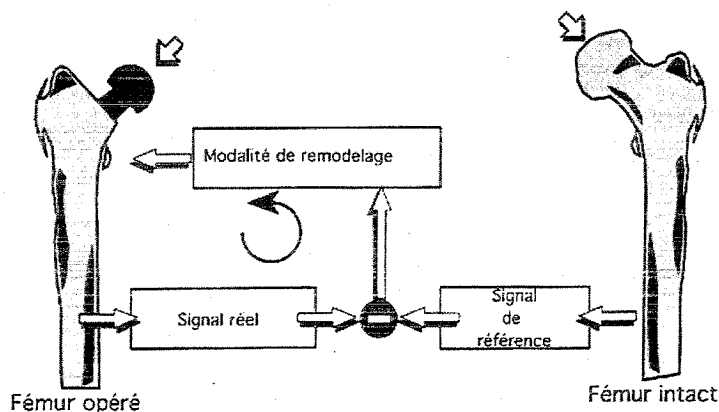
**Fig. 4.** – En simulant les expérimentations animales avec implantation d'une prothèse de hanche chez le chien, il est possible de prédire les modifications morphologiques postopératoires en zones corticales et la densité intramédullaire, en relation avec le remodelage d'adaptation, à la fois pour les détails qualitatifs (A) et en tant que données quantitatives en rapport avec les moyennes et variations pour une série animale (B) [542, 558].

avec différents types de prothèses de hanche [543, 558] (fig. 4). Nous pouvons à présent croire en la validité de ce modèle et de la justesse de ses prédictions.

Nous utilisons l'énergie élastique par unité de masse osseuse dégagée par la charge extérieure comme « signal de remodelage », calculé comme la résultante des contraintes et tensions – déterminées par l'étude des éléments finis – divisée par la densité réelle. Comme illustré en figure 3, cette quantité donne une excellente représentation de la charge osseuse locale, conduisant à l'estimation que les diagrammes de densité de l'os normal peuvent laisser supposer en termes de croissance et de maintenance du stock osseux. [261, 557]. La règle mathématique de remodelage, pour laquelle les valeurs du signal sont comparées à leurs valeurs de référence, n'est pas de nature linéaire, dans le sens où une zone limite, ou zone muette

(dead zone), pour les réactions osseuses aux charges anormales a été adoptée [259]. Cela implique que localement l'os doit être soumis à une charge en défaut ou en excès d'au moins un certain pourcentage avant de réagir. Ce pourcentage dépend de la réactivité osseuse et a pu être établi à des valeurs moyennes de 35 pour le chien [558] et 75 pour l'homme [264]. Cette zone muette représente le concept de « contrainte moyenne effective » ou « mean effective strain (MES) » de Frost [185].

Pour déterminer les valeurs du signal de référence, nous utilisons la distribution de l'énergie élastique par unité de masse telle qu'elle est générée pour un os normal soumis à des standards de charge. La procédure de simulation du remodelage osseux autour des tiges fémorales de hanche est ainsi illustrée en figure 5. Les modèles en éléments finis sont réalisés pour le fémur intact et pour le même fémur



**Fig. 5.** – Dans l'analyse présentée pour ce schéma, deux modèles en éléments finis sont appliqués. L'un, à partir du fémur intact, fournit les valeurs de référence du signal mécanique. Dans l'autre, avec la prothèse, la densité osseuse est graduellement adaptée pour égaliser les valeurs réelles du signal osseux aux valeurs de référence. Lorsque cette normalisation est accomplie, un nouvel équilibre a été établi.

porteur d'une tige prothétique, tous deux soumis aux mêmes cycles de charges extérieures, hanche et muscles. Le modèle prothésé est sous l'effet de la stimulation du remodelage osseux : il en ressort que les valeurs du signal par élément après chaque étape du cycle peuvent être comparées à celles du modèle intact, et les valeurs de densité par élément se trouvent ajustées en vue de la prochaine étape. Ce processus continue jusqu'à ce les valeurs de signal du modèle prothésé soient de nouveau égales à celles du fémur intact, diminuées de la « zone muette ». Quelques éléments ne parviendront pas à ce stade final soit parce qu'ils ont été résorbés totalement durant le processus, soit parce qu'ils ont atteint la valeur maximale de densité pour l'os cortical. Un exemple d'une telle configuration de densité terminale est présenté en figure 6 [556]. Les diagrammes de résorption, notamment en région proximale entourant cette prothèse en titane totalement fixée, sont évidents, et se révèlent très similaires à ce que nous sommes amenés à constater sur des radiographies postopératoires à long terme.

### PARAMÈTRES PROTHÉTIQUES, CHIRURGICAUX ET INHÉRENTS AU PATIENT

Le modèle de simulation informatisée du remodelage osseux est un outil flexible, en particulier pour déterminer comment le remodelage et la résorption peuvent être en relation avec tous les genres de paramètres, tels que ceux listés en tableau I. Le modèle est alors utilisé de manière sélective, comparant la valeur d'un paramètre à un autre tandis que le reste des paramètres demeure inchangé. De cette façon, les effets propres à un facteur unique peuvent être évalués, et les imprécisions inhérentes aux modèles deviennent de moindre importance. Quelques exemples sont détaillés dans le reste de cet article, ce qui permettra de discuter les effets de ces paramètres sur la résorption osseuse et la biomécanique à l'interface. Les diagrammes de résorption osseuse sont présentés en regard des zones 1 à 7 [217] (fig. 7).

#### Rigidité de la tige

La rigidité, ou la flexibilité, d'une tige dépend de son dessin et de ses dimensions, ainsi que du module d'élasticité de ses composants. Bobyn et coll. [38] pratiquèrent des expérimentations sur le chien, implantant deux types de tiges de rigidité différente, l'une massive en titane, l'autre évidée. Après deux ans, le degré de résorption osseuse évalué en post mortem se révélait nettement moindre autour des tiges flexibles, confirmant ainsi les interactions présumées entre rigidité, stress shielding et résorption osseuse.

Dans notre analyse de simulation informatisée, nous nous intéressons uniquement aux conséquences de la rigidité du matériau ; c'est ainsi que le dessin et les dimensions demeurent constants. Dans chaque cas, le même cycle de charges extérieures est appliqué, et la tige est réputée fixée (ostéo-intégrée) à l'os sur la totalité de sa longueur. La seule différence réside dans le matériau, lequel peut être soit un alliage de chrome-cobalt (module élastique de

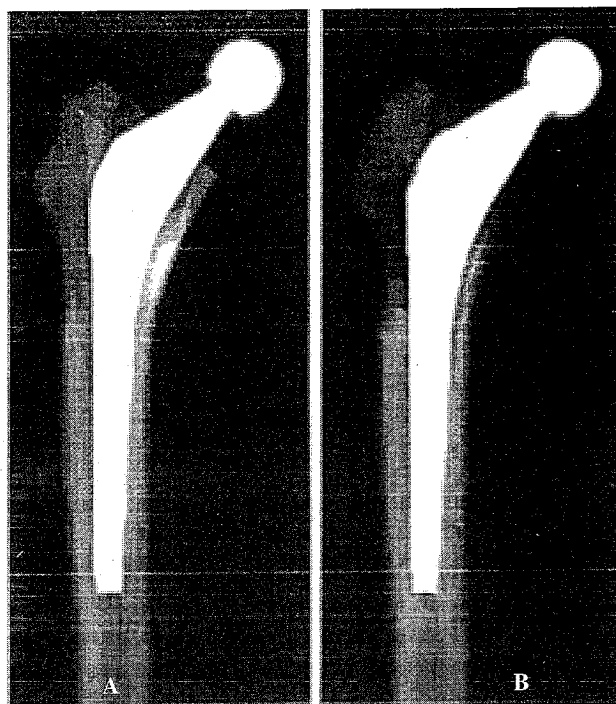


Fig. 6. - Résultats d'une analyse de remodelage, comme en figure 5. Les deux images montrent la distribution des densités osseuses grâce à un modèle tridimensionnel en éléments finis, projetés dans un plan frontal, simulant une radiographie : A) situation avant que le remodelage ne débute (immédiatement en postopératoire), B) après qu'un nouvel équilibre ait été établi. La résorption osseuse, essentiellement proximale, est évidente.

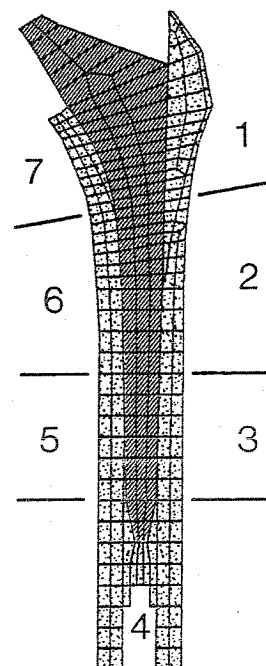


Fig. 7. - Les zones de Gruen [217] pour lesquelles les diagrammes de remodelage sont quantifiés dans l'analyse des paramètres.

TABLEAU II

Résorption osseuse provoquée par le remodelage d'adaptation pour 3 matériaux différents de tige fémorale [559]

Matériau	Élasticité	Proximal		1/3 moyen	
	(MPa)	Interne	Externe	Interne	Externe
CoCrMo	210	-76 %	-45 %	-29 %	-32 %
Titane	110	-54 %	-38 %	-4 %	-14 %
« Iso-élastique »	20	-7 %	-1 %	0	+2 %

210 GPa), soit du titane (module élastique 110 GPa), ou encore un hypothétique matériau « iso-élastique » possédant un module d'élasticité similaire à celui de l'os cortical (20 GPa). Les résultats des analyses de simulation pour ces trois cas sont présentés dans le tableau II [559]. A l'évidence, les effets sont démonstratifs. La réduction majeure en termes de résorption osseuse, lorsqu'on passe du chrome-cobalt au titane (correspondant à une rigidité pratiquement deux fois moindre), de 76 % à 54 % de résorption dans la région proximale interne, démontre que le titane est un bien meilleur matériau pour les tiges prothétiques massives non cimentées. La résorption se réduit pratiquement à rien dans le cas du matériau iso-élastique.

Les résultats repris dans le tableau II se rapportent aux analyses effectuées avec les modèles bi-dimensionnels en éléments finis [559], mais ont été également confirmés par les modèles en trois dimensions [264]. Dans ce cas, par exemple, il a été mis en évidence que la résorption se réduit d'environ 67 % à près de 34 % pour l'os situé autour du tiers proximal de la tige, lorsqu'un changement intervient par remplacement du titane en matériau iso-élastique. Bien que les résultats en 2-D et en 3-D ne puisse être tout à fait comparables, les mêmes tendances relatives ont été observées.

Ainsi, il apparaît évident qu'une tige flexible est un avantage pour la réduction de la résorption osseuse. Cependant, dans quelle mesure cela affecte-t-il la biomécanique de l'interface, le processus d'ostéo-intégration et la probabilité d'un échec ultérieur à l'interface ou d'un desserrement ? Parce que l'on connaît si peu d'éléments quantitatifs à propos des processus d'intégration et de résorption des revêtements HA et leurs corrélations avec la force de cohésion à l'interface, il est bien difficile pour l'instant de répondre à ce genre de questions. Toutefois, il est évident que les effets bénéfiques de la flexibilité des tiges sur la résorption proximale sont le résultat d'un transfert de charge plus important à ce niveau proximal. Cela implique davantage de contraintes à l'interface proximal, et par suite plus de risques pour une micro-mobilité initiale à l'interface. La figure 8 montre une comparaison relative entre les degrés de « stress shielding » et les contraintes maximales à l'interface proximale pour les modules d'élasticité compris entre 20 et 110 MPa [264]. Quand la rigidité décroît, le stress shielding décroît également, mais les contraintes à l'interface augmentent. Inversement, la tige en titane (110 GPa) produit davantage de stress shielding mais seulement la moitié des contraintes à l'interface par rapport à la tige iso-élastique (20 GPa). Bien que ceci n'ait pas été détaillé ici, il est absolument certain que les effets des mou-

vements relatifs à l'interface sont très similaires, dans le sens où ils sont plus élevés pour les tiges plus flexibles. C'est ainsi que malgré les avantages bien établis en matière de moindre résorption osseuse des tiges flexibles, il paraît opportun à leur sujet – et en l'absence de moyens complémentaires de stabilité initiale et d'amélioration de leur force de cohésion à l'interface – de se demander dans quelle mesure elles pourraient réellement garantir un succès clinique.

### Disposition du revêtement et ostéo-intégration

Il existe plusieurs philosophies concernant la disposition des revêtements. Revêtir en totalité sur toute la longueur de la tige, améliorant les probabilités d'ostéo-intégration, en est une ; limiter le revêtement au tiers proximal, améliorant le transfert proximal des charges et réduisant le stress shielding, en est une autre. Deux questions sont à poser avant qu'un choix raisonné entre ces deux possibilités puisse être envisagé. La première concerne les corrélations entre la disposition du revêtement et la reproductibilité de l'ostéo-intégration, sujet sur lequel, à l'évidence, on connaît encore peu de choses à l'heure actuelle. La seconde question, à laquelle nous nous intéresserons dans ces lignes, concerne les corrélations entre localisation de la repousse osseuse, stress shielding et biomécanique de l'interface. En fait, dans la réalité, les modalités de liaison le long de la surface de la tige peuvent être tout à fait variables, allant de la véritable intégration biochimique à l'absence complète de connexion.

Dans les analyses nous ferons abstraction des subtilités et nous parlerons soit d'ostéo-intégration solide soit de contact lisse sans mobilité entre os et implant. La première condition est retrouvée, dans le modèle, pour les endroits revêtus ; et la seconde prévaut en l'absence de revêtement. Les configurations ainsi analysées et comparées sont : revêtement complet sur toute la longueur, revêtement du

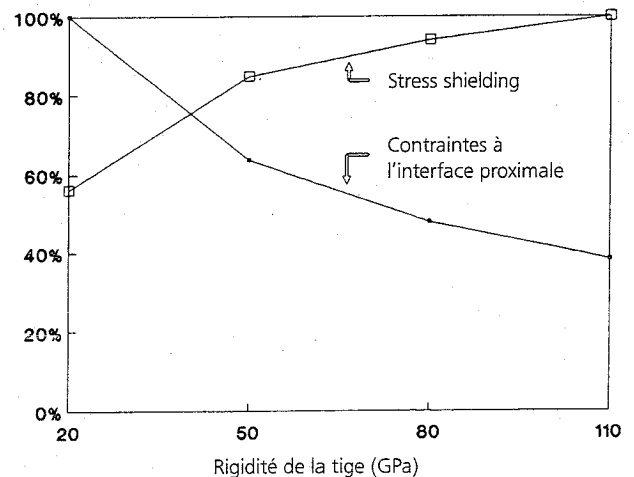


Fig. 8. – Lorsque la rigidité de la tige diminue, le stress shielding diminue également, mais les contraintes proximales à l'interface augmentent ; par conséquent, bien que les tiges flexibles génèrent moins de résorption osseuse, elles augmentent la probabilité de faillites à l'interface et de micromouvements [264].



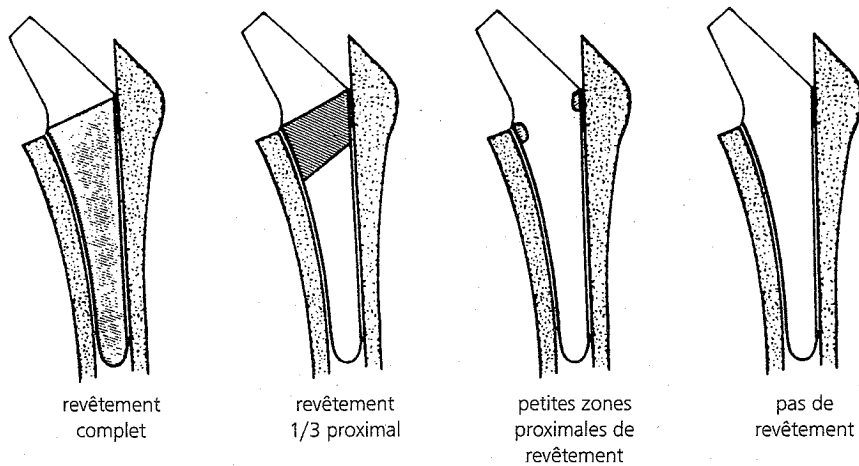


Fig. 9. – Quatre différentes configurations, avec de gauche à droite : une tige totalement revêtue, une tige revêtue au tiers proximal, un revêtement minime proximale, et une tige sans revêtement [556].

premier tiers proximal, petites bandes de revêtement à l'extrémité supérieure, et non revêtu (press fit) (fig. 9).

Encore une fois, tous les autres paramètres demeurent identiques, à savoir cycles de charge similaires et matériau titane pour les tiges. Les résultats des simulations sont repris dans le tableau III [556]. Par rapport aux tiges totalement ostéo-intégrées (ce qui correspond au cas décrit dans le tableau II comme la tige en titane), le revêtement limité au tiers proximal réduit l'importance de résorption osseuse en région proximale de 54 % à 50 % et de 38 % à 22 %.

TABLEAU III

Résorption osseuse provoquée par le remodelage d'adaptation pour 4 différentes modalités de revêtement des tiges fémorales, illustrées en figure 9 [556]

Caractéristiques	Proximal		1/3 moyen	
	Interne	Externe	Interne	Externe
Revêtement total	- 54 %	- 38 %	- 4 %	- 14 %
Revêtement 1/3 proximal	- 50 %	- 22 %	0	5 %
Petites bandes proximales	- 18 %	- 13 %	- 5 %	4 %
Pas de revêtement	- 35 %	- 26 %	- 13 %	+ 3 %

Ceci apparaît comme significatif, mais pas aussi dramatique que certains pouvaient l'avancer. Nous constatons davantage de réduction de résorption osseuse en regard de la portion moyenne de la tige, ce qui est la résultante d'une concentration de transfert des contraintes survenant à l'extrémité de la portion revêtue (fig. 10). Si le revêtement est limité à une petite bande sous la limite de résection du col, nous pouvons constater une réduction importante de la perte de capital osseux, à savoir de 18 % à 13 % en région proximale. Si nous considérons la tige sans aucun revête-

Fig. 10. – Contraintes de cisaillement à l'interface tige-os pour une tige revêtue proximale ; les concentrations en contraintes sont mises en évidence précisément à l'extrémité du revêtement, améliorant la néoformation osseuse.

(Reproduit avec la permission de R. Huijskes, H. Weinans, M. Dalstra : Adaptive bone remodeling and biomechanical design considerations for noncemented total hip arthroplasty. *Orthopedics*, 1989, 12, 1255-67).

ment (tableau III), nous n'obtenons pas de réduction améliorée par rapport au troisième cas de revêtement limité proximal. Lors de la comparaison entre le cas non ostéo-intégré avec celui du revêtement du tiers proximal, nous constatons que le déficit osseux diminue de 50 % à 35 % en région proximale interne, et passe d'un déficit de 5 % à un gain de 3 % en regard de la portion moyenne externe, mais aucune réduction n'est relevée dans les autres régions. Ceci confirme que les mécanismes de transfert de charge des tiges implantées en press fit et non ostéo-intégrées, se révèlent très différents de ceux des tiges ostéo-intégrées, même si cette ostéo-adhérence intervient seulement dans une région limitée [262]. Ce qui les rend aussi différentes est le fait que les tiges en press fit subissent un enfoncement élastique lors de la mise en charge, et par là même augmentent les contraintes à l'interface, tandis que les tiges ostéo-intégrées restent maintenues dans leur position.

**En résumé,** la distribution du revêtement et les conditions de liaison à l'os possèdent des effets distincts sur le stress shielding et la résorption osseuse. Si l'on se place dans une configuration de fixation correcte, la résorption osseuse peut être limitée soit en concentrant le revêtement en région proximale, soit en ayant à la place une surface lisse non revêtue.

Dans le premier cas, le transfert des charges est concentré dans la partie proximale, et comme dans le cas de la tige flexible évoquée précédemment, cela implique non seulement une réduction du stress shielding, mais aussi une plus grande concentration des contraintes à l'interface proximale, et donc une probabilité plus grande de faillite à l'interface. Il est évident que dans le cas des petites bandes de revêtement proximal (tableau III), ces contraintes peuvent devenir excessives [556]. Cette fois encore, un compromis doit être trouvé entre une résorption « acceptable » et des risques de descellement « acceptables », en choisissant un revêtement limité à la région proximale, mais suffisamment étendu pour prendre en charge les transferts de charge à l'interface.

La seconde possibilité pour réduire la résorption dans le cas d'une fixation complète, en faisant appel à une tige non revêtue implantée en force (press fit), est également sujette à des effets incertains sur la biomécanique de l'interface. Ainsi, par suite de l'absence d'ostéo-intégration, l'implant se mobilise (s'enfonce) par rapport au fourreau osseux à chaque mise en charge de la hanche [262]. Bien que ce déplacement relatif génère des contraintes sur l'os en regard, et donc par là même réduise effectivement le degré de stress shielding, il produit par contre également des micro-mouvements continuels à l'interface, ce qui pourra éventuellement provoquer une résorption osseuse à l'interface et le descellement de l'implant.

### Fixation initiale de l'implant

La fixation initiale de l'implant est considérée comme un paramètre chirurgical, bien que naturellement sa précision et sa reproductibilité puisse également être influencées par le dessin de la tige et son instrumentation. Pour évaluer les effets de ce paramètre nous comparons trois différentes configurations (fig. 11). Pour la première, la tige a un contact intime (line-to-line) sur toute son étendue. La deuxième présente un défaut osseux périprothétique de 2 mm à l'interface en région distale, correspondant à la situation dans laquelle la région distale a été « sur-alésée » de 2 mm, voire d'une portion distale de la tige sous-dimensionnée de 2 mm. Enfin, la dernière configuration est liée à un défaut osseux proximal de 2 mm, soit par un « suralésage » proximal, soit par une sous-dimension proximale de

2 mm. Tous les autres paramètres demeurent identiques, à savoir même cycle de mise en charge, même matériau titane pour la tige et même situation de non-ostéo-intégration à l'interface. Ainsi, le premier cas est identique au dernier de l'étude précédente.

TABLEAU IV

Résorption osseuse provoquée par le remodelage d'adaptation pour 3 différentes modalités de fixation, illustrées en figure 11 [556]

Caractéristiques de fixation	Proximal		1/3 moyen	
	Interne	Externe	Interne	Externe
Contact (line-to-line)	- 35 %	- 26 %	- 13 %	+ 3 %
Défaut distal	- 18 %	- 13 %	+ 1 %	+ 6 %
Défaut proximal	- 91 %	- 48 %	- 34 %	- 7 %

Les résultats de l'analyse du remodelage sont présentés dans le tableau IV [556]. Par rapport au contact intime complet, l'existence d'un défaut distal conduit le transfert de charge à s'effectuer plus proximale, réduisant la perte osseuse selon des valeurs similaires au cas de figure représenté par le cas n° 3 de l'étude précédente (petites bandes de revêtement proximal) (voir tableau III). À l'inverse, le suralésage ou le sous dimensionnement en région proximale entraînent un phénomène considérable de résorption osseuse, jusqu'à 91 % dans la région proximale interne. Ceci correspond au cas le plus mauvais de résorption osseuse de la totalité de notre étude, et une parfaite illustration de l'importance de la technique chirurgicale par rapport au dessin de l'implant.

### Facteurs inhérents au patient

De nombreux paramètres dus au patient peuvent interférer avec le processus de remodelage osseux, systémique et local, en rapport avec le comportement, la physiologie ou l'étiopathogénie. Nous avons réalisé la synthèse de tous les facteurs selon leurs effets sur trois paramètres (tableau I), à savoir la charge exercée sur la hanche pro-

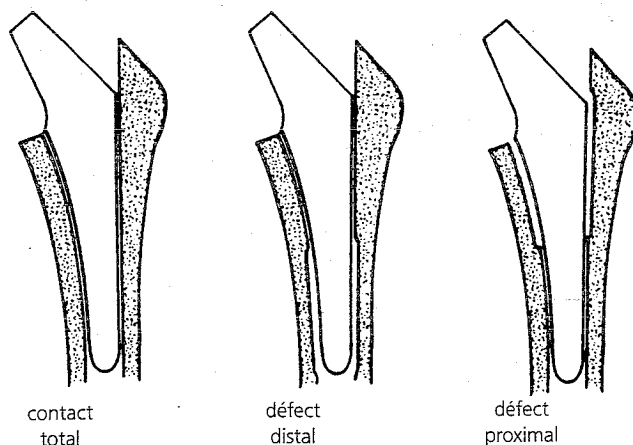
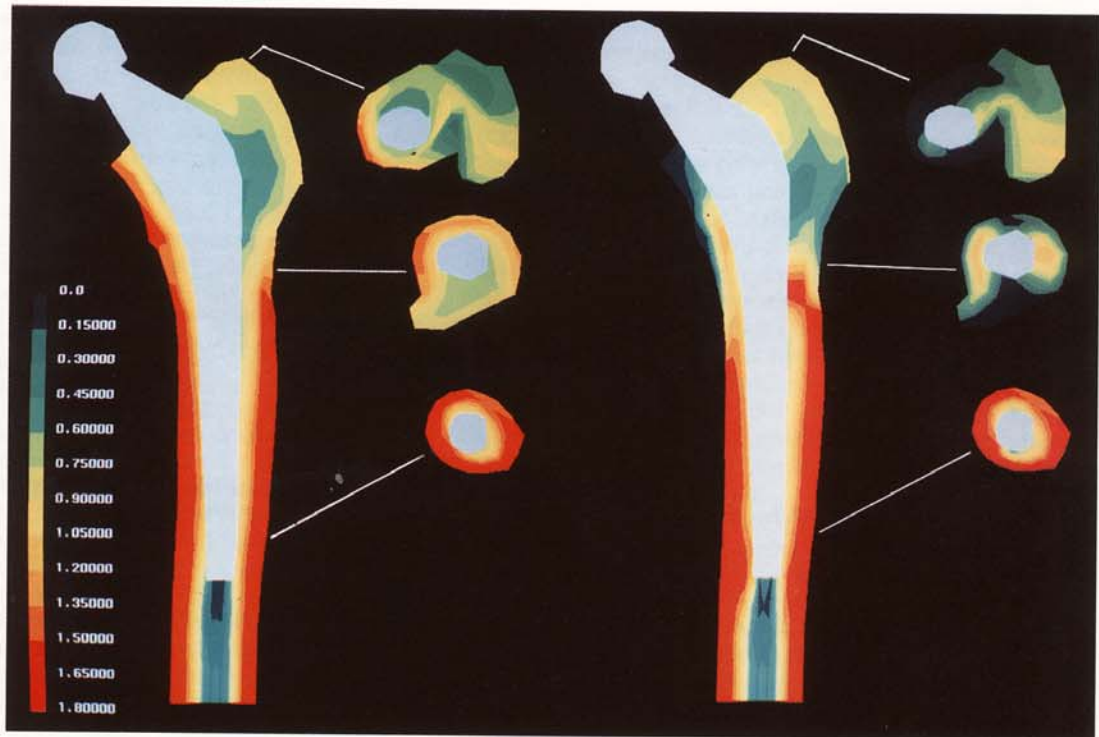


Fig. 11. — Trois configurations différentes de fixation. De gauche à droite : contact complet, défaut distal (suralésage ou sous-dimensionnement prothétique), et défaut proximal [556].

Fig. 12. - Distribution des densités osseuses en post-opératoire immédiat, obtenue par scanner isotopique à gauche, et distribution des densités après simulation de remodelage au long cours à droite, correspondant à l'os « normal » utilisé comme contrôle dans le tableau V [264].



thésée, les propriétés physiques de l'os – en fait densité et rigidité – ainsi que la « réactivité » osseuse, par laquelle nous entendons la « contrainte moyenne effective » ou « mean effective strain (MES) » définie plus avant. Cette valeur à partir de laquelle l'os est susceptible de répondre, est représentée dans nos modèles par l'importance de la « zone muette » (dead zone).

De ces trois paramètres, nous n'avons pas analysé les effets de l'importance de la charge sur la hanche, probablement parce que cela semble sans intérêt. Il semble évident qu'augmenter les charges supportées par la hanche augmente proportionnellement les contraintes osseuses. Parce que le processus de remodelage osseux n'est pas linéaire – ou du moins c'est ainsi que nous l'avons considéré dans notre étude – la réduction de la résorption osseuse n'est pas nécessairement non plus linéairement proportionnelle à l'augmentation de la charge. Dans tous les cas, il y aura réduction. Cependant, apparaissent aussi en pareil cas une augmentation des micro-mouvements relatifs à l'interface survenant en postopératoire immédiat, et peut-être un processus d'ostéo-intégration moins effectif, avec des contraintes accrues et un risque pour une faille ultérieure de l'interface, à long terme.

Les effets des deux autres paramètres en relation avec le patient ont été évalués à partir d'un modèle à trois dimensions d'éléments finis, basé sur un os dont la répartition normale de densité avait été déterminée par examen scannographique [264]. Une tige en titane à ostéo-intégration complète était implantée dans le modèle, et les diagrammes de remodelage osseux à long terme furent évalués ensuite par analyse de simulation. Les résultats de ce cas, à titre de référence, sont illustrés en figure 12, dans laquelle les images de résorption apparaissent à l'évidence. Pour simuler un os plus dense, et donc plus rigide, les valeurs mesurées de densité normales préopératoires

furent multipliées par un facteur deux. A noter que cette procédure de calcul portait la densité maximale à une valeur initiale de  $1,73 \text{ g/cm}^2$ , ce qui correspond, en fait, à l'os cortical. Il en résulte un os plus rigide, pour lequel l'analyse simulée fut répétée, tous autres paramètres identiques par ailleurs. Dans la troisième analyse, on fit appel de la même façon aux valeurs originales de densité osseuse, mais cette fois le niveau limite de « réactivité osseuse » fut réduit de 75 % à 35 % des valeurs normales du signal, simulant ainsi un os pourvu d'une réactivité environ deux fois plus importante que la normale.

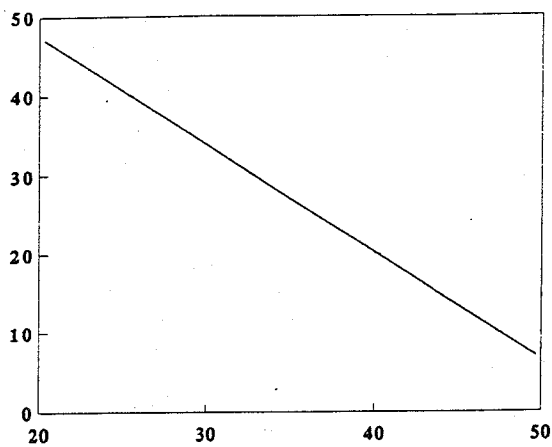
TABLEAU V

Résorption osseuse provoquée par le remodelage d'adaptation pour 3 différents types d'os : os « normal » (voir fig. 12), os plus dense et os plus « réactif » [264].

Caractéristiques osseuses	Proximal	1/3 moyen sup.	1/3 moyen inf.	distal
« Normal »	- 67 %	- 35 %	- 4 %	+ 5 %
os dense (rigide)	- 11 %	- 3 %	- 1 %	+ 1 %
Réactivité élevée	- 82 %	- 64 %	+ 27 %	+ 0 %

Les résultats sont présentés dans le tableau V, cette fois pour quatre régions de l'os entourant la prothèse, aux niveaux correspondant respectivement à quatre zones de Gruen 1 + 7, 2 + 6, 5 et enfin 4. Il faut souligner la réduction majeure des valeurs de résorption pour l'os plus rigide, allant de 67 % à 11 % dans la région la plus proximale, et l'augmentation démonstrative pour l'os possédant la plus forte réactivité, les valeurs passant de 67 % à 82 % dans cette même région.

Défaut osseux postopératoire (% par rapport aux valeurs préopératoires)



Minéralisation de l'os en préopératoire (en grammes d'os)

Parce que les variations de ces paramètres – tant en ce qui concerne la rigidité que la réactivité – sont tous deux quelque peu hypothétiques dans leurs extrapolations, nous ne connaissons pas en réalité la véritable variation en matière de rigidité ou de « réactivité » osseuses, et donc il n'apparaît pas réellement possible de les interpréter en terme de conditions véritables rapportées au patient. Toutefois, ces exemples illustrent de manière intéressante trois aspects généraux importants.

– Le premier est que, dans les séries cliniques, l'étendue de la résorption osseuse peut varier, même si les facteurs prothétiques et chirurgicaux sont équivalents par ailleurs, en raison des différences individuelles concernant les facteurs inhérents aux patients. Cette remarque peut sembler sans intérêt, pourtant elle suggère à l'évidence que pour optimiser les résultats des arthroplasties de hanche, ces facteurs spécifiques au patient devraient, idéalement, être évalués en préopératoire, de quelque manière que ce soit.

– Le second point est que les patients les plus jeunes, pour lesquels on peut s'attendre à un niveau plus élevé de réactivité osseuse, pourraient présenter plus de résorption osseuse postopératoire, même s'ils sont plus actifs que les plus âgés.

– Le troisième point est certainement le plus important. La réduction en matière d'os résorbé dans le cas d'os plus rigide indique que la rigidité osseuse est au moins aussi essentielle à considérer que la rigidité de la tige. Ceci n'est compréhensible, bien naturellement, qu'en raison du mécanisme de distribution des charges entre tige et os, lequel est sous la dépendance des rapports communs entre rigidités de la tige et de l'os, résultant de l'effet de chacun de ces deux paramètres pris séparément [257]. Récemment, Engh et coll. [161] ont publié une analyse des densités osseuses mesurées autour de tiges prothétiques de hanche prélevées après autopsie, utilisant une analyse absorptiométrique par rayonnement à double énergie qui fournit des estimations précises contrairement aux techniques de mesure faisant appel aux radiographies conventionnelles. Ils purent comparer les résultats des fémurs prothésés par rapport aux valeurs obtenues en regard du fémur

controlatéral, lequel était censé présenter une distribution de densité osseuse similaire à celle du fémur prothésé avant l'intervention. Ils trouvèrent 7 % à 52 % de résorption osseuse autour des tiges prothétiques par rapport à l'os controlatéral, avec les valeurs les plus élevées – allant de 30 % à 80 % et une moyenne de 45 % – dans la région proximale. Ils mirent aussi en évidence une corrélation inverse notable entre l'étendue de la perte osseuse du côté opéré, et la densité de l'os controlatéral. (fig. 13). Ils confirment ainsi ces interrelations de notre modèle expérimental selon lesquelles une perte osseuse importante correspond à un os d'une densité peu élevée. Dans la mesure où il est en principe possible d'évaluer la densité de l'os en préopératoire, cette estimation pourrait représenter un moyen d'adapter la rigidité de l'implant aux structures osseuses du patient.

## DISCUSSION

Le modèle de simulation que nous avons développé n'est rien de plus que la simple application mathématique du concept selon lequel l'os peut être défini comme un « mécanisme d'autorégulation quantitative », suggérée par Roux en 1881 [456], combinée avec les analyses en éléments finis pour les rendre applicables aux complexités morphologiques des structures osseuses. Bien que les modèles en éléments finis demeurent encore relativement grossiers par rapport à ces structures, et que le modèle de remodelage se base sur plusieurs hypothèses, les résultats obtenus à partir de ce modèle sont d'une réalité saisissante. Comme il a été dit précédemment, les adaptations morphologiques autour des prothèses canines dans plusieurs séries expérimentales pouvaient être prévues en détail [543, 558], mais les prédictions pour les implantations humaines ont été aussi confirmées par la clinique. Auparavant, ces prédictions avaient été jugées non réalistes, en se basant sur des informations tirées des radiographies postopératoires. Or ces radiographies conventionnelles sont très imprécises. Par contre, des études radiographiques plus récentes, utilisant des méthodes pré-

cises de mesures objectives, ont montré que l'étendue de la résorption osseuse autour des tiges de hanche, de l'ordre de 30 % à 80 %, telle qu'elle avait été prédite, était aussi retrouvée en réalité [161, 318]. Par ailleurs, les effets de la rigidité de l'implant sur la résorption osseuse, que l'on pouvait déduire de l'utilisation de notre modèle de simulation, se révèlent similaires à ceux qui ont été mis en évidence en expérimentation animale [38, 512].

Le modèle de simulation est particulièrement utile pour analyser et comprendre les corrélations quantitatives entre les adaptations morphologiques et les différents facteurs – prothétiques, chirurgicaux et propres au patient – qui les provoquent. De manière générale, les résultats des analyses pratiquées dans ce but et exposées dans ce chapitre ne sont pas surprenants. Tout élément réalisable qui augmente les charges extérieures de l'articulation ou qui les oriente vers un transfert osseux le plus proximal possible – tel que flexibilité de la tige, revêtement proximal de faible étendue, et défauts osseux distaux à l'interface – augmente le niveau des contraintes de l'os proximal, réduit le stress shielding, et diminue la résorption osseuse. Cet avantage a un prix. Toutes ces mesures tendent à augmenter précocement les micro-mouvements à l'interface, avec moins d'ostéo-intégration effective et plus de contraintes à l'interface (avec en corollaire une probabilité plus grande de faillite ultérieure à l'interface et de descellement). Il paraît clair qu'un compromis doit être envisagé. Dans la mesure où le descellement prothétique est un problème réel et la résorption osseuse seulement un problème potentiel (il faut se souvenir qu'aucun problème clinique n'a jamais été jusqu'à présent mis en évidence à ce sujet), il serait probablement sage de rester dans l'alternative conservatrice lorsqu'il s'agit de techniques ou de dessins de prothèses améliorant la prise en

charge des contraintes à l'interface. Naturellement, les particularités prothétiques sujettes à discussion représentent des candidats parfaits pour les méthodes d'optimisation informatisée, lesquelles seront certainement utilisées prochainement de façon systématique en combinaison avec les modèles de simulation présentés dans ce travail.

Certaines conclusions nous apparaissent surprenantes. D'une part, l'étendue de la résorption osseuse résultant de la fixation proximale et d'une haute densité osseuse initiale (rigidité osseuse) n'était pas prévisible. D'autre part, si l'on considère les tiges sans revêtement implantées en « press fit », la prévention d'une résorption osseuse en pareil cas – par rapport aux tiges à revêtement proximal – se révèle moins performante que ce qui pouvait être envisagé. De plus, toujours pour ces tiges sans revêtement, l'importance des micro-mouvements générés à l'interface conduit à se demander si l'implantation de ces tiges « press fit » peut encore se justifier.

En revanche, nos travaux n'ont pas confirmé une amélioration significative concernant la résorption osseuse en région proximale pour les tiges possédant un revêtement limité au tiers proximal par rapport aux tiges revêtues en totalité. Le gain prédomine en fait au niveau de la région moyenne de la tige, parce qu'une portion relativement importante des charges est transférée près de la limite distale du revêtement. Bien que ceci puisse être déjà considéré comme un apport bénéfique, une configuration plus ingénieuse du revêtement vaudrait la peine d'être envisagée.

En dernier lieu, les résultats mitigés des matériaux flexibles, « iso-élastiques », confortent notre appréciation initiale peu favorable, en raison des risques de mouvements excessifs à l'interface et des contraintes que ces matériaux engendrent.