

Etude expérimentale du ciment chirurgical armé d'un grillage métallique

J. F. Kempf

Service d'Orthopédie, Hôpital de Hautepierre, Avenue Molière, F-67098 Strasbourg Cedex, France

Reinforcement of PMMA cement with wire mesh

Summary. *We have used wire mesh in association with PMMA cement in six patients to reinforce a deficient medial acetabular wall. None of these cups show signs of loosening. We therefore investigated experimentally the mechanical characteristics of HDP cups embedded in cement reinforced with wire mesh. The mesh appears to increase the resistance of the cement to tensile stress and associated loading forces at the bone/cement interface by the "stiffening" affect of the metal framework.*

Résumé. *L'étude des prothèses cimentées ayant un recul de plus de 10 ans nous a fait découvrir, par l'observation, une règle pourtant parfaitement connue des ingénieurs: l'utilisation d'une armature, d'un ferrailage noyé au sein du ciment ou du béton améliore considérablement sa résistance aux contraintes en traction. Ce travail nous a permis de confirmer certaines hypothèses:*

- L'adjonction d'un grillage noyé dans le ciment améliore la résistance du polyméthylméthacrylate, en particulier en traction où il est par nature fragile.*
- Elle n'améliore pas l'ancrage à l'os, ce qui n'a rien d'étonnant.*
- On peut encore améliorer ces propriétés en utilisant un grillage plus épais, la seule limite étant sa malléabilité qui doit être suffisante pour épouser la forme du cotyle.*
- L'adjonction d'un deuxième grillage périphérique, augmente encore un peu la résistance mais surtout pourrait avoir un effet filet contre le relargage de PMMA.*
- La rigidification apportée par l'armature améliore très certainement la répartition des contraintes à l'interface os-ciment.*

Ce travail a surtout jeté les bases d'expérimentations futures visant à confirmer l'amélioration de la résistance à la fatigue apportée par le grillage, à rechercher le diamètre et le maillage optimal pour permettre de développer un nouveau modèle de cotyle en polyéthylène lui même solidaire d'un grillage destiné à être noyé dans le ciment.

Introduction

Le développement des arthroplasties de hanche ne se fit que grâce à Sir John Charnley qui, de 1958 à 1963, a développé l'utilisation d'un ciment bien connu des dentistes, le polyméthylméthacrylate (PMMA), pour sceller la prothèse à l'os. Ce ciment, par le moulage qu'il réalise, permet l'adaptation des deux implants aux structures anatomiques: cavité cotyloïdienne et fût fémoral métaphyso-diaphysaire proximal qui peuvent présenter de grandes variétés tant de taille que de morphologie.

Ce polyméthylméthacrylate n'a pourtant pas que des qualités: sa polymérisation en cours d'implantation s'accompagne d'une réaction exothermique responsable d'une nécrose osseuse limitée mais réelle, ses propriétés mécaniques sont médiocres et la libération de particules entraîne des réactions inflammatoires locales avec constitution de granulomes pouvant initier ou tout au moins aggraver un descellement de l'implant.

Le but de notre travail expérimental est d'étudier les possibilités d'amélioration des propriétés mécaniques du PMMA par l'utilisation d'un grillage métallique venant armer le polymère.

Cette idée de «ciment armé» nous est venue d'une étude du devenir à long terme (au-delà de

10 ans) des prothèses totales implantées dans notre service [11]. Plusieurs idées forces se sont dégagées de cette étude, parmi lesquelles cette constatation: chez 6 malades avait été utilisé un grillage métallique dans le fond du cotyle en raison d'une perforation pour éviter l'extrusion du ciment dans le pelvis. Aucune de ces cupules cimentées ainsi n'a présenté de signes radiologiques de descellement, alors que par ailleurs, nous avons constaté que 47% de cotyles implantés il y a plus de 10 ans présentaient des signes de descellement (dont la moitié a déjà dû être réopérée).

Les propriétés mécaniques du PMMA ont été étudiées par de nombreux auteurs, comme Charnley [2], Willert [31, 32], Gruen [8], Haas [9], Lee [16, 17], Saha [25], pour n'en citer que quelques uns.

Il en ressort que le ciment est bien moins résistant aux contraintes en traction qu'en compression. La résistance à la traction est de l'ordre de 25 à 30 MN/M² alors qu'en compression elle atteint 64 à 103 MN/M², soit 50 à 70% de la résistance de l'os. La même différence est retrouvée lorsque l'on étudie la résistance à la fatigue de ce matériau. Or, il est établi qu'au niveau du cotyle, les contraintes en traction prédominent [30] et il apparait donc très intéressant de pouvoir améliorer les propriétés mécaniques du PMMA en l'armant, comme on le fait pour le béton.

Méthodologie

Etude du couple de descellement

Nous avons voulu dans un premier temps, reproduire l'expérimentation de Meyrueis [20].

Des essais de descellement en rotation ont été réalisés afin de comparer les couples de descellement de cupules fixées dans un modèle cotyloïdien avec du ciment pur puis armé de grillage.

Nous avons utilisé des blocs de hêtre comme modèle cotyloïdien, usinés, pour obtenir une hémisphère de 62 mm de diamètre, permettant une parfaite reproductibilité des mesures.

Une cupule de 54 mm a été fixée à un levier par l'intermédiaire d'une vis centrale de 10 mm de diamètre et de 6 vis auto-taraudeuses de 4 mm.

Le levier mesurait 220 mm et permettait, par l'application d'un poids à 10 mm de son extrémité libre, d'obtenir un couple de descellement:

$$C = P \times L \text{ (Fig. 1)}$$

P: charge lors du descellement (daN)

L: bras de levier.

Après préparation du ciment, nous l'avons disposé, au doigt dans le modèle cotyloïdien. Puis, le système cupule-levier a été impacté en force et maintenu manuellement jusqu'à durcissement du ciment (CMW 1), exactement comme nous le faisons en clinique.

Six essais ont été réalisés:

- 3 avec ciment pur,
- 3 avec ciment armé par la tolinox noyée en son milieu.

J. F. Kempf: Ciment chirurgical armé d'un grillage métallique

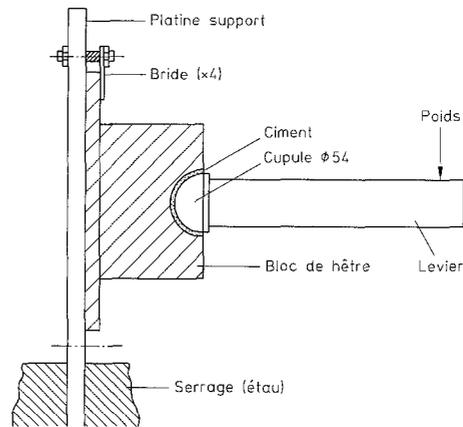


Fig. 1. Essai de descellement en rotation: schéma du dispositif d'essai

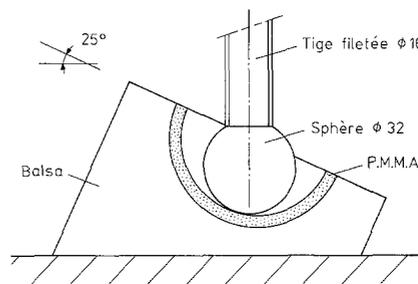


Fig. 2. Essai de coque: dispositif d'essai

Essais de flexion trois points

Des moules parallélépipédiques en formica collés, de dimension 35,7 x 50 x 8 mm nous ont permis de faire des plaques standardisées de PMMA.

2 plaques de ciment pur et 3 plaques «armées» par la nappe de tolinox noyée au milieu du PMMA ont été testées en flexion 3 points.

La charge était appliquée par la machine INSTRON.

Ont été mesurées:

- la force à la rupture F_r ,
- la contrainte de rupture T_r donnée par la formule:

$$T_r = \frac{6.M}{b.h^2}$$

avec M (mouvement fléchissant) = $\frac{F_r.l}{4}$

b = largeur = 35,70 mm
h = hauteur = 8 mm
l = longueur = 40 mm

Essais statiques sur coques

Nous avons utilisé comme modèle cotyloïdien des blocs de balsa creusés afin d'obtenir une hémisphère de 61 mm de diamètre.

Ce bois très léger, a la particularité d'être anisotrope, et d'avoir un module de Young proche de celui de l'os spongieux: 350 à 450 M Pa.

Une cupule de 54 mm a été employée pour fabriquer des coques de PMMA de 3,5 mm d'épaisseur. Sa face externe était vaselinée, permettant de la retirer avant le durcissement du ciment, aux environs de la 3ème minute.

La charge a été appliquée à 25° de l'horizontale.

Une tête de 32 mm, à cône morse, d'une prothèse fémorale de Müller a été utilisée pour l'application de la force. Le cône morse a été réalésé puis fileté afin d'y visser une tige fileté de 16 mm adaptée au capteur de force de la machine Instron. Lors de la mise au point de l'essai, nous nous sommes rendu compte que nous ne pouvions utiliser les cupules en polyéthylène de 54 mm pour transmettre la charge à la coque en PMMA car les courbes Force-Déplacement obtenues étaient alors invariablement celles du polyéthylène qui se déformait.

Deux solutions étaient envisageables: soit employer des sphères de 54 mm de diamètre en fer, soit utiliser la sphère de 32 mm d'une prothèse fémorale, simulant la situation (extrême) où l'épaisseur du polyéthylène serait nulle en surface portante.

Nous nous sommes placés dans le cas de figure où le ciment est sollicité à un niveau de contrainte maximale (Fig. 2).

La force de chargement a été appliquée à la vitesse de chargement de 30 N/s jusqu'à provoquer une rupture de la coque.

Les courbes de Force - Déplacement ont été enregistrées, permettant de mesurer la force à la rupture F_r et la pente P qui donne une idée de la rigidité de l'échantillon.

Plusieurs séries d'essais ont été menées. Trois essais avec des coques de ciment armé par une toilinox en son milieu (0.1 mm de diamètre - maillage: 0,6 x 0.6 mm). Deux essais avec des coques de ciment armé d'un grillage «optimisé», constitué de fils d'acier de 0,22 mm de diamètre et d'un maillage de 1 x 1 mm. Trois essais avec des coques de ciment armé de deux toilinox: l'une noyée au milieu du PMMA, l'autre en périphérie.

Essais de fatigue sur coques

Un essai en sollicitations cycliques s'imposait en raison du phénomène alternatif auquel est soumise une prothèse de hanche lors de la marche.

La caractéristique essentielle de la fatigue est qu'une rupture peut se produire pour des contraintes bien inférieures à celles mesurées lors de tests statiques.

L'essai de fatigue le plus courant est de soumettre l'éprouvette, le matériau étudié, à des cycles d'efforts T périodiques (sinusoïdaux) d'amplitude croissante et de fréquence constante, et de noter le nombre de cycles N au bout duquel se produit la rupture.

La courbe (T , N) obtenue est appelée courbe de Wölher, dont l'allure générale est exponentielle avec une asymptote horizontale: la limite d'endurance: L . Pour toute contrainte inférieure à L , il n'y aura pas de rupture, quel que soit le nombre de cycles appliqué.

Notre ambition était de calculer cette limite d'endurance pour les 4 types de coques étudiées précédemment.

Pour obtenir des courbes de Wölher correctes, il aurait fallu effectuer un grand nombre d'essais et nous avons donc fait appel à une méthode simplifiée: la méthode de Locati pour mesurer la limite d'endurance.

Mais il faut souligner qu'en toute rigueur cette méthode n'est applicable qu'aux matériaux métalliques. C'est la raison pour laquelle nous ne donnerons que sous toutes réserves nos premiers résultats.

Résultats

Etude du couple de descellement

Ils sont résumés dans les tableaux 1 et 2: il n'y a pas de différence statistiquement significative.

Tableau 1. Couple de descellement ciment seul

	Charge (da N)	Couple (da N. m)
Essai 1	57	12
Essai 2	120	25
Essai 3	112	23,5
Moyenne	96,3	20,2

Tableau 2. Couple de descellement ciment armé

	Charge (da N)	Couple (da N. m)
Essai 1	105	21
Essai 2	86	18
Essai 3	122	25
Moyenne	104,3	21,3

Nous avons arrêté les essais après avoir constaté, et ceci était prévisible, que le grillage ne modifiait en rien l'ancrage, et nos efforts se sont portés sur l'étude des propriétés mécaniques proprement dites «du ciment armé».

Tableau 3. Essais de »flexion 3 points«, ciment pur

	F_r (N)	T_r (M Pa)
Essai 1	2000	52,5
Essai 2	1950	51,2

Tableau 4. Essais de »flexion 3 points«, ciment armé

	F_r (N)	T_r (M Pa)
Essai 1	2350	61,7
Essai 2	2200	57,8
Essai 3	1800	47,3

Essais de flexion trois points

Ils sont énumérés dans les tableaux 3 et 4.

La surface de rupture de la plaque N° 3 (armée) présentait de nombreuses bulles d'air expliquant la faible valeur de la force à la rupture F_r .

Si l'on exclut de dernier essai, l'augmentation de la résistance à la flexion a été de 15%.

Essais statiques sur coques

L'analyse du tableau 5 permet de constater que la force à la rupture est augmentée de:

- 105% par l'adjonction d'une toilinox,
- 150% par l'adjonction de 2 toilinox,
- 350% en utilisant un grillage plus épais.

Tableau 5. Résultats des essais statiques sur coques

	Ciment pur		1 Toilinox		Grillage 0,22 mm		2 Toilinox	
	Fr (N)	P (N/mm)	Fr	P	Fr	P	Fr	P
Essai 1	850	1067	2600	2825	5250	6000	2625	2750
Essai 2	1300	1055	2125	2220	4625	6000	2750	2000
Essai 3	1100	1058	1950	2800	–	–	2900	2800
Moyenne	1090	1060	2225	2615	4937	6000	2760	2515

Tableau 6. Essais de fatigue sur coques

	Ciment pur L (N)	Ciment 1 toilinox L (N)	Grillage 0,22 mm L (N)	Ciment 2 toilinox L (N)
Essai 1	1075	1500	1925	1795
Essai 2	975	1225	1725	1750
Essai 3	1125	1550	–	–
Moyenne	1058	1425	1825	1740

L'étude de la pente de la courbe (P) qui traduit la rigidité de l'élément étudié, montre là aussi une différence notable: elle passe de 1060 N/mm à 2615 N/mm avec une toilinox et à 6000 N/mm avec un grillage de 0,22 mm de diamètre.

Essais de fatigue sur coques

A la lecture du tableau 6 les gains obtenus sont respectivement de:

- 35% avec 1 toilinox,
- 70% avec un grillage de 0,22 mm,
- 65% avec l'utilisation de 2 toilinox.

Discussion

Fixer une cupule prothétique dans un cotyle osseux reste une gageure et aucune des techniques actuellement proposées ne permet de résoudre la véritable quadrature du cercle que représente la différence d'élasticité entre l'implant et le cotyle.

Ce dernier a, en effet, un comportement complexe:

– sa structure est composite, de type sandwich comportant une enveloppe d'os cortical et sous-chondral dense, résistant, dont le module de Young est d'environ 6200 MPa et un noyau spongieux moins résistant ($E = 350$ à 1000 MPa).

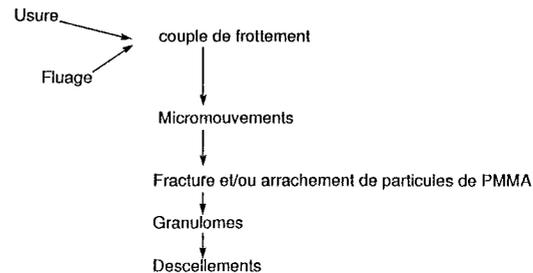
Teinturier [28] et de nombreux autres auteurs [23, 26] ont bien montré la *déformabilité du cotyle sous charge*: les deux cornes, antérieure et postérieure, de la surface articulaire se rapprochent lors de l'appui, augmentent la congruence tête-cotyle en se comportant, selon Frain [6], comme un système répartisseur de pression.

Par la photoélasticimétrie de surface, Teinturier [28] a objectivé *des contraintes en traction au niveau du toit*, en compression longitudinale et en traction transversale au niveau des cornes. Il a par ailleurs pu étudier post mortem un bassin porteur d'une cupule en polyéthylène scellée par du PMMA et retrouver une mobilité des cornes.

Rabishong [23] confirme cette donnée si la cupule est en polyéthylène.

Entre cette structure osseuse, la cupule en polyéthylène ($E = 500$ MPa) et le ciment, plus rigide ($E = 2000$ MPa), les interfaces sont aussi le siège de contraintes en compression et traction.

Walt [30] a montré que la plus grande partie de la couche de ciment travaille en **traction**. Or le PMMA a de bien médiocres propriétés en traction, sa résistance à la rupture étant d'environ

**Fig. 3.** Pathogénie des descellements cotyloïdiens

Comment améliorer la tenue à long terme de nos implants cotyloïdiens?

Plusieurs réponses peuvent être apportées:

– La première est, bien sûr, de supprimer ce ciment si fragile, ce qui est à l'évidence logique pour peu que la conception de la cupule, la morphologie du cotyle et la trophicité de l'os autorisent cet ancrage.

– Ces conditions n'étant pas toujours réunies, il apparaît logique de rechercher l'amélioration de ce ciment, «mal nécessaire». Nous pensons que la rupture du ciment, sa fragmentation, sont à l'ori-

gine de bien des descellements. Nous avons proposé ailleurs [11] un schéma des événements déclenchant le descellement à l'interface os-ciment: (Fig. 3). Nous avons étudié ces granulomes périprothétiques et sur plus de 30 examens anatomo-pathologiques, nous avons toujours retrouvé des particules de PMMA par la technique de Crugnola [4]. Mais il n'a jamais été objectivé de particules de polyéthylène et, contrairement à d'autres auteurs, comme Langlais [14], nous ne pensons pas que les débris d'usure de la cupule puissent être incriminés, du moins à ce niveau. Par contre, l'usure, en augmentant le coefficient de frottement, fait augmenter le couple de descellement.

S'il faut donc, à l'évidence, diminuer ce frottement, il faut aussi améliorer le point faible de la chaîne, à savoir le ciment lui-même.

Schneider [27] en décrivant les sollicitations alternées auxquelles sont soumis l'implant et le ciment, a bien montré qu'elles peuvent être *compensées*, non néfastes, pour peu qu'il y ait *stabilité*, c'est à dire absence d'interposition de tissu fibreux qui se traduirait par un liseré radiologique.

Pour ce faire, il propose deux solutions:

- rigidifier l'ensemble, mais contrairement au fémur, ceci est bien difficile au niveau du cotyle,
- utiliser un implant élastique comme le polyéthylène ($E = 500 \text{ MPa}$) [19] qui pourra se déformer mais devra être ancré par un système répartissant au mieux les contraintes.

Il recommande pour sa part, l'utilisation de l'anneau vissé de Müller, dit anneau de soutien.

Meyrueis [20] n'est pas très éloigné de ces conceptions.

L'armature cotyloïdienne qu'il propose, la «coquille vissée», permet en effet de rigidifier le cotyle et d'améliorer l'ancrage. Par contre, il n'a pas étudié l'amélioration éventuelle de la résistance du composite PMMA-grille multi-perforée.

L'évolution surprenante de nos six cas où avait été employé un grillage «toilinox» nous a amené à soulever deux hypothèses:

- ce grillage améliorerait-il l'ancrage?
- ce grillage améliorerait-il la résistance du PMMA, éviterait-il sa fragmentation et assurerait-il une meilleure répartition des contraintes?

L'étude du couple de descellement s'est avérée bien décevante. Nous avons repris le protocole de Meyrueis [20] en faisant des essais de descellement en rotation.

A la réflexion, l'absence de différence significative était prévisible. Le scellement des cupules dans le cotyle modélisé se fait par pénétration du PMMA dans les pores du bois, phénomène que ne modifie pas le grillage.

Si le ciment armé améliore la tenue à long terme des cupules, ce doit être en raison de ses meilleures qualités mécaniques.

L'étude des propriétés mécaniques du PMMA a été plus fructueuse:

Nous avons commencé par employer des éprouvettes standardisées de PMMA armées ou non, soumises à un effort de flexion 3 points.

L'amélioration a été de 15%.

Nous avons rapidement arrêté ces essais, trop éloignés de la réalité: les plaques étaient trop épaisses (8 mm) ce qui rendait trop faible le pourcentage d'acier armant la section du ciment.

De plus, nous ne testions pas ces plaques dans les conditions proches du «in vivo»: forme en coque du ciment soumise à des efforts de compression et de traction.

- *Les essais statiques sur coques fines* ont par contre été très démonstratifs:

- le fin grillage «toilinox» de 0,1 mm d'épaisseur (maillage: $0,6 \times 0,6 \text{ mm}$) double la résistance à la rupture et rigidifie la coque,

- avec un grillage plus épais, de 0,22 mm d'épaisseur (maillage: $1 \times 1 \text{ mm}$), le gain obtenu est remarquable: la force à la rupture passe de 1090 N à 4337 N, soit 350% d'amélioration.

La pente de la courbe force-déplacement, témoignant de la rigidité, passe de 1060 à 6000 N/mm.

Ce grillage noyé améliore la résistance du PMMA à la traction et, en le rigidifiant, homogénéise les contraintes, évite les pics, les concentrations néfastes.

L'observation des zones de rupture a été instructive: le ciment est beaucoup moins morcelé, moins fragmenté lorsqu'il y a un grillage. Les fissures d'environ 2 mm de largeur autour de la zone d'application de la charge étaient tout à fait caractéristiques de la rupture en traction.

Leur examen à la coupe a montré que les fils du grillage étaient rompus: l'acier avait participé, par l'intermédiaire de son adhérence au ciment, à la reprise des efforts de traction.

La dernière série des essais a été faite sur des coques armées de 2 grillages «toilinox»: l'un noyé en son milieu, l'autre en périphérie. Le gain a été sensible: la force à la rupture a augmenté de 150% par rapport au ciment non armé, de 25% par rapport à la coque armée d'un seul grillage. Cette configuration nous paraissait intéressante car le grillage périphérique pourrait avoir, à côté de son rôle mécanique, un rôle protecteur pour l'os en

évitant la fissuration ou la diffusion des particules de PMMA, comme le ferait un **filtre**. Le même raisonnement est d'ailleurs tenu en technique routière avec les géotextiles.

Des essais de fatigue ont clos ce travail.

Pas assez nombreux, et effectués selon un protocole excluant la cupule en polyéthylène, il ne permettent pas d'être affirmatif.

Les premiers résultats ont corroboré néanmoins les essais statiques: la limite d'endurance a augmenté de façon notable. La résistance dans le temps aux sollicitations en traction auxquelles est soumis le ciment semble donc être améliorée par le «ferraillage».

Ces essais de fatigue méritent d'être poursuivis pour confirmer les premiers résultats. Ils devront prendre en compte le rôle de la cupule en polyéthylène qui se déforme et flue, induisant des pics de contraintes qu'un ciment armé devrait logiquement homogénéiser en permettant leur répartition sur les parois corticales résistantes de l'anneau péripériqué du cotyle.

References

- Burke DW, Gattes EI, Harris WH (1984) Centrifugation as a method of improving tensile and fatigue properties of acrylic bone cement. *J Bone Joint Surg [Am]* 66: 1265–1273
- Charnley J (1979) *Low friction arthroplasty of the hip theory and practice*. Springer, Berlin Heidelberg New York, p 376
- Comtet JJ, Rumelhardt C, Bahuaud J, Moyen B (1978) Etude de la répartition des pressions à la surface de modèles de prothèse totale de hanche, type Mac Kee Farrar. *Rev Chir Orthop* 64 [Suppl II]: 71–79
- Crugnola A, Schiller L, Radin E (1977) Polymeric debris in synovium after total joint replacement: histological identification. *J Bone Joint Surg [Am]* 59: 860–862
- Fernandez-Fairen M, Vasquez JJ (1985) The aging of polymethyl methacrylate bone cement. *Acta Orthop Belgica* 49: 512–520
- Frain P (1983) Hanche normale et prothétique. Un comportement de surface différent. *Rev Chir Orthop* 69: 95–105
- Guerrin A (1975) *Traité du béton armé*. Dunot, Paris
- Gruen TA, Markolf KL, Amstutz HC (1976) Effects of laminations and blood entrapment on the strength of acrylic bone cement. *Clin Orthop* 119: 250–259
- Haas SS, Brauer GM, Dickson G (1975) Characterisation of polymethylmethacrylate bone cement. *J Bone Joint Surg [Am]* 57: 380–391
- Heiple KG, Burstein AH, Gradisar I, Garibag R (1974) Engineering Principles in the reinforcement of methylmethacrylate. *J Bone Joint Surg [Am]* 56: 846
- Kempf JF, Henky P, Disteldorff M, Babin SR, Schvingt E (1986) Devenir à plus de 10 ans d'une série homogène de 467 prothèses totales de hanche de type Charnley Müller. Etude de 167 cas revus. *Rev Chir Orthop* 72: 283–296
- Knoell A, Marwell H, Bechtol C (1975) Graphite fiber reinforced bone cement. *Ann Biomed Eng* 3: 225–229
- Kusy RP (1978) Characterization of self-curing acrylic bone cement. *J Biomed Mater Res* 12: 271–305
- Langlais F (1983) Prothèses articulaires. Facteurs biologiques et mécaniques de tolérance. Cahiers d'enseignement de la SOFCOT, 1983, Conférences d'enseignement 2e série, 15–42. Expansion scientifique Française, Paris
- Le Boiteux H (1973) *La fatigue dans les matériaux*. Ediscience, Paris
- Lee AJC, Ling RSM, Wrighton JD (1973) Some properties of polymethylmethacrylate with reference to its use in orthopaedic surgery. *Clin Orthop* 95: 281–287
- Lee AJC, Ling RSM, Vangala SS (1978) Some clinically relevant variables affecting the mechanical Behaviour of bone cement. *Arch Orthop Traumat Surg* 92: 1–18
- Litchman HM, Richman MH, Warman M, Mitchell J (1978) Improvement of the mechanical properties of polymethylmethacrylate by graphite fiber reinforcement. *Trans Orthop Res Soc* 2: 86
- Lortat-Jacob A (1986) Ciments acryliques. Cahier d'Enseignement de la SOFCOT, N° 25
- Meyrueis JP, Cameli M, Masselot A, Cazenave A, Vian-dier JP (1986) La fixation du cotyle dans les prothèses totales cimentées de hanche. Etude expérimentale. *Rev Chir Orthop* 72 [Suppl II]: 77–80
- Postel M, Kerboul M, Evrard J, Courpied JP (1985) *Arthroplastie totale de hanche*. Springer, Berlin Heidelberg New York Tokyo
- Postel M, Courpied JP (1983) Prothèses totales de hanches cimentées à 10 ans et plus. Conférences d'enseignement de la SOFCOT, Nov. 1983, tome II, n° 19
- Rabischong P, Bonnel F, Asaada P, Micallef J-P (1977) Comportement biomécanique du bassin à l'état normal et avec prothèse totale de hanche. *Rev Chir Orthop* 63 [Suppl II]: 95–99
- Rimnac CM, Wright TM, Mc Gill DL (1986) The effect of centrifugation on the fracture properties of acrylic bone cements. *J Bone Joint Surg [Am]* 68: 281–287
- Saha S, Pal S (1984) Mechanical properties of bone cement. A review. *J Biomed Mater Res* 18: 435–466
- Sedel L, Derethe P, Christel P (1977) Mesure de l'amortissement d'une hanche normale et prothésée. *Rev Chirurg Orthop* 63 [Suppl II]: 100–107
- Schneider R (1985) La biomécanique de la prothèse de hanche. *Acta Orthop Belgica* 49: 512–520
- Teinturier P, Teiver S, Jaramillo CV, Besse JP (1984) La biomécanique du cotyle. *Rev Chir Orthop* 70: [Suppl II]: 41–46
- Vasu R, Carter D, Harris W (1989) Stress distribution in the acetabular region. *J Biomechanics* 15: 155–164
- Walt MJ, Hoeltzel DA, Kyle RF, Merkow RL, Simon FD (1983) The effect of femoral head size on the deformation of ultra high molecular weight polyethylene acetabular cup. *Orthop Transact* 7: 266
- Willert HG, Semlitsch M (1976) Tissue reactions to plastic and metallic wear products of joint endoprostheses. Total hip prosthesis by N. Gschwend and H. H. Debrunner. Huber, Bern Stuttgart Vienna, p 328
- Willert HG, Muller K, Semlitsch H (1979) The morphology of polymethylmethacrylate (PMMA) bone cement. *Arch Orthop Traumat Surg* 94: 265–292