

Le rôle du ciment en orthopédie

The role of bone cement in orthopaedic surgery

J. Chappuis et S. El Banna

Service de Chirurgie Orthopédique, C.H.U. de Charleroi, Site André Vésale,
Montigny-le-Tilleul

RESUME

Le ciment osseux est un matériau fréquemment utilisé en chirurgie orthopédique. Son utilisation avec succès dans les arthroplasties, est bien codifiée.

De nouvelles indications sont également apparues ces dernières années comme la vertébroplastie et la kyphoplastie.

Dans cet article, nous décrivons les propriétés chimiques et mécaniques du ciment et nous nous intéresserons plus particulièrement à son utilisation dans les arthroplasties de la hanche ainsi que dans la vertébroplastie et la kyphoplastie.

Rev Med Brux 2008 ; 29 : 546-51

ABSTRACT

Bone cement has a central role in orthopaedic surgery. It is used with success in total joint replacement since years.

Newer techniques such as vertebroplasty and kyphoplasty have been used during the last years.

This article describes the chemical and mechanical properties of bone cement and will describe particularly his use in total hip arthroplasty and vertebroplasty and kyphoplasty.

Rev Med Brux 2008 ; 29 : 546-51

Key words : bone cement, arthroplasty, vertebroplasty, kyphoplasty

INTRODUCTION

Le ciment osseux fut développé à partir de 1936 par la société *Kulzer*, après la publication par Otto Rohm d'une thèse sur la polymérisation des méthacrylates qui sont le matériau de base du ciment osseux. En 1943, le premier ciment osseux polymérisable à froid breveté est développé par la société *Heraus*. En 1958, Sir John Charnley fixe pour la première fois une prothèse fémorale avec du ciment « acrylique autodurcissable ». Mais, en réalité, les premières applications furent réalisées en dentisterie avec l'utilisation de « résine acrylique »¹.

Le ciment osseux est également utilisé en chirurgie tumorale, infectieuse. Depuis une vingtaine d'années, s'est développée progressivement une technique de stabilisation des fractures vertébrales par compression, appelée vertébroplastie et récemment améliorée et connue sous le nom de kyphoplastie.

Cet article décrit les différentes utilisations possibles du ciment osseux, en insistant sur les deux principales qui sont la fixation des prothèses de hanche et la vertébroplastie et la kyphoplastie, et leurs caractéristiques chimiques et mécaniques.

PROPRIETES CHIMIQUES DU CIMENT

Composition

Le ciment osseux est composé d'un mélange d'une poudre et d'un liquide. La poudre de polyméthylméthacrylate (PMMA) contient également un initiateur, le dibenzoïde peroxyde, un radio-opacifiant et éventuellement un antibiotique. Le liquide contient du méthylméthacrylate (MMA) et un activateur, le diméthyl paratoluidine.

La réaction chimique entre l'activateur et l'initiateur libère des radicaux libres qui sont à l'origine de la polymérisation du MMA.

Polymérisation

On distingue 4 phases différentes dans le processus de polymérisation :

- la phase de mélange permet d'obtenir une pâte homogène ;
- la phase de repos permet d'atteindre la viscosité nécessaire à l'utilisation du ciment ;
- la phase de travail correspond au moment où le ciment peut être utilisé ;

- la phase de durcissement correspond à la polymérisation finale du monomère.

La différence de comportement durant ces 4 phases va permettre de distinguer les ciments de basse ou haute viscosité. Ceux de basse viscosité ont une phase liquidienne plus longue et un durcissement rapide tandis que ceux de haute viscosité ont une phase de travail longue².

Température de la polymérisation³⁻⁶

La polymérisation du MMA, au moment de la phase de durcissement est une réaction exothermique qui dégage une chaleur équivalente à 57 kJ par mole de MMA (une mole de MMA correspond à ± 100 g).

In vitro, cela correspond à des températures avoisinant les 60-80 °C, qui furent longtemps considérées comme une cause du descellement par nécrose thermique osseuse.

In vivo, ces températures atteignent seulement 40-46 °C. Cette différence s'explique par la présence de l'interface os-ciment et des échanges thermiques avec les tissus vitaux notamment si une couche suffisante d'os spongieux persiste.

Monomère résiduel

La polymérisation du MMA n'est jamais complète et il en résulte une libération minimale de MMA dans la circulation sanguine qui fut longtemps considérée comme la cause des complications peropératoires.

En réalité, le monomère résiduel est métabolisé sous forme de dioxyde de carbone et d'eau dans le cycle d'acide citrique⁷ et ses valeurs sanguines sont trop faibles pour expliquer un effet vasodilatateur ou inotrope négatif.

On sait à l'heure actuelle que ces complications sont plutôt liées à l'augmentation de pression intramédullaire et à des embolies graisseuses^{8,9}.

Antibiotique

L'adjonction d'antibiotique au ciment fut imaginée par le Pr Buchholz pour la première fois en 1969. La gentamycine est l'antibiotique le plus utilisé du fait d'un bon spectre antibactérien, d'une stabilité thermique et d'une bonne solubilité dans l'eau¹⁰⁻¹³.

Le relargage est proportionnel au potentiel hydrophile du ciment et se fait en surface sur une fine couche superficielle du ciment^{14,15}. Les études réalisées sur le relargage démontrent un taux initial élevé suivi d'une réduction marquée pendant les jours suivants. Certaines études montrent néanmoins des taux encore mesurables à 5 ans¹⁰, correspondant à des concentrations très faibles ; ceci pourrait expliquer l'émergence de résistance^{16,17}.

Il reste évident que le taux atteint doit être supérieur à la concentration minimale inhibitrice (CMI) pour le germe concerné¹⁸. Ainsi, pour la gentamycine, les taux initiaux mesurés sont de 200 µg/l alors que la CMI de la plupart des germes est de 20 µg/l. Des concentrations locales élevées d'antibiotique évoquent la possibilité d'une toxicité systémique, problème qui n'a jamais été démontré de manière clinique.

Le problème principal réside dans l'utilisation de ciment chargé en antibiotique pour les arthroplasties primaires. Certaines études tendent à montrer que l'utilisation de ciment chargé en antibiotique pour les prothèses totales primaires diminue le taux d'infection et augmente la durée de vie des implants mais au prix d'une augmentation des résistances¹⁹⁻²¹.

PROPRIETES MECANIQUES

Le ciment osseux n'a aucun pouvoir chimique ou biologique d'adhésion, que ce soit au niveau de l'os ou de l'implant. Son action est basée sur une interpénétration mécanique avec l'os. Il se comporte comme un mortier et non comme une colle : « *it acts as a grout, not as a glue* » (Charnley). Il joue un rôle d'adaptateur de volume, de calage et de répartiteur de charges entre l'os et l'implant. Il permet d'augmenter la surface de contact entre la tige et l'os et donc de diminuer les zones de transmission de contraintes importantes : « *high-spots* »^{22,23}. Les contraintes, reflet de la biomécanique de la hanche, sont multidirectionnelles en compression, tension, torsion, et sont maximales lors de l'impact au sol où elles peuvent atteindre jusqu'à neuf fois le poids du corps²⁴.

Le ciment osseux est un matériau visco-élastique dont les propriétés *in vitro* (de la plupart des ciments commercialisés) sont :

- module d'Young : 2.000 MégaPascal (Mpa) ;
- résistance à la rupture en traction : 25 MPa, en compression : 80 MPa ;
- élongation avant rupture : 5 % ;
- résistance à la fatigue (10⁸ cycles) : 14 MPa^{25,26}.

Ainsi, son module d'élasticité est dix fois moins important que celui de l'os cortical adjacent et cent fois moins important que celui de l'implant prothétique. Il agit donc comme une couche élastique entre deux couches rigides.

Ses propriétés sont influencées par plusieurs facteurs. Ainsi, les conditions de préparation et d'implantation jouent un rôle important. En effet, dans des conditions opératoires, la porosité des ciments acryliques est de l'ordre de 8 %. Ces pores sont responsables d'une baisse des qualités mécaniques par un effet de concentration de contraintes. Une diminution de la porosité peut être obtenue par centrifugation du ciment²⁷⁻²⁹. De même, l'inclusion d'eau, de sang, de moelle osseuse dans le ciment diminue les qualités mécaniques par lamination³⁰.

D'autre part, tout additif utilisé modifie aussi les

propriétés mécaniques du ciment. Ainsi, lorsque des antibiotiques sont ajoutés, la résistance en compression est diminuée de 4 % (1 g d'antibiotique pour 40 g de polymère) sous certaines réserves. En effet, l'antibiotique doit être mélangé de façon homogène sous forme de poudre et non de liquide qui risquerait comme dans l'inclusion d'eau ou de sang de réaliser une inclusion, source de phénomène de concentration de contraintes³¹.

FIXATION PROTHESE FEMORALE

La première utilisation du PMMA comme « mastic » pour améliorer la fixation des implants fut réalisée par Haboush en 1953³² mais c'est Sir John Charnley, sur les conseils du dentiste D. Smith de la *Turner Dental School*³³, qui révolutionnera la fixation des implants prothétiques dans l'os en utilisant du PMMA, par son concept de « *low friction arthroplasty* ». En effet, ce « ciment chirurgical » assure une adaptation morphologique des implants à l'os, une transmission et une répartition des contraintes en procurant une stabilité immédiate sans douleur et autorisant une reprise précoce de l'appui³⁴.

L'utilisation de ciment osseux dans l'arthroplastie de hanche nécessite de la part du chirurgien une bonne connaissance du ciment qu'il utilise afin d'en respecter la préparation et surtout nécessite une technique rigoureuse afin d'assurer une cimentation la plus efficace possible. En effet, depuis son introduction en chirurgie prothétique, plusieurs évolutions dans sa manipulation se sont succédées.

La première génération correspond à l'introduction du ciment au doigt dans un fût fémoral non obturé. La deuxième génération voit l'introduction d'un obturateur diaphysaire associé à un lavage soigneux du fût. Dans la troisième génération, on utilise un pistolet pressurisateur pour introduire le ciment. Enfin dans la quatrième génération, la préparation du ciment se fait sous vide.

On distingue quatre étapes différentes lors de la fixation d'une prothèse, qui ont chacune leur importance : la préparation des surfaces osseuses, la préparation du ciment, l'implantation du ciment et la mise en place de l'implant.

*La préparation des surfaces osseuses*³⁵ est primordiale. Elle consiste à conserver une couche d'os spongieux de 3 à 5 mm afin d'obtenir une bonne interpénétration du ciment et de diminuer les effets de la réaction exothermique grâce aux échanges avec la circulation sanguine. Cette préparation sert également à éliminer les débris et graisses grâce à un lavage pulsé afin d'obtenir une bonne interpénétration et de diminuer les risques d'embolies graisseuses. Enfin, cette étape amène un bon assèchement des surfaces afin de diminuer les risques de délamination liquidienne lors de l'introduction du ciment.

La préparation du ciment est très importante. La

bonne connaissance du ciment utilisé et le respect de ses 4 phases de polymérisation sont essentiels. Le ciment doit être préparé sous vide afin d'obtenir un mélange le plus homogène possible et le moins poreux afin d'en augmenter la résistance³⁶.

L'utilisation d'un ciment de haute viscosité associé à un antibiotique est conseillée pour obtenir la longévité maximale des implants³⁷.

L'implantation du ciment se fait à l'aide d'un pistolet pressurisateur dans un fût fémoral obturé afin d'obtenir une bonne interpénétration du ciment.

La mise en place de l'implant recommande d'utiliser une taille d'implant permettant d'obtenir un manteau de ciment de ± 2 mm et de maintenir une pressurisation jusqu'à durcissement complet du ciment.

La complication immédiate principale de cette procédure est ce que l'on nomme le « syndrome d'implantation » ou « choc au ciment ». Ceci est à l'origine du développement des implants non cimentés. Il a été démontré que ce choc au ciment n'est pas lié au ciment mais bien à une augmentation de pression au sein du canal médullaire avec chasse du contenu graisseux vers la circulation veineuse et donc embolisation graisseuse³⁸. Cette complication peut dès lors être également retrouvée lors de l'implantation des prothèses non cimentées³⁹. Ce phénomène semble être favorisé par l'ostéoporose, dû à l'élargissement des sinus veineux³⁹.

Une bonne préparation osseuse⁴⁰ et un bon « remplissage » du patient au moment de la cimentation sont la meilleure prévention.

Les conditions de bonne cimentation étant bien établies, il faut se poser la question du choix du bon implant à cimenter. Sans rentrer dans les détails, force est de constater avec les résultats à long terme d'implants aussi différents que la « *Charnley* » et l'« *Exeter* » (pour ne citer que ces deux-là) que le type d'implant à cimenter est difficile à cerner^{41,42}.

VERTEBROPLASTIE ET KYPHOPLASTIE

La vertébroplastie fut développée par Gallibert et Deramond en 1987⁴³, initialement pour le traitement des angiomes vertébraux symptomatiques et ensuite pour les fractures vertébrales par compression (FVC). Elle a le but d'obtenir un effet antalgique en stabilisant la fracture. Cependant, cette technique nécessite une injection de ciment au sein du corps vertébral sous haute pression et malgré l'utilisation de 2 ml de ciment seulement, elle implique un risque de fuite⁴⁴. De plus, cette technique a comme seul but de stabiliser la fracture. Dès lors, depuis 1999, la « kyphoplastie » s'est développée. Elle repose sur la création d'une cavité au sein du corps vertébral à l'aide d'un ballonnet avant d'injecter le ciment afin d'essayer de récupérer la hauteur vertébrale et de corriger une cyphose éventuelle. Elle permet également d'injecter le ciment

sous basse pression et de cette façon de diminuer les risques de fuite.

Ces deux techniques nécessitent l'utilisation de ciment de basse viscosité et partagent les mêmes indications notamment : les FVC et les risques de fracture d'origine ostéoporotique, métastatique ou traumatique. Elles nécessitent également le respect du mur postérieur.

La kyphoplastie est plus intéressante sur le plan théorique. Elle permettrait également de restaurer la biomécanique de la colonne et limiterait en ce faisant les nouvelles fractures.

L'amélioration voire même la suppression des douleurs est très rapide (6 à 48 h) et se présente dans ± 90 % des cas⁴⁵.

Lors des FVC, on observe une diminution de la hauteur vertébrale qui s'associe à une cyphose, due à la fracture antérieure. Ceci entraîne des modifications de la biomécanique de la colonne responsables d'une augmentation des contraintes et par conséquent un risque augmenté de nouvelles fractures. De plus, cette position hypercyphotique est responsable d'une modification de l'équilibre résultant en un risque de chute augmenté⁴⁶⁻⁴⁹.

La restauration de la hauteur vertébrale suppose que la fracture soit encore mobile et est théoriquement possible pour des fractures traumatiques « fraîches », des fractures ostéoporotiques aiguës (< 3 sem) ou subaiguës (< 6 sem). Sur cadavres, la kyphoplastie permet une restauration de la hauteur de ± 93 % *versus* 82 % pour la vertébroplastie, avec un gain moyen de 5,1 mm pour la kyphoplastie vs 2,3 mm pour la vertébroplastie⁵⁰. Cependant, ce gain plus important obtenu par la kyphoplastie ne semble pas se maintenir dans le temps comme le montre une étude sur cadavres avec des charges cycliques. En effet, au bout de 100.000 cycles, le gain obtenu par la kyphoplastie est revenu à celui obtenu avec la vertébroplastie⁵¹. Cela semble être dû au fait qu'avec la kyphoplastie, l'os spongieux « tassé » en périphérie a encore une possibilité de s'affaisser. Pour cette raison, la technique de kyphoplastie « forcée »⁵¹ a été introduite. Elle consiste à injecter le ciment avec plus de pression afin d'obtenir une interpénétration avec l'os spongieux périphérique.

Néanmoins, la récupération de hauteur n'est intéressante que si elle s'accompagne d'une correction de la posture hypercyphotique⁵² en elle-même responsable d'une modification de la biomécanique de la colonne. Or, cette restauration de hauteur ne s'accompagne pas toujours d'une correction de la cyphose car une partie de la correction est absorbée au niveau du disque⁵². Plusieurs paramètres interviennent dans la correction de la cyphose tels que la nature de la fracture, la qualité du disque, l'âge de la fracture et surtout le nombre de niveaux traités⁵². Il semblerait qu'à partir de deux niveaux adjacents traités,

le gain soit satisfaisant⁵².

Le risque de nouvelles fractures serait ainsi diminué de moitié avec la vertébroplastie ou la kyphoplastie sans que cela ne soit démontré de manière formelle dans la littérature. De plus, le fait de « cimenter » une vertèbre augmente également les contraintes sur les vertèbres adjacentes avec un risque de fractures de 5 à 30 % au niveau des vertèbres adjacentes dans les trois mois suivant la procédure.

La complication la plus redoutée reste la fuite de ciment, qui est plus fréquente pour la vertébroplastie que pour la kyphoplastie et qui représente respectivement 41 % et 9 %⁵³. Cependant, cette fuite peut être plus ou moins grave selon son site d'apparition. Ainsi, elle est plus fréquemment retrouvée au niveau foraminal et épidual avec la vertébroplastie et au niveau paraspinal et intradiscal avec la kyphoplastie⁵². Malgré tout, le taux de complications neurologiques reste très faible allant de 0,6 % pour la vertébroplastie à 0,03 % pour la kyphoplastie⁵³.

INFECTION

L'indication d'utiliser du ciment osseux dans le contexte d'infection est double : soit dans le traitement d'une ostéite, soit dans le traitement d'une infection de prothèse. L'antibiothérapie systémique reste le traitement initial mais lorsqu'on est amené à réaliser des curetages de foyer infectieux ou des extractions d'implants infectés, l'utilisation de ciment contenant des antibiotiques peut être indiquée⁵⁴.

Ceci est basé sur les principes détaillés plus haut. Dans le contexte d'ostéite, on utilise des billes de ciment, qui furent mise au point par Klaus Klemm en 1976 (*gentabeads*)⁵⁵. Cet auteur rapporte d'ailleurs dans les ostéites chroniques des bons résultats avec 90,4 % de résolution de l'infection sur 405 cas rapportés à Vienne en 1983⁵⁶⁻⁵⁹. Dans le contexte d'infection de prothèses et dans les situations où une reprise en deux temps est envisagée, on utilise des « *spacers* » contenant des antibiotiques, qui seront mis en place au sein de la cavité créée par le curetage ou l'extraction de la prothèse^{60,61}.

TUMEUR

On distingue essentiellement deux techniques où le ciment peut être utilisé dans la chirurgie oncologique.

Le curetage-comblement est de moins en moins utilisé au profit de greffons osseux. Néanmoins, cette technique reste encore d'actualité dans la prise en charge des tumeurs à cellules géantes par exemple, où il a un effet adjuvant. En effet, ces tumeurs métaphysaires ont une tendance à la récurrence et nécessitent souvent un traitement adjuvant qui peut être apporté par la réaction exothermique de la polymérisation du ciment. Cependant, il existe deux inconvénients. Le premier, d'ordre théorique, est lié au jeune âge des patients présentant ce genre de tumeur.

La présence de ciment rend le traitement des fractures plus difficile. Le deuxième, plutôt pratique, est lié à la destruction du pont osseux sous-chondral résultant en une destruction de l'articulation qui nécessitera une arthroplastie ou une arthrodèse.

La technique des pseudo-membranes fut développée initialement par Masquelet pour le traitement des foyers infectieux diaphysaires où une résection large était nécessaire. Elle repose sur la fabrication d'une pseudo-membrane, autour du ciment mis en place au sein de l'espace inter-fragmentaire créé. Cette pseudo-membrane est fabriquée par les fibroblastes adjacents à la zone réséquée. Elle sécrète des facteurs de croissance³⁶ qui permettent, dans un second temps, une transformation des greffons cortico-spongieux, mis en place secondairement à la place du ciment, en tissu osseux.

CONCLUSION

L'utilisation du ciment osseux garde de nombreuses indications en orthopédie et sa connaissance s'est améliorée au fil des années. Cependant, il appartient toujours au chirurgien de le manipuler avec efficacité afin d'obtenir les résultats optimaux pour le patient.

BIBLIOGRAPHIE

- Munson FT, Heron DF : Facial reconstruction with acrylic resin. *Am J Surg* 1941 ; 3 : 291-50
- Kuhn K-D : Bone cements. Berlin, Heidelberg, New York, Springer, 2000
- Biehl G, Harms J, Hanser U : Experimentelle Untersuchungen über die wärmeentwicklung im knochen bei der polymerisation von knochenzement. *Arch Orthop Unfallchir* 1974 ; 78 : 62-9
- Labitzke R, Paulus H : Intraoperative temperaturmessungen in der hftchirurgie während der polymerisation des knochenzementes Palacos. *Arch Orthop Unfallchir* 1974 ; 79 : 341-6
- Reckling FW, Dillon WL : The bone cement interface temperature during total joint replacement. *J Bone Joint Surgery* 1977 ; 59-A : 80-2
- Toksvig-Larsen S, Franzen H, Ryd L : Cement interface temperature in hip arthroplasty. *Acta Orthop Scand* 1991 ; 62 : 102-5
- Wenzl H, Garbe A, Nowak H : Experimentelle untersuchungen zur pharmakokinetik von monomethylmethacrylat. In : Erlacher PH, Zemann L, Spitzky K H Hrsg, 1973 : 1-16
- Rudigier J, Grünert A : Tierexperimentelle untersuchungen zur pathogenese intraoperative kreislauf- und atmungsreaktionen bei der implantation sogenannter knochenzemente in die markhöhle eines röhrenknochens. *Arch Orthop Traumat Surg* 1978 ; 91 : 85-95
- Gentil B, Paugam C, Wolf C, Henhart A, Augereau B : Methylmethacrylate plasma levels during total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 1993 ; 287 : 112-6
- Wahlig H, Dingeldein E : Antibiotics and bone cements : experimental and clinical long-term observations. *Acta Orthop Scand* 1980 ; 51 : 49-56
- Whelton A : The aminoglycosides. *Clin Orthop* 1984 ; 190 : 66-74
- Wahlig H : Über die Freisetzungskinetik von antibiotika aus knochenzementen. Technical principles, design and safety of joint implants. Hogrefe and Huber Verla 1987 : 221-6
- Buchholz HW, Elson RA, Heinert K : Antibiotic loaded acrylic cement : current concepts. *Clin Orthop Relat Res* 1984 ; 190 : 96-108
- Picknell B, Mizen L, Sutherland R : Antibacterial activity of antibiotics in acrylic bone cement. *J Bone Joint Surg Br* 1977 ; 59-B : 302-7
- Van De Belt H, Neut D, Schenk W *et al.* : Gentamycin release from polymethylmethacrylate bone cements and staphylococcus aureus biofilm formation. *Acta Orthop Scand* 2000 ; 71 : 625-9
- Powles JW, Spencer RF, Lovering AM : Gentamycin release from old cement during revision hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br* 1998 ; 80-B : 607-10
- Webb JCJ, Spencer RF, Gheduzzi S, Lovering AM, Learmonth ID : Very late release of gentamycin from bone cement in total hip arthroplasty. *Hip Int* 2006 ; 14 : 76
- Wahlig H, Dingeldein E, Buchholz HW, Buchholz M, Bachmann F : Pharmacokinetic study of gentamycin loaded cement in total hip replacements. Comparative effects of varying dosage. *J Bone Joint Surg* 1984 ; 66 : 175-9
- Hope PG, Kristinsson KG, Norman P, Elson RA : Deep infection of cemented total hip arthroplasties caused by coagulase-negative staphylococci. *J Bone Joint Surg Br* 1989 ; 71-B : 851-5
- Oga M, Arizono T, Sugioka Y : Inhibition of bacterial adhesion by tobramycin-impregnated PMMA bone cement. *Acta Orthop Scand* 1992 ; 63 : 301-4
- Winger DA, Fass RJ : Antibiotic-impregnated cement and beads for orthopedic infections. *Antimicrob Agents Chemother* 1996 ; 40 : 2675-9
- Charnley J : Anchorage of the femoral head prosthesis to the shaft of the femur. *J Bone Joint Surg* 1960 ; 42-B : 28
- Charnley J : The bonding of prostheses to bone by cement. *J Bone Joint Surg* 1964 ; 46-B : 518
- Bergmann G, Graichen G, Rohlman A : Hip joint loading during walking and running measured in two patients. *J Biomech* 1993 ; 26 : 969-90
- Pilliar RM, Vowles R, Williams DF : Fracture toughness testing of biomaterials using a mini-short rod specimen design. *J Biomed Mater Res* 1982 ; 21 : 145-54
- Soltész U : The influence of loading conditions on the lifetimes in fatigue testing of bone cements. *J Mater Sci, Mater Med* 1994 ; 5 : 654-6
- Rimnac CM, Wright TM, McGill DL : The effect of centrifugation on the fracture properties of acrylic bone cements. *J Bone Joint Surg* 1986 ; 68-A : 281-7
- Soltész U : Effect of vacuum mixing on the fatigue behaviour of particle containing bone cements. *North Sea Biomaterials, The Hague*, 1998 : 69
- Burke DW, Gates EI, Harris WH : Centrifugation as a method of improving tensile and fatigue properties of acrylic bone cement. *J Bone Joint Surg* 1984 ; 66A : 1265-73
- Gruen TA, Markolf KL, Amstutz HC : Effects of laminations and blood entrapment on the strength of acrylic bone cement. *Clin Orthop* 1976 ; 119 : 250-5

31. Lautenschlagger EP, Marshall GW, Marks KE, Schwartz J, Nelson CL : Mechanical strength of acrylic bone cements impregnated with antibiotics. *J Biomed Mater Res* 1976 ; 10 : 837
32. Haboush EJ : A new operation for arthroplasty of the hip based on biomechanics, photoelasticity, fast-setting dental acrylic and other considerations. *Bull Hosp Joint Dis* 1953 ; 14 : 242-77
33. Smith D : The acrylic denture base. *British Dental Journal* 1959 ; 106 : 331
34. Charnley J : Low friction arthroplasty. New York, Berlin, Springer-Verlag, 1979
35. Majowski RS, Miles AW, Bannister GC, Perkins J, Taylor GS : Bone surface preparation in cemented joint replacement. *J Bone Joint Surg Br* 1993 ; 75 : 459-63
36. Davies JP, O'connor DO, Burke DW, Jasty M, Harris WH : The effect of centrifugation on the fatigue life of bone cement in the presence of surface irregularities. *Clin Orthop Relat Res* 1988 ; 229 : 156-61
37. Espehaug B, Engesaeter LB, Vollset SE, Havelin LI, Langeland N : Antibiotic prophylaxis in total hip arthroplasty. Review of 10.905 primary cemented total hip replacement reported to the norwegian arthroplasty register, 1987 to 1995. *J Bone Joint Surg Br* 1997 ; 79 : 590-5
38. Elmeraghy AW, Humeniuk B, Anderson GI, Schemihek EH, Richards RR : The role of methylmethacrylate monomer in the formation and hemodynamics outcome of pulmonary fat emboli. *J Bone Joint Surg Br* 1998 ; 80 : 156-61
39. Ereth MH, Weber JG, Abel MD *et al.* : Cemented vs non cemented total hip arthroplasty : embolism, hemodynamics and intrapulmonary shunting. *Mayo Clin Proc* 1992 ; 67 : 1066-74
40. Breusch SJ, Norman TL, Schneider U, Reitzel T, Blaha JD, Lukoschek M : Lavage technique in total hip arthroplasty : jet lavage produces better cement penetration than syringe lavage in the proximal femur. *J Arthroplasty* 2000 ; 15 : 921-7
41. Hamadouche M, Boutin P, Daussange J, Bolander ME, Sedel L : Alumina on alumina total hip arthroplasty (a minimum 18.5 year follow-up study). *J Bone Joint Surg* 2002 ; 84-A : 69-77
42. Williams H, Brownes G, Gie GA : The exeter universal cement femoral components at 8-12 years : a study of the first 325 cases. *J Bone Joint Surg* 2002 ; 84-B : 324-34
43. Galibert P, Deramond H, Rosat P : Note préliminaire sur le traitement des angiomes vertébraux par vertébroplastie acrylique cutanée. *Neurochirurgie* 1987 ; 33 : 166-8
44. Gangi A, Guhl S, Imbert JP, Marin H, Dietemann JL : Percutaneous vertebroplasty : indications, technique and results. *Radiographics* 2003 ; 23 : e10
45. Weill A, Chinas J, Simon JM, Rose M, Sola-Martinez T, Enkaoua E : Spinal metastases : indications for and results of percutaneous injection of acrylic surgical cement. *Radiology* 1996 ; 199 : 241-7
46. Kado DM, Huang MH, Barrett-connor E, Greendale GA : Hyperkyphotic posture and poor physical fonctionnal ability in older community dwelling men and women : the Rancho Bernardo study. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 2005 ; 60 : 633-7
47. Sinaki M, Brey RH, Hughes LA, Larson DR, Kaufman KR : Balance disorder and increased risk of falls in osteoporosis and kyphosis : significance of kyphotic posture and muscle strength. *Osteoporos Int* 2005 ; 16 : 1004-10
48. Huang MH, Barrett-Connor E, Greendale GA, Kado DM : Hyperkyphotic posture and risk of future osteoporotic fracture : the Rancho Bernardo study. *J Bone Miner Res* 2006 ; 21 : 419-23
49. Kado DM, Huang MH, Karlamangla AS, Barrett-Connor E, Greendale GE : Hyperkyphotic posture predicts mortality in older community dwelling men and women : a prospective study. *J Am Geriatr Soc* 2004 ; 52 : 1662-7
50. Hiwatashi A, Sidhu R, Lee RK, deGuzman RR, Miekut DJ, Westesson PL : Kyphoplasty *versus* vertebroplasty to increase vertebral body height : a cadaveric study. *Radiology* 2005 ; 237 : 1115-9
51. Kim MJ, Lindsey DP, Hannibal M, Alamin TF : Vertebroplasty *versus* kyphoplasty : biomechanical behavior under repetitive loading conditions. *Spine* 2006 ; 31 : 2079-84
52. Pradhan BB, Bae HW, Kropf MA, Patel VV, Delamarter RB : Kyphoplasty reduction of osteoporotic vertebral compression fractures : correction of local kyphosis *versus* sagittal alignment. *Spine* 2006 ; 31 : 435-41
53. Hulme PA, Krebs J, Ferguson SJ, Berlemann U : Vertebroplasty and kyphoplasty : a systematic review of 69 clinical studies. *Spine* 2006 ; 31 : 1983-2001
54. Henry SL, Galloway KP : Local antibacterial therapy for the management of othopaedic infections. *Clin Pharmacokinet* 1995 ; 29 : 36-45
55. Vécsei V, Dingeldein E, Klemm K, Wahlig H : The results of experimental and clinical use of gentamycin PMMA balls. *Magy Traumatol Orthop Helyreallito Seb* 1978 ; 21 : 276-84
56. Klemm K : Gentamycin PMMA beads in treating bone and soft tissue infections. *Zentralbl Chir* 1979 ; 104 : 934-42
57. Klemm K, Börner M : Treatment of chronic osteomyelitis with gentamycin PMMA chains. *Unfallchirurgie* 1986 ; 12 : 128-31
58. Klemm K : Antibiotic bead chains. *Clin Orthop Relat Res* 1993 ; 295 : 63-76
59. Klemm K : The use of antibiotic containing bead chains in the treatment of chronic bone infections. *Clin Microbiol Infect* 2001 ; 7 : 28-31
60. Hsieh PH, Chen LH, Chen CH, Lee MS, Yang WE, Shih CH : Two-stage revision hip arthroplasty for infection with a custom-made, antibiotic-loaded, cement prosthesis as an interim spacer. *J Trauma* 2004 ; 56 : 1247-52
61. Leunig M, Chosa E, Speck M, Ganz RA : Cement spacer for two-stage revision of infected implants of the hip joint. *Int Orthop* 1998 ; 22 : 209-14
62. Pelissier P, Masquelet AC, Bareils R, Pelissier SM, Amedee J : Induced membranes secrete growth factors including vascular and osteoinductive factors and could stimulate bone regeneration. *J Orthop Res* 2004 ; 22 : 73-9

Correspondance et tirés à part :

S. EL BANNA
C.H.U. de Charleroi, Site André Vésale
Service de Chirurgie Orthopédique
Route de Gozée 706
6110 Montigny-le-Tilleul
E-mail : sabri.elbanna@chu-charleroi.be

Travail reçu le 22 octobre 2007 ; accepté dans sa version définitive le 4 septembre 2008.