République Algérienne Démocratique et Populaire
Ministère de l'enseignement supérieur et de la recherche scientifique
---

UNIVERSITE DJILLALI LIABES
SIDI BEL-ABBES
FACULTE DES SCIENCES DE L'INGENIEUR
Département de Génie mécanique

Mémoire pour l'obtention du diplôme de magister

Option : Mécanique des matériaux

Présenté par :

Mr. SALAH Hichem

Analyse de la distribution des contraintes dans les prothèses totales de hanche type:

« CMK3 » & « BM3 »

Devant la commission d'examen :

Président :		
Mr. BOUALEM SERIER	Professeur	Université de Sidi Bel-Abbés
Directeur de mémoire :		
Mr. BACHIR BOUIADJRA	Professeur	Université de Sidi Bel-Abbés
Examinateurs :		
Mr. BENBAREK SMAIL	Maître de conférence	Université de Sidi Bel-Abbés
Mr. MADANI KOUIDER	Maître de conférence	Université de Sidi Bel-Abbés

Année universitaire : 2012 / 2013

Remerciements

Ce travail a été réalisé au laboratoire de Mécanique Physique des Matériaux LMPM de l'université Djillali Liabes de Sidi Bel-Abbes.

A l'échéance de ce travaille, je dois en premier remercier notre Dieu, qui ma permis d'obtenir un telle niveau de savoir.

Je tiens à exprimer tout ma reconnaissance à Monsieur BOUZIANE MOHAMED MOKHTAR, maitre de conférences à l'université de sidi Bel-Abbès, pour la confiance qu'il ma donné tout le long de ce travaille, et n'avoir cessé à m'encourager et me remettre sur pied à chaque difficulté.

Je remercie mon directeur de thèse, Monsieur BELABBES BACHIR-BOUIDJRA Professeur à l'université DJILLALI LIABBES de sidi Bel-Abbès de m'avoir proposé un thème aussi intéressant, pour ces conseilles, et d'avoir mis à ma disposition tout les moyens nécessaires afin d'accomplir ce travaille.

J'exprime ma reconnaissance à Monsieur BOUALEM SERIER, Professeur à l'université DJILLALI LIABBES de sidi Bel-Abbès et Directeur du laboratoire LMPM, qui a bien voulu présider le jury, ainsi à Monsieur BENBAREK SMAIL, Maître de conférence à l'université de sidi Bel-Abbès et Monsieur MADANI KOUIDER, Maître de conférence à l'université de sidi Bel-Abbès qui a accepté d'examiner ce travaille.

Mes remerciements s'adressent également à tout ceux qui mon encouragé tout le long de ce travaille, ainsi que tout les membres de laboratoire de recherche.

Introduction générale :

Le terme prothèse désigne le remplacement ou la consolidation d'un membre, d'une partie de membre ou d'un organe par un appareillage approprié mais aussi le dispositif qui est implanté dans l'organisme pour suppléer un organe défaillant ou manquant permettant de restaurer une fonction qui est compromise.

La spécialité chirurgicale qui se consacre à la mise en place des prothèses a pour but de remplacer un organe ou un membre en partie ou en totalité, grâce à un appareil qui reproduit leurs formes et assure les mêmes services dans la mesure du possible (exemple : prothèse de hanche, dentaire…..).

La prothèse totale de hanche est l'une des prothèses qui fonctionne le mieux et qui est le plus souvent employé en orthopédie. Son but est de remplacer une articulation défaillante c'est-à-dire usée par le temps (arthrose de hanche). Elle est constituée d'une pièce métallique qui est destinée à être implantée à l'intérieur du fémur, d'une pièce plastique destinée à être implantée dans le bassin plus précisément dans le cotyle, c'est-à-dire l'orifice qui habituellement reçoit la tête du fémur et qui est situé dans l'aile iliaque (sur les côtés du bassin). Il s'agit le plus souvent d'une cupule métallique destinée à recevoir une cupule en plastique qui elle-même est destinée à recevoir la tête, plus précisément la nouvelle tête synthétique en plastique, en métal ou en céramique qui a été implantée dans le fémur.

Les dégradations de cartilages ou les casses osseuses peuvent être les conséquences d’accidents, de maladies telle l’ostéoporose, d’arthrite, ou simplement du vieillissement des tissus biologiques avec l’âge. Si ces dégradations ont lieu au niveau d’une articulation, elles peuvent entrainer une perte des fonctions motrices. Par conséquent, l’implantation d’une prothèse orthopédique lors d’une intervention chirurgicale peut se révéler nécessaire. Du au vieillissement global de la population, le marché mondial de l’orthopédie est en constante augmentation, représentant un cout de quelques milliards d’euros. Le marché des prothèses totales de hanche compte pour environ la moitié de ces dépenses.

La prothèse totale de hanche de type Charnley, développée dans les années 1960 et avec une durée d'implantation d'une dizaine d'années, elle est toujours considérée comme la référence mondiale. Ses deux principaux éléments sont la tête et la cupule, qui assurent la fonctionnalité de l'articulation. Les premiers matériaux utilisés ont été l'acier inoxydable pour la tête et le polyéthylène pour la cupule, ils sont encore largement employés aujourd'hui. D'autres biomatériaux prometteurs ont vu le jour dans les années 1970 et 1980 : les biocéramiques. Ces dernières présentent des propriétés mécaniques et tribologiques supérieures, ainsi qu'une légèreté et une biocompatibilité jamais atteintes auparavant, leur unique désavantage résidant dans leur relative fragilité, pouvant entrainer des ruptures quasi imprévisibles et bien entendu catastrophiques pour le patient. En parallèle avec les développements de nouveaux biomatériaux, de nombreuses études ont été menées afin d'étudier la biomécanique de diverses activités constituant le quotidien des patients, ceci afin de quantifier les forces agissant au niveau des articulations. Ainsi, il a été démontré que les articulations subissent des chocs à chaque contact du talon avec le sol, générant des forces qui peuvent aller jusqu'à sept fois le poids du corps lors de la descente rapide d'escaliers. De plus, dans certaines conditions, la tête, normalement parfaitement encastrée dans la cupule, peut se séparer de celle-ci, et donc venir l'impacter lors du choc. Ce phénomène, appelé décoaptation, peut avoir des conséquences importantes sur la dégradation des éléments de la prothèse, et en particulier si elle est en biocéramique et donc sensible à ce type de sollicitations.

La fixation de la prothèse est assurée par un ciment appelé PMMA (Polymé-thyleméthacrylate), un polymère qui e solidifie en quelques minutes. La charge supportée par la prothèse va ce transmettre à l'os par l'intermédiaire de ce polymère ; ce dernier est donc sollicité mécaniquement. Par ca nature fragile et ses faibles propriétés, le ciment est le maillon faible de la chaine de transfert de charge implant-ciment-os, le ciment et le premier élément a qui en suppose le plus de risque de ce produire des microfissures, lesquelles avec le temps devienne plus grandes par fatigue, et engendrent la rupture du ciment et la mobilité de l'implant à l'intérieur de l'os, ce qui ce traduit par la fracture du bassin chez le patient.

Le ciment en chirurgie arthroplastique est un matériau performant mais imparfait. Dans l'état actuel des recherches fondamentales sont menées pour l'amélioration de ces propriétés tiennent plus à son mode d'utilisation en salle d'opération qu'à des modifications intrinsèques. La répartition du ciment est aussi importante que celle de choix de l'implant. Ce sont les seuls moyens efficaces pour améliorer les résultats à long terme des arthroplasties avant qu'ils ne soient commercialisés de nouveaux matériaux moins fragiles, mieux tolérés et sans risques d'effet secondaires.

La modélisation numérique par la méthode des éléments finis nous permet un gain appréciable de temps, d'information et de détails sur les phénomènes mécaniques (contraintes, déformation, transfert de charges, facteurs d'intensité de contraintes …etc.) sur les composantes de la prothèse totale de hanche. Notre travaille s'inscrit sur ce contexte et porte sur l'analyse par la méthode des éléments finis, pour la distribution tridimensionnelle des contraintes de Von Mises dans les trois éléments de la prothèse totale de hanche (implant, ciment, os) pour chacune des prothèse de types (CMK3 et BM3).

Ce travaille ce compose de quatre chapitres :

- Le premier chapitre c'est des définitions de base et des généralités sur les prothèses totales de hanche ainsi les indications et les contre-indications de l'arthroplastie de la PTH.
- Le deuxième chapitre porte étude sur le ciment orthopédique : ca composition et c'est propriété chimique et mécanique.
- Le troisième chapitre porte sur les résultats de l'analyse par la méthode des éléments finis de la distribution des contraintes dans les trois éléments (implant, ciment, os) pour la prothèse totale de hanche de type CMK3.
- Le quatrième chapitre porte sur les résultats de l'analyse par la méthode des éléments finis de la distribution des contraintes dans les trois éléments (implant, ciment, os) pour la prothèse totale de hanche de type BM3.

I.1. Introduction

L’arthroplastie totale de la hanche est une intervention de remplacement d’une articulation biologique (vivante) par une prothèse. Son efficacité dépend de la qualité de la reconstruction, de l’architecture, de la mécanique de la hanche ; de l’intégrité et l’équilibre musculaire. Autrefois "prothèse" désignait un appareillage complexe fait de tige métallique et de lanières de cuir. Le mot "prothèse" désigne un mécanisme ou un objet implanté à l’intérieur du corps humain (une prothèse dentaire, une prothèse vasculaire, une valve cardiaque). Cette prothèse est destinée à remplacer et restaurer une fonction mécanique défectueuse dans l’organisme.

La prothèse en chirurgie arthroplastique vise le plus souvent à remplacer des articulations (hanche, genou, épaule), parfois des tendons ou ligaments.

Une prothèse totale de hanche(PTH) remplace l’articulation du bassin, elle se compose de deux parties :

- Une pièce remplace le "cotyle" situé sur le bassin.
- Une autre pièce remplace la partie de l’articulation constituée par l’extrémité supérieure du fémur.

Les deux pièces sont complémentaires, mais elles ne tiennent, emboîtées l’une à l’autre que grâce au tonus musculaire; l’articulation ne fonctionne que grâce à l’action des différents muscles qui sont autour de la hanche.

L’intervention est destinée à des patients qui souffrent de la hanche. L’atteinte de cette articulation se traduit par des douleurs invalidantes, siégeant au niveau de l’aine et descendant souvent jusqu’au genou ; ces douleurs s’accompagnent d’une diminution de la mobilité de la hanche. Cette situation résulte d’une "usure" de l’articulation : c’est l’arthrose, celle-ci peut survenir pour de multiples raisons (défaut d’architecture de la hanche, séquelles de traumatismes, …etc.)

Une prothèse de hanche ne sera proposée qu'à un patient susceptible de pouvoir profiter de cette intervention. Il faut donc être certain que :

- Le patient sera capable de marcher à nouveau après l'intervention.
- Le patient est en état de supporter l'intervention.

La fixation de cette pièce est assurée par un ciment appelé PMMA (polyméthyleméthacrylate), un polymère qui se solidifie en quelques minutes. La charge supportée par la prothèse va se transmettre à l'os par l'intermédiaire de ce polymère; ce dernier est donc sollicité mécaniquement par sa nature fragile et par ces faibles propriétés mécaniques, le ciment est le maillon faible de la chaîne de transfert de charge implant-ciment-os.

I.2. Définitions de base

I.2.1. La Biomécanique :

La biomécanique est une discipline de la bio-ingénierie, ayant pour but l'application des principes de l'ingénierie et des procédures de conception à la médecine.

La biomécanique considère le squelette et les muscles du corps humain comme une structure mécanique capable de subir certains déplacements. Elle comporte l'analyse de la démarche humaine et l'étude des contraintes subies par les tissus et les os au cours des accidents. L'ingénierie biomécanique s'intéresse également à la circulation sanguine, aux mécanismes de la respiration, et aux échanges d'énergie dans l'organisme.

Le domaine d'application s'étend du développement des ceintures de sécurité des automobiles à la conception et à la fabrication des machines cœur-poumon. Un des premiers développements a été le poumon d'acier (un dispositif permettant la respiration artificielle).

L'ingénierie biomécanique a permis aussi de jeter les bases des études sur les implants et les membres artificiels. Les prothèses de bras, par exemple, actionnées par un petit

moteur électrique et commandées par les signaux bioélectriques musculaires ont donné aux enfants nés sans bras une apparence proche de la normale et une mobilité suffisante pour assurer leur insertion sociale et professionnelle.

I.2.2. Les Prothèses Orthopédiques :

La prothèse orthopédique est un dispositif mécanique adapté de manière à reproduire la forme et autant que possible la fonction d'un membre perdu ou absent. Le remplacement du membre par un substitut artificiel est réalisé par un chirurgien spécialisé.

I.2.3. Présentation de la prothèse totale de hanche (cimenté) :

Une PTH est un mécanisme implanté à l'intérieur du corps humain pour remplacer l'articulation défectueuse de la hanche. Elle ce compose d'une tige métallique (l'implant) scellé à l'intérieur de l'os grâce au ciment orthopédique et le cotyle prothétique (demi sphère creuse) qui se fixe sur le cotyle osseuse. Figure.I.1

La tête sphérique qui s'articule avec la cupule est placée sur le col de la tige fémorale. Les composants articulaires sont constitués d'une tête sphérique en céramique ou en métal s'articulant avec une cupule en polyéthylène. Cette cupule peut aussi être fabriquée entièrement en céramique ou en métal.

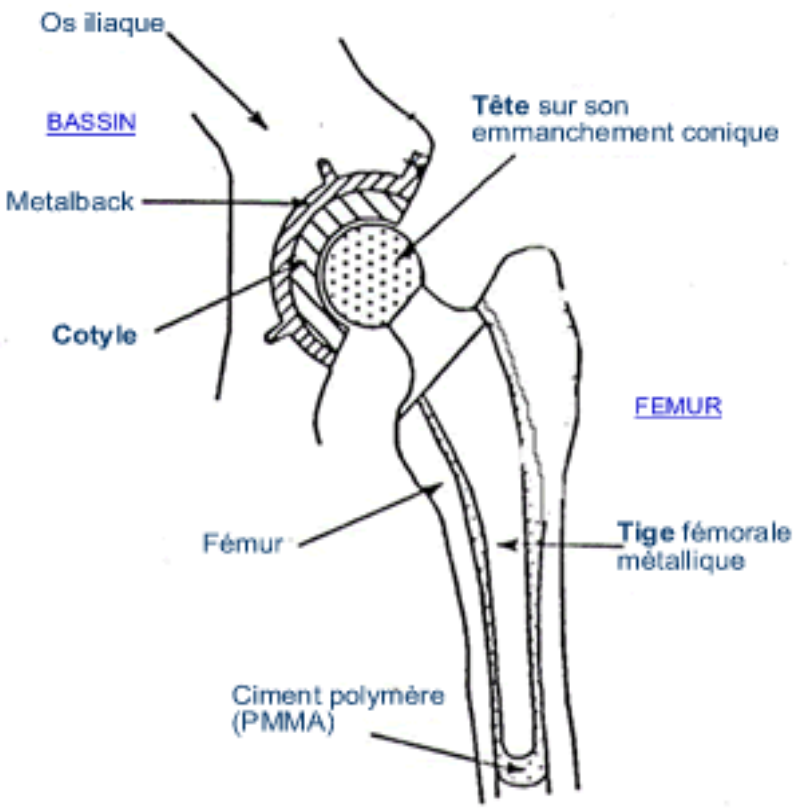


Figure I.1 : présentation schématique d'une PTH

I.2.4. Mise en œuvre :

Le design et les matériaux utilisés ont fortement évolué depuis les années 1950, et ces notamment grâce aux nombreuses études biomécaniques de la dynamique des articulations en particulier lors de la déambulation. Les études cadavériques ont, quant à elles, amené des informations utiles au design des PTH mais elles ne suffisaient pas à expliquer les problèmes rencontrés. De nos jours, une PTH classique se compose de quatre éléments (Figure I.2)

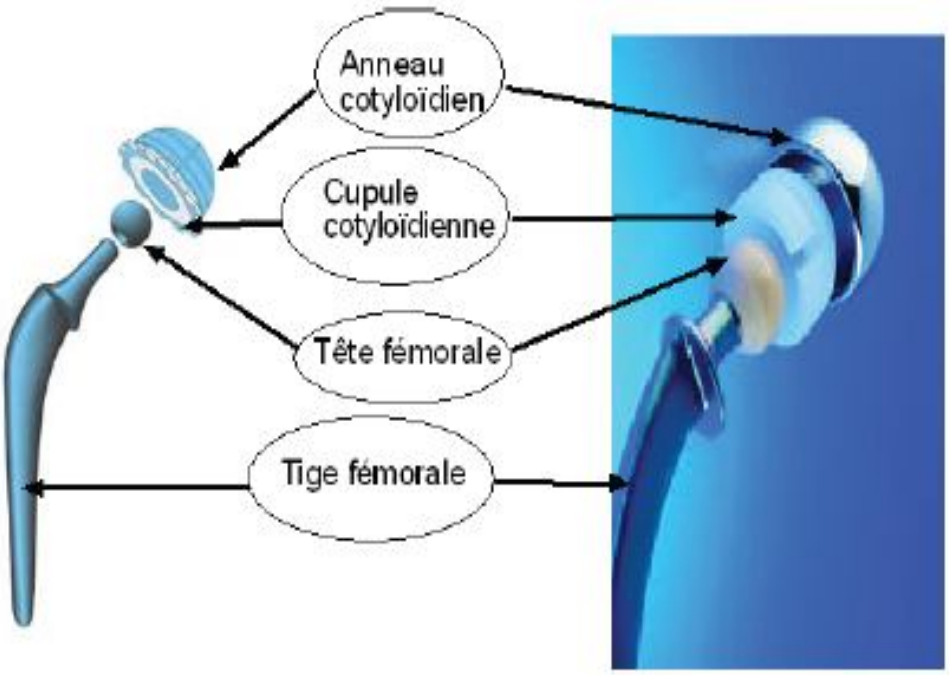


Figure I.2 : Eléments constituant une prothèse totale de hanche.

- l'anneau cotyloïdien, en alliage métallique, est fixé dans l'os iliaque du bassin grâce à des vis. Cette fixation peut être assurée par un ajout de ciment chirurgical entre l'os et l'anneau. Il permet l'insertion de la cupule cotyloïdienne qui remplacera l'articulation coxo-fémorale déficiente. Il peut être lisse lorsqu'il est cimenté ou encore rugueux et même strié lorsqu'il est inséré directement au contact de l'os.
- la cupule cotyloïdienne peut être seule insérée dans l'os iliaque si elle est en métal ou en céramique. A l'heure actuelle, elle est principalement réalisée en polyéthylène à très haut poids moléculaire, UHMWPE : Ultra High Molecular Weight PolyEthylene. Cette pièce est d'une importance capitale car elle est impliquée dans le couple de frottement le plus sollicité.
- la tête fémorale prothétique est fixée grâce à un assemblage conique à la tige fémorale. Elle remplace la tête fémorale naturelle et joue le rôle de rotule. Elle est fabriquée en céramique ou en métal. Le principe de modularité permet d'associer une tête sphérique en céramique et une tige fémorale métallique. Etant donné que le frottement le plus important se produit entre la tête fémorale et la cupule, ce principe permet de remplacer uniquement la partie supérieure

de la prothèse en cas de dégradation de cette partie. L'explantation de la tige fémorale de l'os est alors évitée. Cette action est, en effet, une opération traumatisante pour le patient.

- la tige fémorale est insérée dans le canal médullaire du fémur. Elle est fabriquée en métal, acier inoxydable, alliage de titane ou de cobalt-chrome. Soit elle est insérée directement dans le fémur, soit elle est insérée avec un ciment chirurgical, à base de PMMA, Figure I.3, [12]. D'après [12], la porosité du ciment permet une bonne ostéointégration.

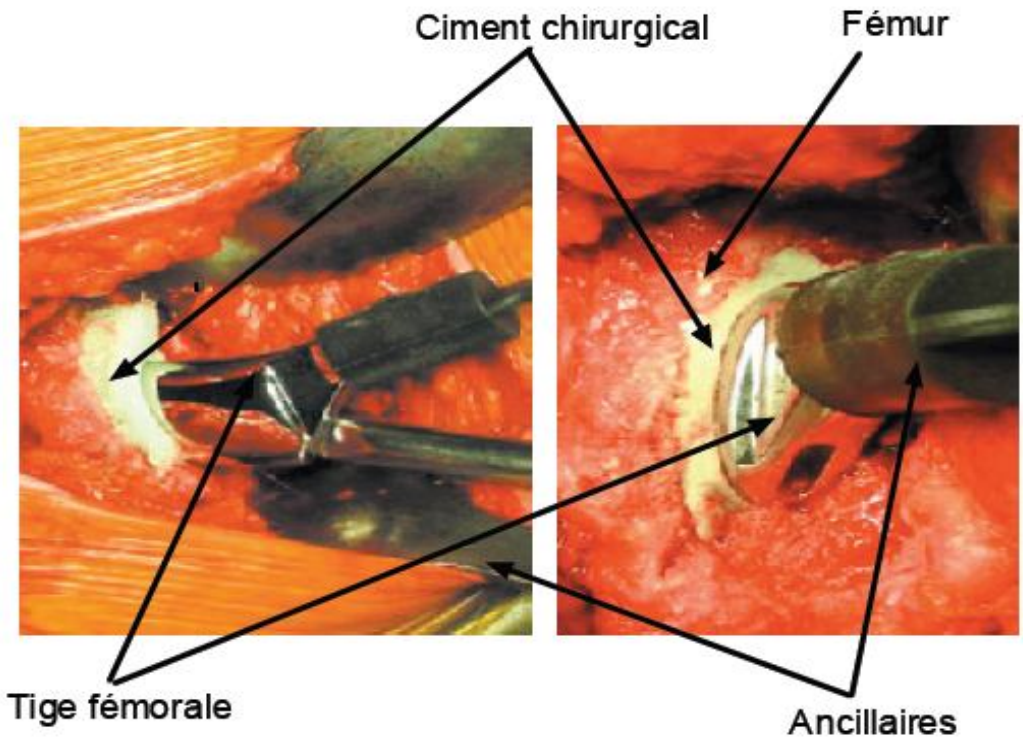


Figure I.3 : Implantation d'une prothèse totale de hanche cimentée.
Photos prises lors d'une opération chirurgicale

I.3. Différents types de. Prothèses totales de hanche :

Tous les patients ne présentent pas la même morphologie de l'articulation coxo-fémorale, n'ont pas le même âge ni la même qualité osseuse et n'ont pas la même attente de leur PTH. Ainsi, le choix du type d'implant devra tenir compte de l'ensemble de ces facteurs.

I.3.1. Prothèse totale de hanche classique :

La PTH classique comporte un implant fémoral, la tige, et un implant acétabulaire, la cupule. La tige est munie d'un cône morse coiffé d'une tête sphérique. La cupule présente une surface en contact avec l'os de cotyle et une surface en contact avec la tête prothétique.

Les tiges fémorales sont divisées en tiges cimentées et non cimentées. Ceci caractérise leur ancrage dans le fût fémoral. L'ancrage définitif résulte de l'intégration osseuse ou ostéointégration de la surface pour les prothèses non cimentées, ou par comblement de l'espace entre la tige et l'os par un ciment en polyméthylméthacrylate.

Le choix entre une tige cimentée et une tige non cimentée se fait en fonction de l'âge du patient, de la morphologie de son fût fémoral, de la qualité osseuse mais aussi selon la formation et les habitudes du chirurgien. Il n'existe pas, à ce jour dans la littérature, de consensus clair quant aux avantages de l'une ou de l'autre des méthodes d'ancrage du composant fémoral.

Les cupules sont disponibles en versions cimentées et non cimentées. De nombreux travaux montrent qu'il est préférable d'opter pour une version non cimentée lorsque la qualité osseuse du cotyle le permet [46]. Les cupules non cimentées obtiennent leur tenue primaire par l'effet press-fit au contact étroit avec des surfaces osseuses. La tenue secondaire est obtenue plus tardivement par une ostéointégration de la surface métallique poreuse.

a. Diamètre de la tête prothétique :

Le diamètre des têtes prothétiques peut varier entre 22 et 50 mm ou plus. En effet, les frottements tête-cupule engendrent une usure des composants. La durée de vie des prothèses de hanche de première génération était limitée par l'accumulation des débris de polyéthylène produits par la friction à l'interface. Ces débris microscopiques responsables de phénomènes inflammatoires engendrent une ostéolyse périprothétique en stimulant les ostéoclastes, ce qui aboutit au descellement des implants. Certains auteurs, souhaitant limiter l'usure et la friction, optaient pour des têtes à petit diamètre (22 mm). John Charnley, pionnier de l'arthroplastie prothétique, parvenait à réduire ainsi le volume de débris. [47] D'autres auteurs, comme Maurice Mueller, voulaient surtout éviter la luxation et préconisaient des têtes à plus grand diamètre (32 mm) augmentant ainsi la stabilité de la prothèse. [48]

b. Couples de frottement :

L'interface tête-cupule constitue un couple de frottement qui fait l'objet de nombreuses recherches et développements. Il constitue à lui seul une science appelée «tribologie», ou science de l'étude des frottements. Ici encore, plusieurs facteurs entrent en ligne de compte : la nature des surfaces articulaires, métalliques, céramiques, plastiques, etc. On distingue deux grandes familles de couples de friction, en fonction des interfaces présentes : les couples dur-mou et les couples dur-dur.

Couples de frottement «dur-mou» ou «dur-dur» :

Les couples métal- ou céramique-polyéthylène «dur-mou»

Deux avancées majeures dans ce domaine ont contribué à augmenter très significativement l'espérance de vie de ces implants. Premièrement, l'apparition de têtes prothétiques en céramique, dont la surface est exempte d'aspérités contrairement aux têtes en acier utilisées auparavant, a permis de diviser par deux le taux d'usure du polyéthylène. Deuxièmement, les premiers polyéthylènes, à bas poids moléculaire, étaient peu résistants à l'usure. Aujourd'hui les nouveaux polyéthylènes à haut poids moléculaire sont plus durables car résistants à l'usure. Le diamètre des têtes a ainsi pu être augmenté réduisant le risque de luxation, tout en préservant la durée de vie des implants.

Les couples «dur-dur» :

Certains précurseurs, conscients des problèmes liés à l'usure du polyéthylène, avaient proposé il y a plus de 40 ans des prothèses possédant une interface métal-métal. Ces systèmes nécessitaient des technologies métallurgiques et d'usinage non maitrisées à l'époque, d'où la mise en sommeil de ces solutions. La solution métal-métal a refait surface dans les années 90 et est proposée par de nombreux fabricants. Ce couple, résistant à l'usure, produit peu de débris particulaires ce qui réduit le taux de descellement par le mécanisme de l'ostéolyse. En revanche, il a le désavantage de produire une quantité non négligeable d'ions métalliques circulants dont les effets ne sont pas encore entièrement éclaircis à ce jour. Parallèlement sont apparus des couples céramique-céramique, dont les problèmes technologiques de manufacture ont été résolus, permettant de réduire encore plus l'usure et la friction. Le risque de fracture de ces implants céramique-céramique ainsi qu'un taux non négligeable de grincements audibles à la marche, appelés squeaking, incitent toutefois encore à la prudence.

I.3.4. Prothèses de resurfaçage :

Les premiers succès avec les couples métal-métal ont permis d'envisager l'augmentation progressive du diamètre des têtes prothétiques, jusqu'à atteindre les dimensions anatomiques de la tête fémorale. On pouvait ainsi renoncer à la tige fémorale et se contenter de «chemiser» la tête fémorale dont on avait retiré par fraisage, le cartilage malade. La dimension anatomique de ces têtes prothétiques permettait de réduire quasi à néant le risque de luxation. L'idée de «resurfacer» au lieu de «prothéser» la hanche constituait pour le patient une solution évidemment attrayante.

Après les premières années de rapports et de communications encourageants, les résultats publiés de l'arthroplastie de resurfaçage se sont toutefois avérés moins bons que ceux des arthroplasties conventionnelles.

I.4. Historique de la prothèse :

Les membres artificiels ont été utilisés dès l'Antiquité. En 1885, un spécimen a été découvert dans une tombe de Capoue, en Italie, avec d'autres restes datant de 300 av. J.-C. La célèbre main artificielle construite en 1509 pour le chevalier allemand Gőtz Von Berlichingen, surnommé Gőtz à la Main de fer, pesait environ 1,4 kg et possédait des doigts articulés dont la disposition permettait de tenir un sabre ou une lance. Cette main, toujours fonctionnelle, se trouve au musée de Nuremberg. Au début du XIXe siècle, un prothésiste allemand fabriqua une main artificielle munie de doigts qui se pliaient et se tendaient seuls et pouvaient même se fermer pour tenir des objets légers comme un crayon, un mouchoir ou un chapeau. En 1851, un prothésiste français inventa un bras artificiel équipé d'une main en bois, attaché à un manchon en cuir qui enserrait le moignon. Les doigts étaient à demi fermés, le pouce pivotait sur un clou et pouvait s'appuyer fermement contre les autres doigts grâce à une bande de caoutchouc épaisse et invisible ; un mécanisme fixé à l'épaule opposée permettait d'actionner le pouce. Le même inventeur mit au point une jambe de bois qui tentait de reproduire une allure naturelle et permettait d'allonger le pas.

I.4.1. Evolution de la prothèse :

La fabrication des prothèses est véritablement devenue une science à la suite des mutilations occasionnées par les différentes guerres qui ont marqué le XXe siècle. Les jambes artificielles articulées au genou et à la cheville ainsi que des prothèses de hanche ont été capable de redonner une mobilité et une démarche pratiquement normale aux soldats mutilés.

Au fil des années, l'avancée technologique et l'utilisation d'alliage de métaux ont permit de fabriquer des membres artificiels à la fois légers et résistants. Les polymères synthétiques par exemple, qui sont maintenant utilisés, donnent une apparence naturelle au matériau qui recouvre certaines prothèses.

I.4.2. La Prothèse totale de hanche :

D'une manière générale, une PTH est composée de deux parties principales : Une tige fémorale coiffée d'une boule qui s'articule dans la cupule acétabulaire qui est hémisphérique

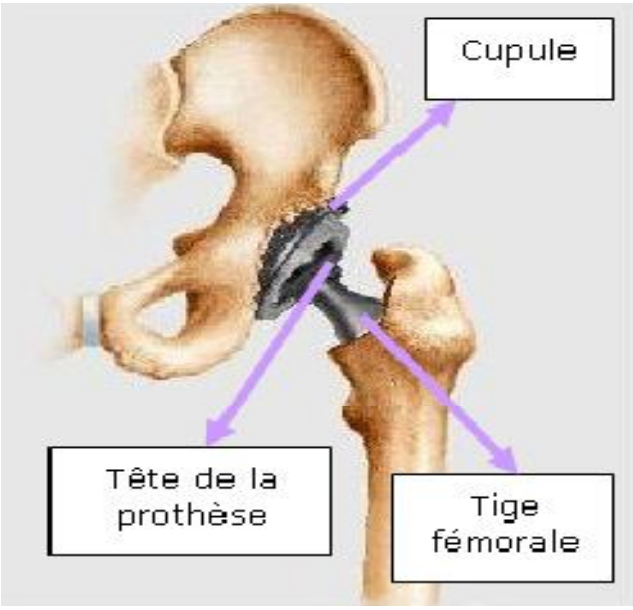


Figure I.4 : Prothèse Totale de Hanche

Il existe de nombreux modèles de PTH, ceux-ci diffèrent selon leur mode de fixation, la nature des surfaces de frottement, la taille de la tête fémorale prothétique. Ainsi qu'a

leurs mode de fixation (cimenté ou non cimenté). Le ciment servant à fixer la tige de la prothèse dans le fémur.

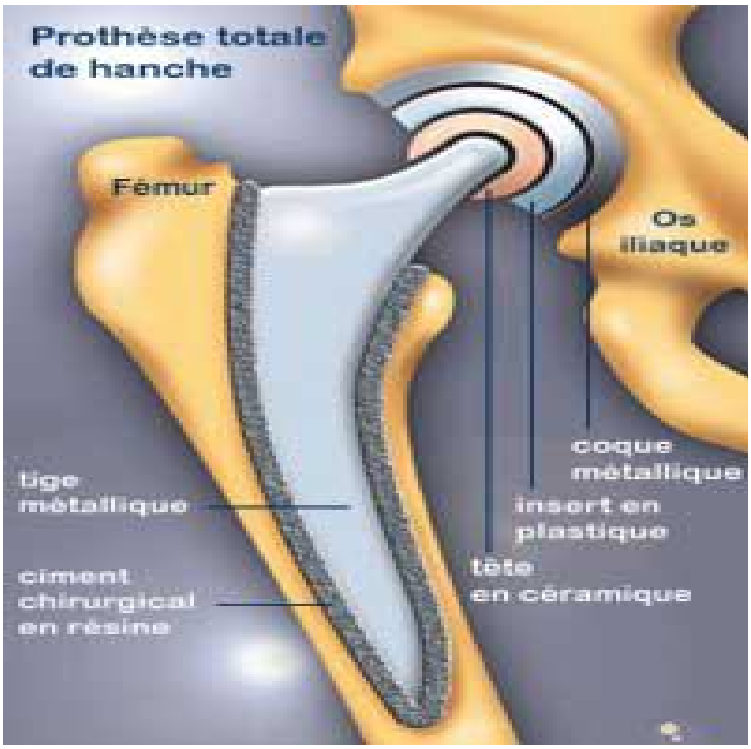


Figure I.5 : Prothèse totale de hanche cimentée

Le type de prothèse le plus fréquent est la prothèse cimentée dans sa cavité.

Plus récemment, quelques chirurgiens ont commencé à utiliser des implants non cimentés pour positionner la cupule (le ciment dont il est question ici n'a évidemment rien à voir avec celui employé pour construire les maisons, il s'agit d'une colle particulièrement efficace qui permet de maintenir les éléments constituant la prothèse). [13]

Lorsque la douleur, la boiterie, constituent un handicap qui devient rebelle et invalidant, la mise en place d'une prothèse de hanche permet de corriger pratiquement tous ces symptômes et, le plus souvent, de donner un résultat spectaculaire.

I.4.3. Historique de la prothèse totale de hanche :

a- À l’origine :

Au début du XXe siècle, les chirurgiens orthopédistes sont confrontés à deux types d’atteinte de la hanche: l’arthrose et la fracture du col du fémur. Les conséquences de l’arthrose sont connues. Avec l’usure, du cartilage disparaît, ce précieux revêtement qui permet le glissement harmonieux de la tête du fémur à l’intérieur de la cavité cotyloïdienne. Pour remplacer le cartilage perdu, de nombreux matériaux sont interposés entre la tête du fémur et le cotyle : plâtre, buis, caoutchouc, plomb, zinc, cuivre, or, argent ou fragment de vessie de porc ….

Si Thomas Gluck en 1890 a confectionné la première prothèse totale de hanche faite d’une tête fémorale et d’une cupule en ivoire articulées entre elles et fixées à l’os par un ciment de sa composition, fait de colophane, de poudre de pierre ponce et de plâtre, il faut attendre pas moins de 60 ans après de multiples tentatives pour vivre la révolution dans laquelle nous sommes aujourd’hui. C'est le professeur John Charnley [1] qui est à l'origine de cette dernière dans le domaine de la prothèse de la hanche.

Son concept s'appuie sur plusieurs principes complémentaires et totalement innovants

- nouveaux matériaux,
- fixation au ciment,
- nouvelle taille de tête prothétique,
- cotyle en polyéthylène.

La prothèse de Charnley sera donc cimentée avec une petite tête métallique de 22 mm roulant dans une cotyle en polyéthylène.

Un nouveau problème se présenta chez les patients opérés : les petites têtes fémorales se luxaient plus fréquemment. Charnley essaya de changer sa voie d'abord chirurgicale et proposa une solution : la trochantérotomie. Cette voie d’abord a aussi été décrite par Harris [2] Elle nécessitait une incision latérale, ainsi qu'une section du grand trochanter pour dégager l’articulation tout en préservant l’intégralité du muscle le plus important dans l’équilibre sagittal, le moyen fessier. Le grand trochanter devra

être cerclé avec des fils métalliques en fin d'intervention ce qui devait retendre les muscles fessiers, éléments stabilisateurs de la hanche.

Cette technique permettait de réduire grandement les risques de luxation avec une reprise de l'appui du côté opéré cinq semaines après l'opération.

Charnley proposa donc au monde orthopédique une triple solution au problème posé

- la première était une baisse de friction et donc un faible taux d'usure par roulement d'une tête métallique de petit diamètre dans un cotyle épais en plastique polyéthylène,
- la seconde solution est une fixation des composants par un ciment acrylique,
- la dernière est la voie d'abord : la section du grand trochanter pour retendre les muscles fessiers et diminuer les risques de luxation due au petit diamètre de la tête fémorale prothétique

Ce trépied établissait un juste équilibre entre les trois risques : usure, descellement et luxation.

En France, Merle d'Aubigné participa à la diffusion de ce type de prothèse à l'Hôpital Cochin où elles sont toujours posées aujourd'hui par la même voie d'abord : la trochantérotomie. Ainsi, Charnley, Harris et bien d'autres vont faire évoluer les modèles prothétiques et les techniques opératoires.[3-6]

Cependant certains éléments vont progressivement modifier l'utilisation systématique du ciment. Les patients ont changé. Il devient de moins en moins admissible de souffrir d'une maladie de la hanche et les opérés sont de plus en plus jeunes. Le travail demandé à l'articulation artificielle est de plus en plus proche d'une articulation normale avec reprise d'activité en force voire sportive. Durant cette période la technique proposée par Charnley est telle que les initiatives pour s'en éloigner sont peu nombreuses.

Deux axes de recherches s'offrent à ces chirurgiens : l'exploration de nouveaux types de fixation plus performants que le ciment et celui d'un nouveau couple de friction : le

couple céramique-céramique. Durant cette décennie ce couple prometteur est imaginé et adapté par un seul chirurgien, véritable précurseur, le français Boutin de Pau.

Entre 1970 et 1980 différentes propositions de fixation de la tige fémorale sans ciment voient le jour : par Judet (1971) et Lord (1974) en France; Engh aux États-Unis (1977); Zweimüller en Autriche (1979) A Paris, le Professeur Lord propose, en 1974, sa prothèse madréporique qui ressemble au corail vivant : le madrépore. Sa surface est composée de billes de 1 mm. Malheureusement cette tige présente plusieurs inconvénients : difficultés d'extraction majeures et mauvaise adaptation à long terme os-prothèse. Nous en rencontrerons au cours de ce travail.

En 1979 Zweimüller présente à Vienne une prothèse fémorale dont la particularité est sa forme pyramidale à section rectangulaire. Le principe de fixation est l'autoblocage cortical.

La tige en titane présente une rugosité de 3 à 5 microns ce qui améliore la fixation primaire sur l'os. Après 25 ans de recul cette tige sans ciment donne d'excellents résultats à très long terme et est toujours abondamment posée.

Les techniques de fixation sans ciment se développent. La tige fémorale a une surface traitée qui permet son intégration à l'os. La solution choisie pour le cotyle est celle d'une coquille métallique impactée dans l'os spongieux : le « metal back ». Comme pour le fémur, sa surface extérieure est traitée par des minis reliefs qui permettent son intégration à l'os du bassin. Les surfaces de la tige et du cotyle prothétique sont volontiers recouvertes d'un composant primaire de l'os : l'hydroxyapatite. Ce fin revêtement accélère l'intégration des pièces métalliques.

De nouveaux couples de friction apparaissent. Le couple céramique-céramique prend son essor. La tête fémorale est fixée sur un cône morse, le cotyle est enchâssé dans une coque « métal back ». Un autre couple réapparaît depuis quelques années : le métal-métal. En effet grâce aux progrès d'usinage l'usure de ce couple est maintenant très faible. Avec la bonne résolution des problèmes liés à l'implant, certains chirurgiens s'intéressent à l'évolution de la voie d'abord. Les voies mini invasives par

mini incision sont été décrites par voie postérieure ou par voie antérieure. Elles ont un avantage esthétique et surtout fonctionnel car elles épargnent les muscles de la hanche.

Une nouvelle dimension est donnée au respect de l'architecture de la hanche naturelle (notion d'offset). Le choix de la prothèse se fait sur des calques (planification préopératoire) à la fois en longueur mais aussi en largeur. Ces implants s'adaptent à l'anatomie du patient afin de conserver les tensions musculaires inchangées.

Aujourd'hui la prothèse totale de hanche (PTH) est une intervention chirurgicale dont l'efficacité et la régularité des résultats sont remarquables en assurant le soulagement des douleurs, l'amélioration de la fonction, l'amélioration de la qualité de vie. La longévité de la prothèse dépend de plusieurs facteurs dont les principaux sont le type d'implant, la méthode de fixation, la technique de pose (et donc le chirurgien et son équipe). L'excellence des résultats de la prothèse de hanche pousse à étendre les indications de cette opération à des sujets aux exigences fonctionnelles lourdes et aux problèmes d'anatomie compliqués.

b- Aujourd'hui :

En ce début de 21 ème siècle, à plus de 60 ans de la naissance de l'ère moderne prothétique orthopédique, l'offre, le choix et les techniques qui se proposent aux chirurgiens orthopédiques sont très variées. De la voie d'abord au mode de scellement, en passant par le couple de frottement utilisé, l'arsenal thérapeutique est devenu vaste. Aussi chaque année nous observons davantage de pose de prothèse totale de hanche et nous serons obligés d'en assurer le suivi. Connaître les voies d'abord les plus utilisées Moore [7], Hardinge [8], Hueter [9] ou trans-trochantérienne [2] pour les plus fréquentes, les différents modes de scellement cimenté ou non cimenté et les couples de frottements existant (métal-métal, métal polyéthylène, céramique-céramique…) est un travail que se doit d'assumer le chirurgien d'aujourd'hui pour pouvoir le jour venu être en mesure de proposer une chirurgie adaptée à chaque patient. Savoir se poser les bonnes questions, faire la planification ou stratégie opératoire idéale sans en méconnaître les enjeux sont notre devoir. Des

études récentes en sont des exemples, comme celle de Zywiel [10] sur le couple de frottement métal-métal, l'étude de Girard [11] sur la stratégie préopératoire adoptée pour la prise en charge d'une profusion intra pelvienne d'un cotyle prothétique.

I.5. La Population concernée par les prothèses :

La mise en place d'une prothèse totale de la hanche est classiquement envisagée à partir de l'âge de 60 ans, la durée de vie de cet implant dépasse aujourd'hui souvent les 25 ans. En dessous de l'âge de 60 ans, il faut prendre en compte l'importance du handicap. Chez les jeunes sujets, l'arthrose est souvent secondaire à un traumatisme, à une ostéochondrite, à une anomalie congénitale. L'amélioration des techniques de reprise chirurgicale fait moins hésiter à proposer la mise en place d'une prothèse de hanche chez les sujets plus jeunes, en effet si la durée de vie escomptée de la prothèse est de l'ordre de 25 ans, les possibilités de changement de prothèse lorsque celle-ci est usée ont modifié le problème, de la sorte, il n'est plus d'usage de faire attendre un sujet jeune, très handicapé, jusqu'à l'âge de 60 ans pour envisager cette intervention.

Le placement d'une prothèse se fait dans le cadre d'une intervention chirurgicale appelée arthroplastie.

I.6. L'arthroplastie :

Une arthroplastie est donc une opération destinée à restituer le mouvement à une articulation et leur fonction aux muscles, ligaments et autres structures constituées de tissus mous qui contrôlent cette articulation en créant un nouvel espace articulaire. [14] Elle a pour objectifs de soulager le patient d'une douleur invalidante, de lui redonner un mouvement stable, et parfois, de corriger une malformation. A cette intervention majeure sont associées un certain nombre d'indications et de contre indications.

I.6.1. Indications et contre-indications de l'arthroplastie :

a- Indications d'une arthroplastie totale de la hanche :

A l’origine, l’indication principale d’une arthroplastie totale de la hanche était la réduction d’une douleur invalidante, chez les patients âgés, qui ne pouvait pas être soulagée de manière efficace par des moyens non chirurgicaux et pour lesquels la seule possibilité chirurgicale était la résection de l’articulation de la hanche. L’amélioration de la fonction articulaire était alors de moindre importance.

Après que le succès remarquable de l’opération a été rapporté pour des patients souffrant d’arthrite rhumatoïde, d’arthrose (ostéoarthrite, arthrite hypertrophique), de nécrose a vasculaire de la tête fémorale, de fracture du col du fémur, après l’acquisition d’une expérience plus grande de la procédure chirurgicale introduisant des modifications de celle-ci, les indications se sont étendues à d’autres affections.

Aux patients plus jeunes atteints des mêmes lésions, incluant la luxation congénitale de la hanche et les pathologies rhumatismales, ainsi qu'aux patients ayant eu une hanche infectée, se sont ajoutés un certain nombre de sujets chez lesquels la procédure de reconstruction de l’articulation, y compris l’arthroplastie totale, a échoué et qui requièrent une révision. La révision consécutive à l’échec d’une arthroplastie totale de la hanche est maintenant une opération courante, mais souvent difficile.

b- Contre-indications d’une arthroplastie totale de la hanche :

Les contre-indications spécifiques d’une arthroplastie totale de la hanche incluent :

- Une infection active de l’articulation de la hanche ou un foyer infectieux actif (vessie, peau, infection dentaire, et infection des voies respiratoires ou de toute autre région).
- Une pathologie neurotrophique (Tabès) : les patients souffrant de cette pathologie ont généralement une destruction osseuse extensive et une tendance à la formation d’ossifications exubérantes.
- L’absence ou l’insuffisance des muscles abducteurs.
- Une pathologie neurologique progressive.

Le capital osseux du pelvis et du fémur doit être suffisant pour permettre une fixation adéquate des composants. C'est parfois un facteur limitatif de cette procédure dans le cas de tumeurs bénignes ou malignes de faible grade de la région de la hanche ayant entraîné une destruction osseuse massive ou nécessitant une importante résection osseuse.

I.6.2. Évolution de l'arthroplastie :

L'ère moderne à proprement dit de l'arthroplastie totale de la hanche commença dans les années soixante avec le travail de pionnier que Sir John Charnley réalisa dans tous les domaines de l'arthroplastie totale de la hanche, incluant son concept d'arthroplastie à faible moment de frottement, de modification chirurgicale de la biomécanique de la hanche, la lubrification, les matériaux, la conception des implants et l'environnement de la salle d'opération. Un progrès important fut réalisé lorsqu'il utilisa le polyméthylméthacrylate

(PMMA), ciment acrylique polymérisant à froid, employé dès 1936 en art dentaire pour la fabrication de prothèses, pour fixer solidement les deux composants prothétiques dans l'os receveur.

Au fur et à mesure des nombreuses années, beaucoup d'études conduisirent à des modifications dans la conception des prothèses de hanche, ces études ont porté sur différents aspects tels que le choix et la qualité des matériaux utilisés pour la fabrication de la prothèse fémorale et la cupule, l'utilisation du ciment ainsi que les approches et techniques chirurgicales.

Le concept fondamental d'arthroplastie à faible moment de frottement est devenu un fait bien établi et l'articulation métal sur polyéthylène (Figure I.6) le standard de l'arthroplastie totale de la hanche. La stabilisation initiale de l'implant est la fonction clé du ciment. Les résultats de l'arthroplastie totale de la hanche de Charnley sont devenus le point de référence pour l'évaluation des performances d'autres arthroplasties.

Figure I.6 : P.T.H avec cupule en polyéthylène, tête en céramique et tige en acier inoxydable

Dans les premiers temps de sa pratique, Charnley croyait à l'efficacité d'un ancrage du ciment dans l'os spongieux, appelé aussi os trabéculaire, et enlevait l'os sous-chondral, os compact et résistant situé sous le cartilage. Il préféra plus tard conserver cet os et percer plusieurs trous de diamètre 6 mm à l'intérieur de l'acetabulum, qu'il remplissait manuellement avec du ciment avant insertion de la cupule. [15]

Il cherchait également au début à centrer de rotation de la hanche, c'est-à-dire à le rapprocher légèrement du plan de symétrie du corps, par creusement de l'acetabulum, afin de raccourcir le bras de levier du poids du corps (Figure I.7), et à augmenter le bras de levier des muscles abducteurs Mr (moyen fessier) en rattachant latéralement le grand trochanter T ostéotomisé. Il attribua plus tard le taux élevé de migration de la cupule, dans son étude à un recul de 12 à 15 ans, à ce creusement excessif de l'acetabulum.

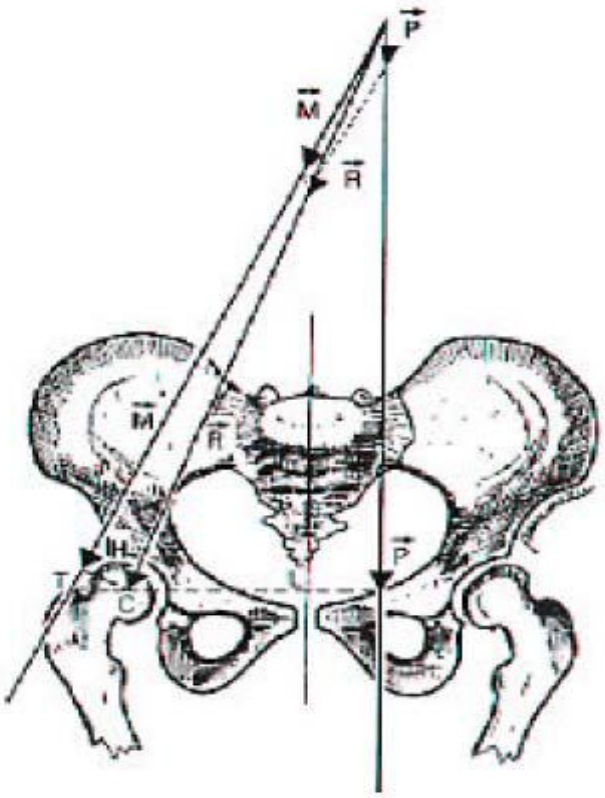


Figure I-7 : Plan de symétrie du corps.

Lorsque le corps est en appui monopodial , le bassin qui tend à basculer du côté déchargé est maintenu en équilibre par la contraction du moyen fessier M.

C : centre de rotation. P : poids du corps. R : résultante des forces appliquées.

Nombre de chirurgiens ont ainsi retiré l'os sous-chondral au cours d'arthroplasties de la hanche jusqu'au début des années 80, des descellements par verticalisation ou par migration vers le haut de la cupule ayant alors été constatés et l'importance de cette structure dans la reprise des efforts appliqués à la hanche et leur transmission à l'os cortical ayant été reconnue.

En 1970, Buchholz et Engelbrecht furent les premiers à utiliser le ciment comme support de principes actifs en mélangeant un antibiotique, la gentamicine, au ciment chirurgical. L'association du ciment pour os et de la gentamicine s'est révélée stable et

offre toujours une activité antibiotique efficace contre les germes rencontrés en chirurgie orthopédique et sensibles à la gentamicine.

Parallèlement, de nombreux auteurs (essentiellement américains), encouragés par le refus de F.D.A. (Food and Drug Administration) d'autoriser l'utilisation du ciment jusqu'en 1970, travaillèrent sur les implants non cimentés.

La recherche s’est orientée depuis suivant deux axes principaux, l’un visant à supprimer l’utilisation de ciment dont les particules produites par son effritement ou sa fissuration provoquent des réactions tissulaires intenses, l’autre au contraire à améliorer l’ancrage des prothèses de hanche cimentées. Des tiges fémorales et des cupules avec un revêtement en hydrox apatite ou microporeux par billes, fibres, microrugosités ou treillis qui peut servir de support à une couche d’hydrox apatite, en press-fit, ont été développés pour substituer l’ancrage biologique, favorisé par la repousse et la réhabitation osseuses, au ciment, comme mode de fixation.

Les systèmes modulaires étaient initialement destinés à assurer un grand choix de diamètres de têtes fémorales et de longueurs de col. Des innovations plus récentes permettent de faire varier indépendamment les dimensions de différentes parties de la tige. Une gamme importante de tailles d’implants peut ainsi être obtenue à partir d’un stock limité de composants.

Des cupules blindées (Figure I.8), constituées d’une cupule en polyéthylène ou en céramique insérée dans une coque métallique (metal-back) ont été conçues initialement pour pouvoir changer l’insert sans rompre l’interface ciment – os, et donc sans endommager le capital osseux du patient, lorsqu’il y a usure excessive du polyéthylène ou pour modifier le diamètre de la tête et le diamètre intérieur de la cupule en cas d’instabilité. La modélisation aux éléments finis et les résultats d’expériences réalisées sur des pièces anatomiques indiquaient que le metalback raidissait le polyéthylène, réduisait les pics de contraintes dans le ciment et l’os spongieux et diminuait ainsi le taux de descellement aseptique. Des descellements précoces ont été observés en raison vraisemblablement d’une trop grande différence entre les modules d’élasticité du métal-back et de l’os receveur.

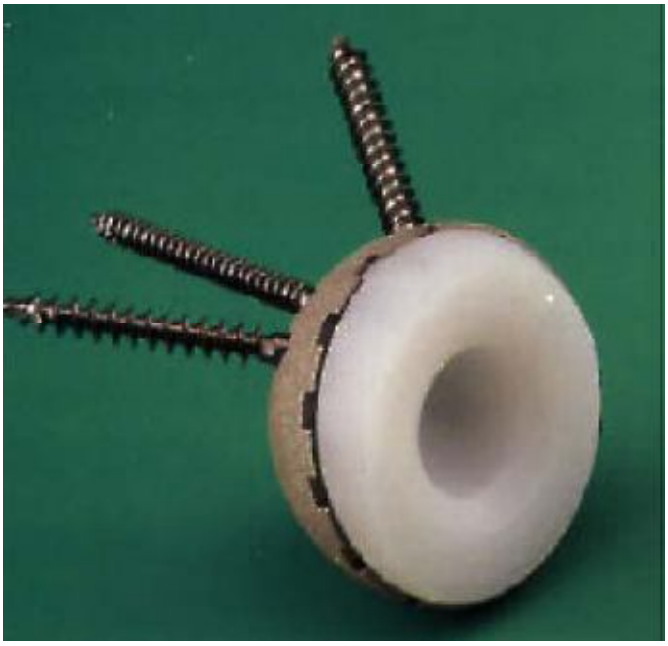


Figure I.8 : cupule blindée à revêtement microporeux

Bien que des analyses de la survie à long-terme de ces implants n'aient pas démontré d'amélioration significative, la plupart des modèles d'implants acétabulaires actuels retiennent le métal-back comme moyen de fixation de la cupule à l'os sans ciment [16].

Le succès de l'arthroplastie totale de la hanche s'appuie essentiellement sur la création de surfaces portantes stables, avec un faible coefficient de frottement entre les deux composants solidement fixés dans l'os. L'amélioration de la conception des implants, des matériaux et des techniques continue, mais les concepts fondamentaux établis par Charnley demeurent valables. Certaines exigences pratiques doivent être prises en compte lors de la conception de nouveaux implants ou de nouvelles procédures chirurgicales. Elles sont exposées dans le paragraphe suivant.

I.7. Les Exigences requises pour une articulation artificielle :

- La fonction d’une articulation artificielle doit s’approcher autant que possible de celle de l’articulation naturelle pendant toute la durée de vie postopératoire du patient, sans gêne et sans complications.
- Ni la prothèse ni les matériaux de fixation ne devraient induire de réactions tissulaires indésirables, telles que la nécrose ou la résorption osseuse. Ils devraient avoir des caractéristiques de frottement et d’usure acceptables et ne pas se corroder.
- La procédure chirurgicale devrait être relativement simple et rapide, standardisée et reproductible, avec un trauma chirurgical minimal.
- La géométrie de la prothèse, le choix des matériaux, et particulièrement les propriétés de résistance et de rigidité, devraient garantir les performances mécaniques adéquates de telle manière que toute concentration de contraintes soit évitée et que l’implant, le ciment et l’os ainsi que leurs interfaces ne soient pas chargés au-delà de leurs limites de résistance ou de fatigue.
- L’implant devrait avoir un bon potentiel de « sauvetage » dans ce sens qu’en cas d’échec de la procédure, une autre solution reste possible.
- La mobilisation précoce, la stérilisation des composants et des coûts de production des implants raisonnables devraient être possibles.

Il est à noter que ces exigences concernent essentiellement la phase de service de la prothèse, alors que la plupart des problèmes qui peuvent conduire au descellement d’un implant acétabulaire prennent naissance pendant l’intervention, au moment de la construction de l’articulation prothétique.

I.8. Conclusion :

Si la prothèse totale de hanche est une solution idéale chez un patient retraite qui souffre intensément d'une coxarthrose, 1'extension de l’indication à des patients jeunes pose des problèmes de choix d'implant. Il est impératif d'éviter de transformer ces patients en victimes de 1'expérimentation technologique, et il faut au contraire s'assurer que les choix technologiques leur apportent la meilleure garantie d'un implant stable avec un taux d'usure le plus limite possible. Parfois le niveau des activités

postopératoires envisagées est déraisonnable. L'indication opératoire doit rester un moyen de soulager la douleur et non de permettre la reprise d'activités extrêmes.

II.1. Introduction

Dès 1890 le chirurgien allemand Themistokles Gluck expérimenta un mélange de colophane, de pierre ponce et de plâtre de Paris pour la fixation d'endoprothèses en ivoire, mais sans grand succès de réussite.

Il y a plus de 70 ans Otto Röhm publia une thèse sur le sujet de la polymérisation des méthacrylates qui constituent le matériau de base pour les ciments osseux (Figure. II.1).

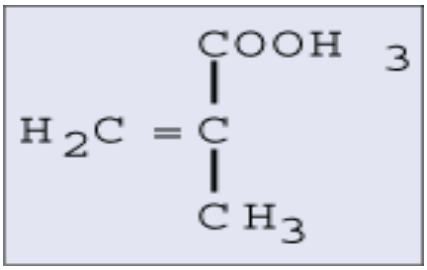


Figure II.1 : Molécule de méthylmétacrylate (MMA) avec son double-lien polymérisable : substance de base pour les ciments acryliques.

A partir de cette date, les fabricants accélérèrent le développement de nouveaux polymères commercialisables.

En 1936 la société Kulzer breveta une pâte thermodurcissable à partir d'un mélange de poudre de poly-méthylméthacrylate (PMMA, également connu sous la marque brevetée Plexiglas), de liquide de méthyl-méthacrylate (MMA) et d'un initiateur thermosensible.

En 1943 les sociétés Degussa et Kulzer développèrent le premier ciment thermo-durcissable à froid. Ce matériau fut utilisé pour combler les défects du squelette et pour fabriquer des plaques (Figure. II.2).

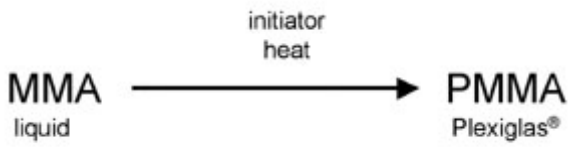


Figure II.2

En 1958 Sir John Charnley fut le premier à réaliser la fixation d'une prothèse céphalique sur le fémur avec du ciment auto-durcissable. Sir Charnley nomma ce matériau "ciment osseux à base acrylique", il décrivit ensuite une nouvelle technique opératoire, qui reste encore aujourd'hui une des procédures orthopédiques les plus fréquemment utilisées dans le monde.

En 1969 le Professeur Buchholz fit une première tentative pour ajouter des antibiotiques au ciment. Cette date marque le début des ciments avec antibiotiques. Quelques années plus tard ces essais amenèrent au développement du Refobacin Palacos R par les sociétés Kulzer et Merck (Figure. II.3).

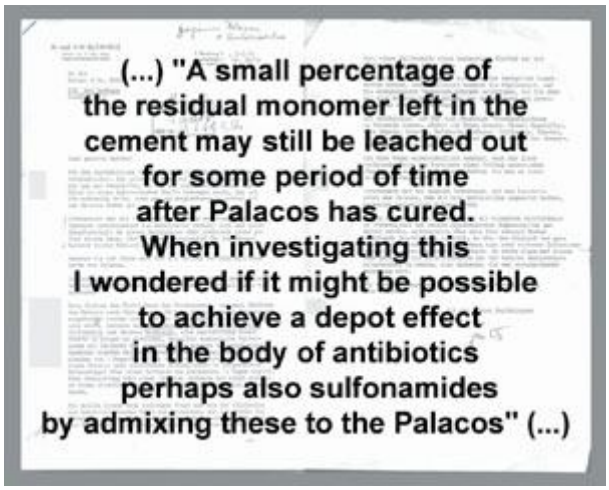

(...) "A small percentage of
the residual monomer left in the
cement may still be leached out
for some period of time
after Palacos has cured.
When investigating this
I wondered if it might be possible
to achieve a depot effect
in the body of antibiotics
perhaps also sulfonamides
by admixing these to the Palacos" (...)

Figure II.3 : Extrait du courrier rédigé par le Dr. Buchholz adressée à Kulzer en 1969 : le début des ciments avec antibiotique.

II.2. Propriétés chimiques :

II.2.1. Composition du Matériau et Polymérisation des Radicaux :

Les ciments osseux en PMMA sont composés par le mélange d'une poudre et d'un liquide. La poudre est composée de billes de polymère de Polyméthylmétacrylate (PMMA) ou de copolymères de Méthylmétacrylate (MMA) (Figure II.4). La poudre contient également un initiateur nécessaire pour débuter la phase de polymérisation : le di-benzoyle péroxide (BPO), un radio-opacifiant permettant de visualiser le ciment sur les radiographies, et de façon optionnelle un antibiotique ou un colorant. Le radio-opacifiant, les antibiotiques et le colorant ne participent pas au processus de polymérisation (Figure II.4).

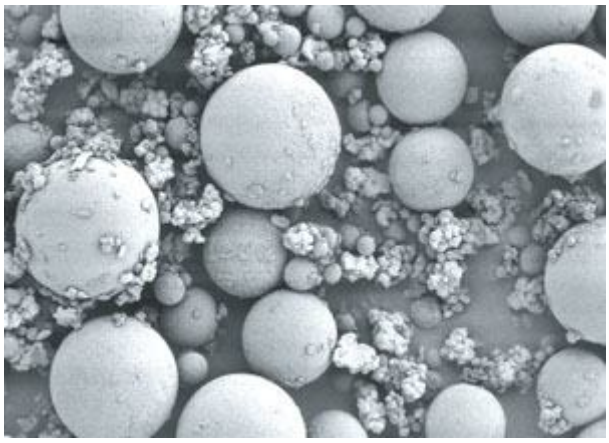


Figure II.4 : Composition de la poudre : Polymère (polyméthylméthacrylate et/ou copolymères de méthylméthacrylate). Initiateur (peroxyde de benzoyle). Radio-opacifiant (dioxyde de Zirconium).

L'ingrédient principal du liquide est le monomère (MMA) (Figure II.5). Le monomère est nécessaire à la phase de polymérisation en raison d'un terrain réactif : appelé un double-lien polymérisable. Certains composants liquides des ciments commercialement disponibles contiennent en plus du butyl-méthacrylate. Un activateur nécessaire à la polymérisation, le di-méthyl-para-toluidine (DmpT), est ajouté au liquide. Le liquide est stabilisé par une petite quantité d'hydroquinone dans le but de garantir un produit stable tout au long de sa période de stockage. Certains

composants liquides sont teintés à la chlorophylle pour obtenir une couleur verte (Figure II.5).

Figure II.5 : Composition du liquide : Monomère
(méthylméthacrylate, butyl méthacrylate).
Activateur (DmpT : N, N-dimethyl-p-toluïdine)

Au cours du mélange entre la poudre et le liquide, une réaction chimique entre l'initiateur BPO et l'activateur DmpT produit des radicaux. Ces radicaux permettent d'initier la polymérisation du monomère (MMA) et de complémenter le double-lien polymérisable.

Le début de cette phase de polymérisation est aussi le début de la phase de durcissement. En raison du nombre important de radicaux générés, il se forme de nombreuses chaînes, rapidement croissantes, de polymères et il se produit une transformation rapide du MMA en PMMA. Quand deux chaînes de polymères se rencontrent, elles se combinent et résultent en une seule chaîne de polymères (Figure II.6) : schéma de la réaction chimique).

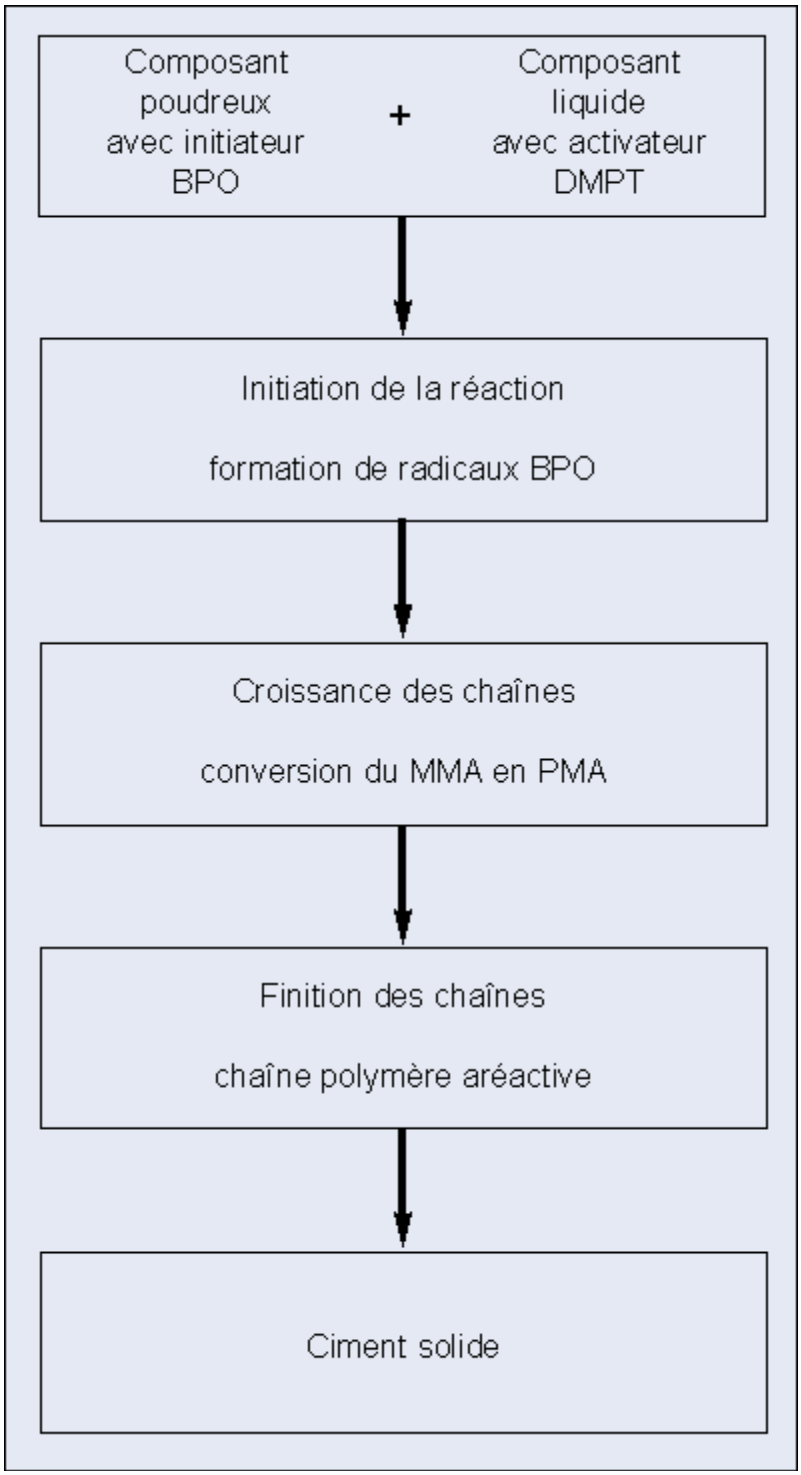


Figure II.6 : Processus de réaction chimique.

II.2.2. Température de Polymérisation :

La polymérisation du MMA est une réaction exothermique. Ce qui signifie qu'il se dégage une chaleur équivalente à 57 kJ par mole de MMA (une mole de MMA correspondant à approximativement 100 g) et qu'il en résulte un accroissement de température dans le ciment pendant sa phase de durcissement. Cette exothermie varie en fonction de la composition chimique du ciment, du ratio poudre/liquide, et du radio-opacifiant.

La température maximum in vitro, selon la norme *ISO 5833* dont dépendent les ciments osseux acryliques, oscille entre 60 et 80°C. Ce pic maximum, bien que de courte durée, a longtemps été considéré comme la cause principale de descellements d'implants en causant une nécrose osseuse. Mais la température réelle in vivo est très inférieure à ces valeurs. Des évaluations cliniques ont permis de mesurer des températures maximum comprises entre 40 et 46°C à l'interface ciment-os (Figure II.8). Les températures supérieures ne sont mesurables que quand l'épaisseur du manteau de ciment excède 3mm. Les mesures in vivo restent inférieures en raison des épaisseurs réduites du ciment, de la vascularisation périphérique, et des échanges thermiques avec l'implant et les tissus vitaux [22, 23, 24, 25]. Afin que la température de réaction exothermique ne dépasse la température de coagulation protéinique, il est conseillé de mettre en application une technique chirurgicale adéquate, et notamment en préservant de l'os spongieux, permettant ainsi l'échange thermique avec les fluides circulatoires et le large surface de contact de l'implant (Figure II.7).

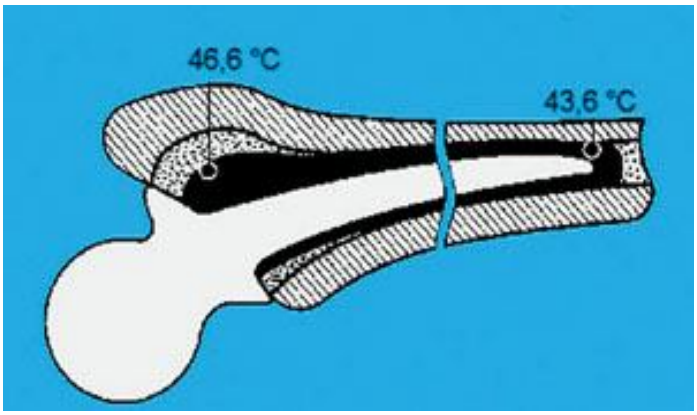


Figure II.7 : Température maximum dans le fémur d'après Biehl.

II.2.3. Contraction de Volume :

La phase de polymérisation supposant la conversion d'un nombre important de molécules de monomère en un nombre plus réduit de molécules de polymère, il apparaît un phénomène de contraction du volume de ciment pendant le durcissement. L'explication de ce phénomène provient de la distance moléculaire qui tend à se réduire entre les molécules de monomère libres avant polymérisation, et la distance moléculaire des molécules reliées aux chaînes de polymères. Le méthylmétacrylate (MMA) pur présente un rapport de contraction d'à peu près 21%. Ce qui signifie que la polymérisation de 100ml de MMA se transforme en 79ml de polyméthylmétacrylate (PMMA) solide (Figure II.9). En utilisant une poudre pré-polymérisée, le MMA contenu dans les ciments normalement disponibles se réduit d'environ un tiers de sa masse totale. De sorte que la contraction théorique de volume des ciments osseux varie entre 6 et 7%. Mais en pratique la contraction réelle est inférieure en raison des inclusions d'air dans la pâte en préparation [26, 27, 28]. Ceci est très compréhensible puisque les bulles d'air ne se contracteront pas sous l'effet de la polymérisation. En conséquence le rapport de contraction d'un ciment préparé manuellement sera inférieur au rapport de compression d'un ciment préparé sous vide, puisque ce dernier ne devrait pas contenir de bulles d'air (Figure II.8).

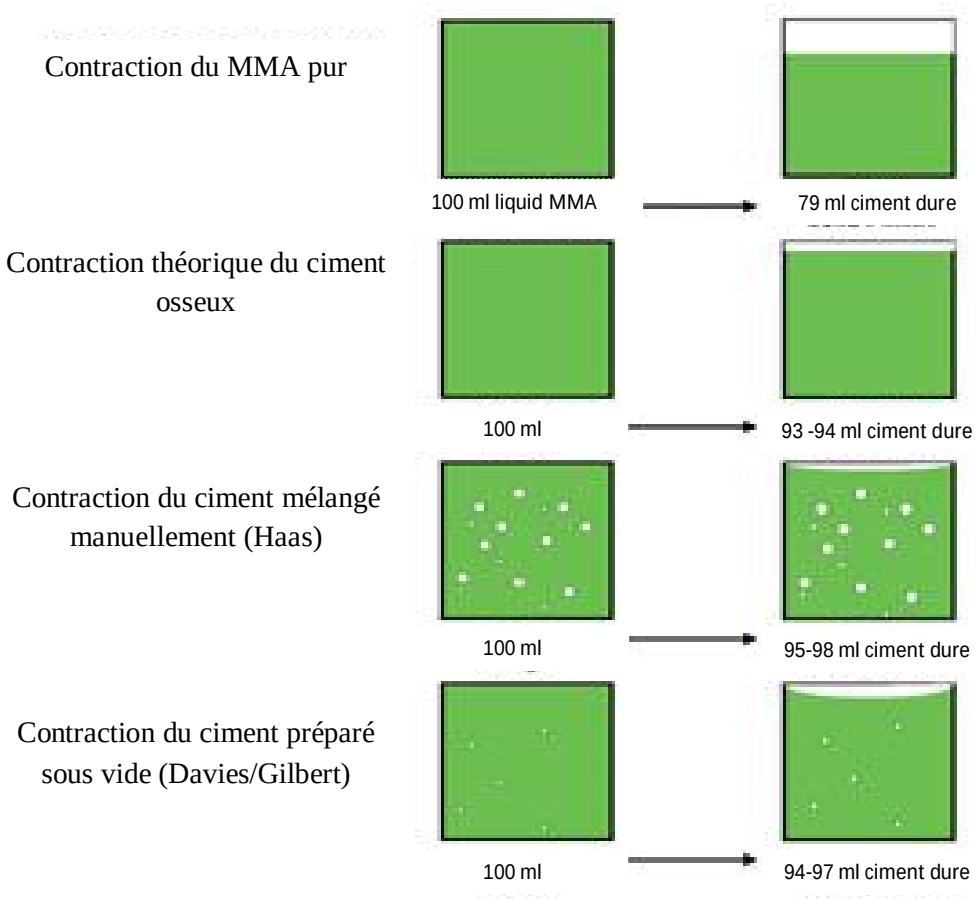


Figure II.8 : Contraction du Volume.

En raison de la caractéristique légèrement hydrophile du ciment, la contraction sera compensée in vivo par la dilatation due à l'absorption de liquide. Et de plus, la contraction du matériau à l'interface ciment-os favorisera le comblement par de l'os néo-formé.

II.2.4. Monomère Résiduel :

Généralement, la polymérisation fondamentale du MMA n'est jamais complète puisque la mobilité des molécules de monomère résiduelles est entravée par le rythme élevé de transformation des molécules. Il subsiste donc du monomère résiduel. La proportion de monomère résiduel après durcissement varie entre 2 et 6%. Dans un délai de 3 semaines ce taux tombe à 0,5%. La plus grande partie (à peu près 80%) du monomère résiduel se post-polymérise progressivement [29]. Une part plus réduite du monomère résiduel est relarguée puis métabolisée sous forme de dioxyde de carbone et d'eau dans le cycle d'acide citrique (Figure II.9) [30] . Pendant un temps le MMA

relargué était considéré comme responsable de complications respiratoires et circulatoires en per-opératoire. Mais l'on sait désormais que ces complications sont plutôt causées par l'accroissement de la pression intra-médullaire et par des embols graisseux [31].

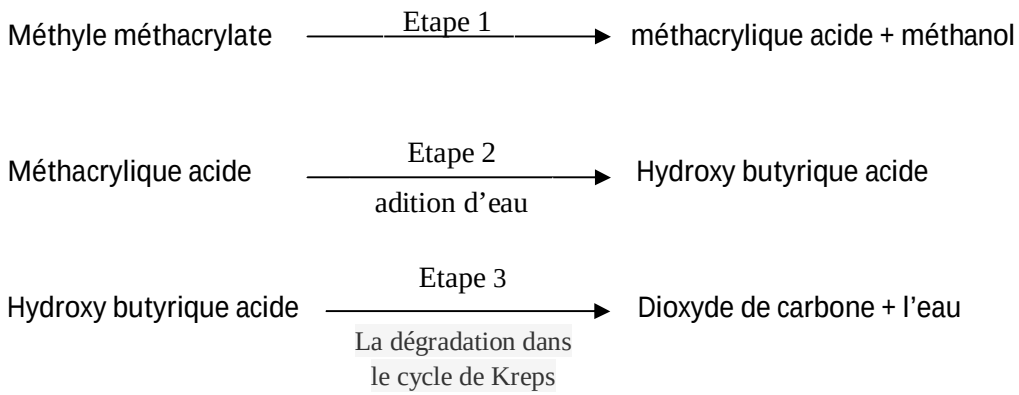


Figure II.9 : Métabolisation du MMA.

II.2. 5. Antibiotiques

Toute opération endo-chirurgicale comporte un risque d'infection. Le ciment osseux peut être utilisé comme matrice d'antibiothérapie locale. En raison de la possibilité de concentrer de façon importante une antibiothérapie à la périphérie immédiate de l'implant, le ciment présente des avantages par rapport aux thérapies antibiotiques systémiques. Ainsi la probabilité de révision est significativement réduite, avec des taux mesurés de TEP inférieurs à 1%. Il a été démontré à partir du Registre Norvégien d'Arthroplastie qu'une administration antibiotique par voie systémique combinée avec l'utilisation de ciments chargés aux antibiotiques conduit à une probabilité réduite de révision [32].

L'implant est particulièrement sensible à la contamination bactérienne en raison de la réponse immunitaire du patient qui repousse les germes sur sa surface. La bactérie génère rapidement une muqueuse protectrice et mute dans un mode inactif, devenant

ainsi peu sensible aux antibiothérapies systémiques : le traitement local devient alors très important [33].

La pharmacocinétique de relargage antibiotique à partir de la matrice est d'importance clinique. Les taux atteints de concentration locale doivent clairement être au dessus de la concentration inhibitrice minimale pour le germe concerné.

Tous les antibiotiques ne sont pas adaptés à une thérapie locale dans un ciment osseux. L'efficacité du traitement antibiotique doit inclure un niveau initial élevé, avec un relargage progressif et contrôlé sur les jours, voire les semaines suivantes.

Les facteurs bactériologiques et physico-chimiques suivants doivent être pris en considération [34] :

- Spectre antibactérien large, y compris pour germes gram(+) et gram(-)
- Effet bactéricide même dans les basses concentrations
- Taux réduit de germes résistants primaires
- Développement réduit de résistances
- Liaison protéinique réduite
- Potentiel allergénique faible
- Incidence réduite sur les caractéristiques mécaniques du ciment
- Stabilité chimique et thermique
- Solubilité dans l'eau
- Potentiel de relargage à partir de la matrice ciment

A partir de ces contraintes, la Gentamicine est devenu l'antibiotique de référence pour les ciments osseux depuis le début des années soixante-dix [35].

Le relargage répond aux lois de diffusion (Figure II.10). Il est à la fois proportionnel au potentiel hydrophile du ciment, et à sa surface. Les différents ciments disponibles commercialement démontrent des taux de relargage différents, principalement en raison des propriétés hydrophiles des composants polymères. Il est important de noter que le relargage antibiotique ne se fait qu'à partir d'une épaisseur superficielle du

ciment. La plus grande partie des antibiotiques restera confinée dans le ciment pour toute la durée de vie de l'arthroplastie. Il est également important d'obtenir un mélange homogène des antibiotiques dans le ciment, ce qui est le cas avec les ciments aux antibiotiques habituellement disponibles.

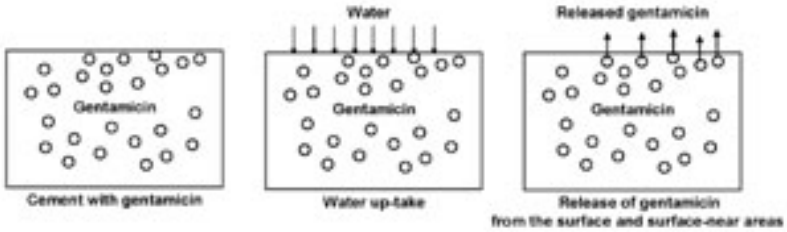


Figure II.10 : Relargage antibiotique (e.g. gentamicin) à partir des ciments osseux . Processus en 2 temps : 1er : absorption d'eau, 2ème : relargage

Les études portant sur la cinétique de relargage démontrent un taux initial relativement élevé, puis une réduction marquée pendant les jours suivants. Cette cinétique est typique à tous les ciments PMMA [21] . Cependant, même après 5 ans un relargage minime reste mesurable, ce qui laisse penser qu'un relargage aussi prolongé dans le temps pourrait favoriser le développement de résistances. A ce jour, après plusieurs décennies d'utilisation, aucune étude n'a pu valider ce postulat en pratique.

Une thérapie antibiotique induit toujours un risque de développer des résistances, ou une sélection de bactéries déjà résistantes. Concernant la gentamicine, et même après plusieurs années d'utilisation, cet antibiotique continue à être efficace, avec une sensibilité des germes qui reste supérieure à 90%. Aujourd'hui nous en savons un peu plus sur les germes multi-résistants. Le problème clinique n'est pas tant les staphylocoques dorés, mais plutôt les formes résistantes des staphylocoques épidermis à coagulase, bien que ce problème reste rare dans les établissements à forte activité prothétique. C'est pourquoi les ciments osseux additivés d'une combinaison d'antibiotiques à l'instant du mélange en salle d'opération représentent une alternative intéressante de plus en plus utilisée. D'un point de vue légal le chirurgien n'est plus seulement l'utilisateur du produit, mais devient le fabricant d'un dispositif médical.

II.2.6. Radio-opacifiant :

Le radio-opacifiant utilisé dans les ciments acryliques est soit le dioxyde de Zirconium, soit le sulfate de Baryum. Le radio-opacifiant ne participe pas aux chaînes de polymères, il est dispersé uniformément dans la poudre et donc dans le ciment osseux une fois durci. Des expérimentations animales et des études in vivo avec différentes cultures cellulaires ont démontré significativement plus de changements ostéolytiques avec le sulfate de Baryum qu'avec le dioxyde de Zirconium [36] . Malgré la mauvaise solubilité du sulfate de Baryum, il peut se produire une libération d'ions de Baryum toxiques. Inversement les caractéristiques abrasives du Zirconium peut être un désavantage. Mais chacun de ces désavantages ne peut survenir qu'en cas de descellement de l'implant ou si des particules de ciment restent libres dans l'espace articulaire.

II.2.7. Température de transition vitreuse :

Comme tout polymère amorphe, les ciments osseux présentent une transition vitreuse. Il s'agit d'une phase de transition du polymère entre un état vitreux et un état caoutchouteux pendant la phase de montée en température, en d'autre termes il s'agit d'un processus de ramollissement [37]. Le paramètre critique de température pour ce processus est la température de transition vitreuse. Comme il s'agit uniquement d'un paramètre de température, les polymères peuvent commencer à se ramollir en dessous de cette température. De sorte que la différence entre la température de transition vitreuse et la température d'application celle du corps humain- ne doit pas être trop basse car les polymères mous ont tendance à se craqueler.

La température de transition vitreuse est dépendante de la composition chimique du polymère. La capacité hydrophile influence aussi la transition vitreuse. Les ciments osseux acryliques présentent une température de transition vitreuse avoisinant 90 à 100°C à l'état sec. Immédiatement après l'introduction du ciment, celui-ci absorbe de l'eau et atteint un état de saturation dans les six à huit semaines. Cette absorption induit un effet ramollissant et réduit la température de transition vitreuse d'à peu près 20°C [21]. Si l'on considère la différence importante entre la température de transition

vitreuse et celle du corps humain, on peut admettre que le risque de migration de l'implant pour cause de craquement du ciment est très faible.

II.2.8. Poids Moléculaire et Stérilisation

Le poids moléculaire est un paramètre critique pour la longueur des chaînes moléculaires du polymère. Ce paramètre dépend de la poudre de polymère et de la polymérisation du méthylmétacrylate (MMA) en tant que processus réel de durcissement. Bien entendu le poids moléculaire de la matrice polymère dépend du poids moléculaire des particules de polymère utilisées dans la poudre. Mais ce poids moléculaire est affecté de façon importante par le procédé de stérilisation utilisé. La stérilisation par rayons- g réduit de façon significative le poids moléculaire. Alors que la stérilisation sous oxyde d'éthylène n'a aucune influence sur le poids moléculaire du polymère. Le poids moléculaire influence les caractéristiques mécaniques du ciment osseux de sorte que les ciments à bas poids moléculaire présentent quelques désavantages. (Figure. II.11) [38,39].

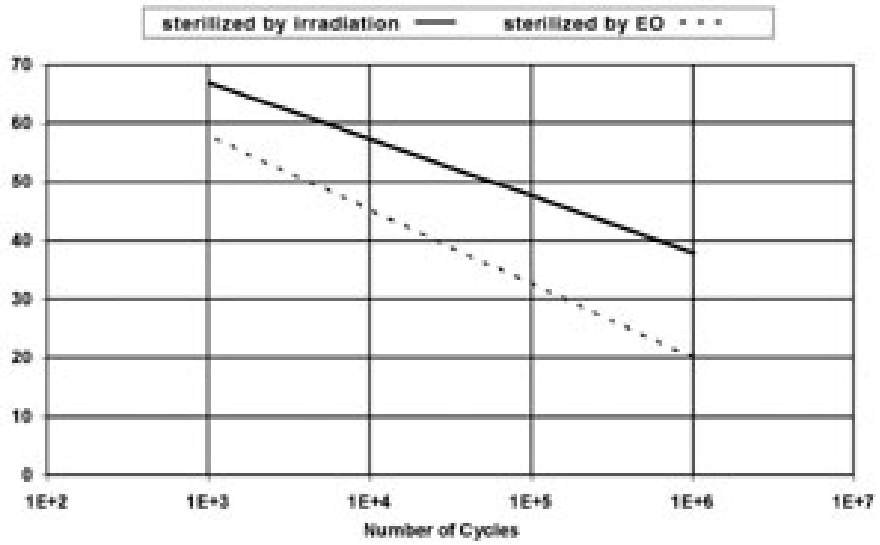


Figure II.11 : Résistance en fatigue du PMMA. PMMA stérilisé sous oxyde d'éthylène (EO) : meilleure survie (nombre plus important de cycles avec plus de contraintes) que PMMA stérilisé par irradiation- g.

II.2.9. la viscosité :

La viscosité est un paramètre physique caractérisant la résistance d'un fluide à la déformation. Un matériau présentant une viscosité basse est considéré comme fluide (p.e. de l'eau), alors qu'une viscosité élevée traduit une consistance plus pâteuse (p.e. le goudron). Sur un point de vue strictement scientifique, tout solide présente une caractéristique de viscosité : le verre par exemple, a un comportement visqueux, mais à un très haut niveau de viscosité.

La viscosité des ciments osseux est déterminée essentiellement par la composition chimique et par le ratio poudre/liquide. Ces aspects ne doivent jamais être changés en per-opératoire dans le but de modifier la viscosité. En cas de variation des paramètres originaux, ce n'est pas seulement la viscosité qui serait modifiée, mais également d'autres caractéristiques comme la résistance mécanique, les caractéristiques de polymérisation, le taux résiduel de monomères, etc... Il existe cependant une manière de modifier la viscosité sans influer sur les autres paramètres : la réfrigération préalable du ciment. La rapidité de la réaction chimique, et en même temps la viscosité sont dépendantes de la température. Une température réduite implique un ralentissement de la réaction chimique et une réduction de la viscosité du ciment. La réfrigération préalable, surtout pour les ciments à haute viscosité a été rendue nécessaire par l'utilisation de systèmes de mélange pour ciment. Il s'agissait de rendre ces ciments plus faciles à manipuler avec ces systèmes, et aussi d'en améliorer la qualité en réduisant leur porosité. Il faut cependant garder en mémoire que la réfrigération préalable retarde la phase de manipulation et de durcissement du ciment.

Les ciments osseux sont généralement divisés en deux catégories : les ciments à haute viscosité, et ceux à basse viscosité. Les ciments représentatifs de la première catégorie sont Palacos, Palamed, CMW1, et Simplex P. La seconde catégorie est représentée par Osteopal, Palacos BV, CMW 3, et Sulfix. Il n'existe cependant pas de définition précise de la « haute » ou de la « basse » viscosité, aussi certains ciments sont parfois présentés comme étant de viscosité « moyenne » (Figure II.12) [40].

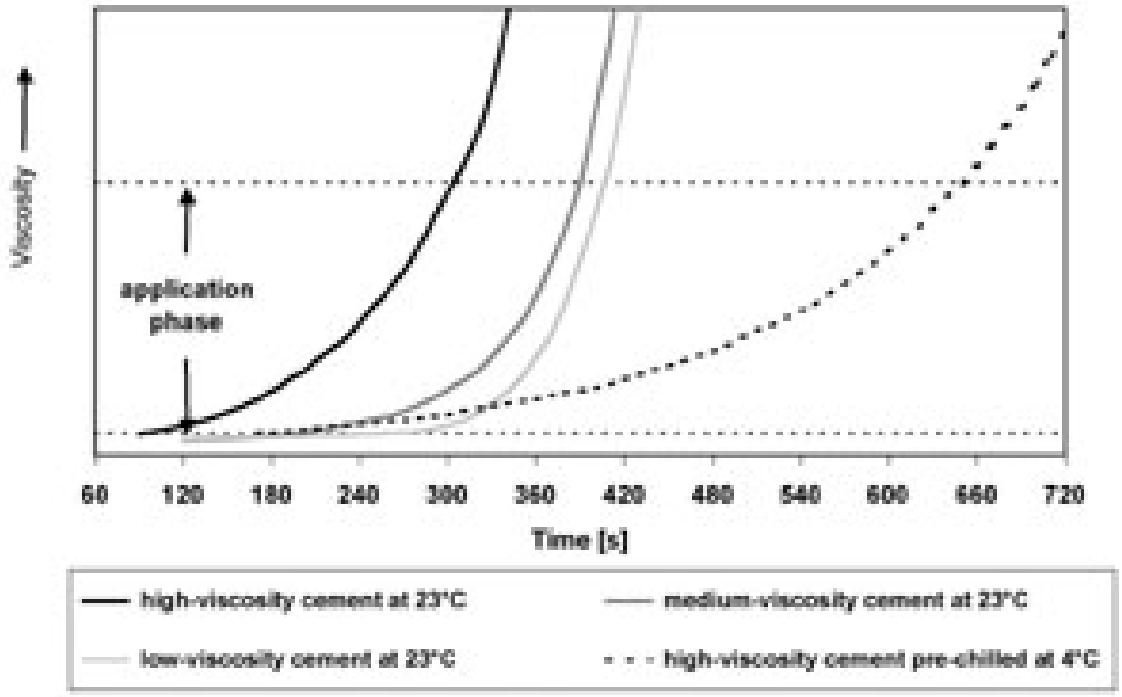


Figure II.12 : Accroissement de la viscosité après le début du mélange (t = 0 s) pour 3 types différents de ciment.

Quand les ciments ont été introduits en chirurgie orthopédique par Sir John Charnley, le ciment était appliqué manuellement ("finger packing"). Cette méthode requérait des ciments à haute viscosité. Les ciments à basse viscosité, qui ont été développés plus tard, présentent le principal avantage de pouvoir être injectés avec une seringue. Il faut cependant mentionner que les résultats cliniques démontrent de meilleurs taux de survie pour les implants fixés avec des ciments à haute viscosité par rapport à ceux fixés avec des ciments à basse viscosité (Figure II.13). Ces résultats sont issus des Registres Nationaux Suédois et Norvégien d'Arthroplastie de Hanche [41, 42]. Sur la base de ces résultats probants, les ciments à basse viscosité ne sont plus utilisés en Suède dans la chirurgie de hanche standard. La différence de résultat entre ces ciments n'est pas encore bien comprise. Une des raisons pourrait être le non respect des consignes de manipulation, particulièrement le respect du timing de la phase de travail. Alors que les ciments à basse viscosité réclament d'être utilisés dans un timing précis, les ciments à haute viscosité sont beaucoup plus "tolérants".

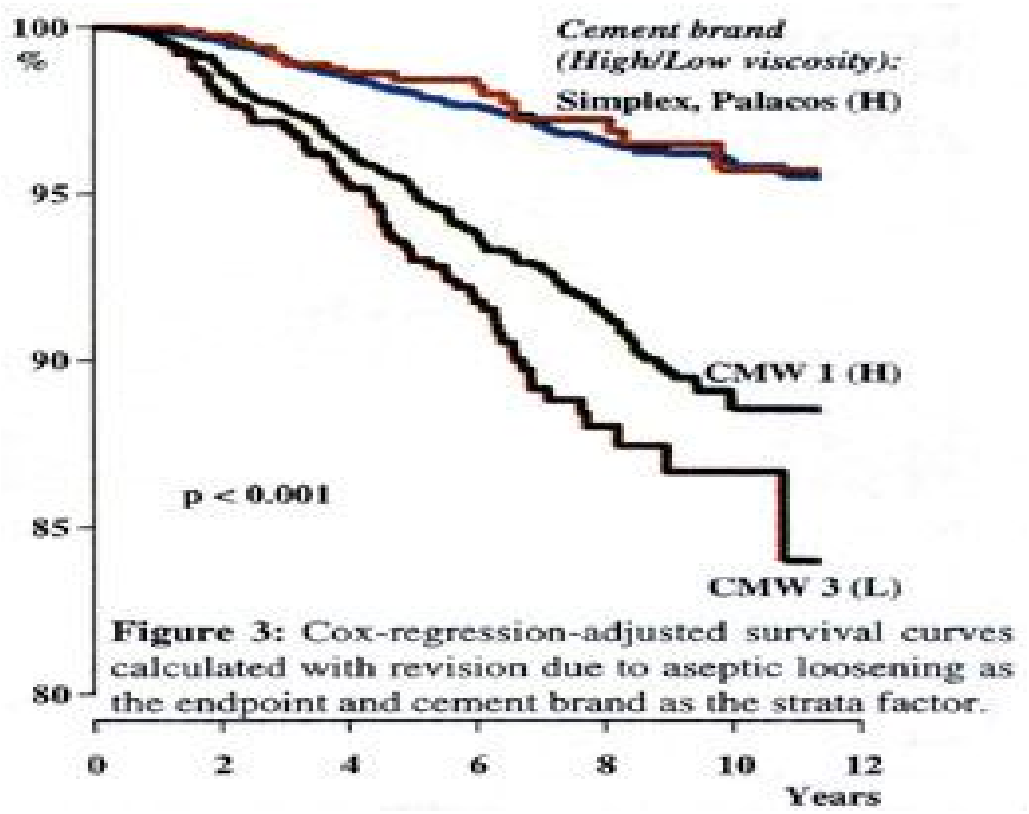


Figure II.13 : Courbes de survie obtenues avec des ciments de viscosités différentes (Havelin et al [42])

La viscosité des ciments comporte quelques conséquences pratiques. En ce qui concerne la phase de mélange, un ciment à basse viscosité semble avoir quelques avantages car le mélange est plus facile et plus pratique. Au premier abord la mise en place du ciment à basse viscosité semble plus facile. Le ciment osseux est souvent considéré comme une colle assurant un lien entre l'os et l'implant. Pourtant le ciment osseux doit plutôt être considéré comme un mastic. Il n'y a aucun lien chimique ou biologique avec l'os. La fixation du ciment à l'os spongieux est basée sur une inter-pénétration mécanique. Certaines études ont établi qu'une forme de viscosité est nécessaire pour que le ciment puisse résister à la pression vasculaire dans le lit osseux. Sans quoi du sang pourrait se mélanger au ciment, entraînant des laminations ou des inclusions de poches sanguines dans le ciment avec un effet forcément péjoratif sur sa stabilité mécanique [43].

Certaines indications particulières, comme les vertébroplasties, ont besoin de ciments à basse viscosité. Dans ces indications le ciment est introduit au travers d’une aiguille très fine, ce qui ne serait pas possible avec des ciments à haute viscosité.

D'un point de vue scientifique il n'est pas correct de décrire le comportement d'un ciment en fonction de sa viscosité. Les ciments osseux doivent être présentés comme des substances visco-élastiques. Car au delà du comportement visqueux comme un liquide- les ciments osseux présentent des propriétés élastiques comme un matériau solide et élastique-, même à l'état pâteux. Durant le processus de polymérisation la portion visqueuse diminue tandis que la portion élastique augmente. Ce processus a quelques conséquences pratiques : le ciment osseux est lent à « couler ». Afin d'obtenir une bonne pénétration du ciment dans l'os spongieux, condition nécessaire à la fixation durable de l'implant, il faut appliquer une pression constante (phase de pressurisation selon les techniques modernes de cimentation). Un impact de courte durée sur le ciment n'est pas suffisant en raison de la « re-déformation » élastique obtenue plutôt que le coulage progressif recherché.

La mesure de la viscosité réelle est plutôt complexe. La norme *ISO 5833* établit un critère de mesure assez imprécis : la pénétration du ciment dans des pores standardisés.

II.2.10. Caractéristiques de Manipulation :

Le mélange définitif et l'injection du ciment sont réalisés pendant l'intervention chirurgicale par le chirurgien et son équipe. Pour cette raison les caractéristiques de manipulation revêtent une importance toute pratique [44].

D'une façon générale les caractéristiques de manipulation des ciments sont principalement déterminées par la composition de la poudre et du liquide. Mais il reste possible pour l'équipe de bloc d'agir partiellement sur ces caractéristiques en modifiant dans une certaine mesure la procédure de préparation, comme cela va être démontré ci-dessous.

Les caractéristiques de manipulation sont généralement divisées en 4 temps (Figure II.14):

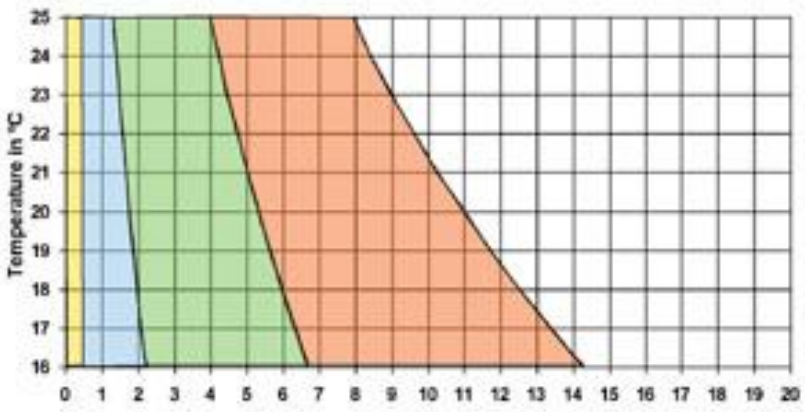


Figure II.14 : Courbes de phases pour un ciment haute viscosité de type Palacos.

- La phase de mélange
- La phase de repos
- La phase d'injection (phase de travail)
- La phase de durcissement

a. La Phase de Mélange :

La phase de mélange doit permettre d'obtenir une pâte homogène à partir des 2 composants : poudre et liquide. Il faut noter que les phases de mélange peuvent être différentes selon le type de ciment choisi. Certaines notices de préparation du ciment indiquent qu'il faut ajouter le liquide à la poudre, alors que d'autres indiquent une procédure inverse. La raison pour cette opposition est à rechercher dans la composition chimique des différents ciments et dans leurs aspects physiques. Les instructions fournies par le fabricant doivent être strictement respectées si l'on souhaite optimiser les qualités du matériau.

Les différences de composition de chaque ciment expliquent aussi les différences de comportement lors de la phase de mélange. Certains ciments sont immédiatement lisses et liquides alors que d'autres se comportent d'abord comme du sable mouillé, puis prennent une texture lisse et liquide après un certain temps. Pour éviter tout

problème pendant la manipulation, le chirurgien doit être familiarisé avec le comportement du ciment utilisé.

Au début de l'utilisation des ciments osseux, la procédure standard de mélange était la préparation manuelle dans un bol. Il a été démontré que cette manière de faire résultait en une variation importante de la qualité du ciment obtenu, fonction de la personne qui exécute la phase de mélange. L'homogénéité du mélange par rapport à sa porosité, en particulier, variait de façon importante. Il n'est donc pas possible de considérer ce type de préparation manuelle comme une procédure de référence. De plus, comme le ciment était préparé à l'air libre, le personnel de bloc était exposé de manière relativement importante aux vapeurs de monomère. Il a été démontré que l'exposition réduite aux vapeurs de monomère ne présentait pas de toxicité réelle pour le personnel de bloc, mais on ne peut néanmoins recommander une exposition prolongée à ces vapeurs qui serait due à une utilisation intensive de ciments osseux. .

Plusieurs études ont été réalisées afin de déterminer une procédure optimale de mélange : mélange mécanique, vibration, centrifugation... Mais c'est finalement la mise au point de système de préparation sous vide qui a permis d'obtenir une qualité constante et reproductible, en même temps qu'une réduction significative de l'exposition au monomère. Mais le point le plus critique reste la porosité du matériau. Un nombre important d'études in vitro ont mis en évidence une corrélation directe entre une porosité réduite et l'accroissement de la stabilité mécanique.

Dans le Registre Suédois d'Arthroplastie de Hanche, le registre qui répertorie le plus grand nombre de cas au monde, il a été démontré que la préparation sous vide du ciment permettait d'obtenir de meilleurs résultats cliniques à long terme par rapport à une préparation manuelle simple. Ces résultats nous obligent à considérer la préparation sous vide du ciment comme un point important des techniques modernes de cimentation. Pour les mêmes raisons, et en plus de la réduction des vapeurs de monomère, les systèmes de préparation sous vide du ciment définissent désormais la procédure standard type de préparation du ciment dans des pays comme la Suède et la Norvège.

b. La Phase de Repos

Après avoir mis en contact la poudre de polymère et le liquide de monomère, il se produit habituellement une dissolution partielle de la poudre acrylique dans le liquide et un gonflement de ces particules. A cet instant le ciment colle encore au gant du manipulateur, et le ciment ne peut pas encore être manipulé par l'opérateur si la préparation et l'injection sont faites manuellement.

Pour cette raison une méthode de détermination de la phase collante à été fixée par la norme *ISO 5833* : cette phase est considérée comme terminée quand le ciment n'adhère plus à un gant latex non poudré. Cette méthode reste cependant peu précise et sujette à variations.

Dans les techniques de cimentation modernes, le ciment n'est plus mis en place manuellement, mais avec un matériel d'injection ou une seringue. Il n'y a plus de contact direct entre les gants du chirurgien et le ciment, de sorte que l'adhérence au gant n'est plus une mesure significative. Mais un autre aspect doit être pris en considération : celui de la viscosité du ciment. La plupart des ciments disponibles réclament un temps de repos avant d'atteindre le niveau de viscosité requis pour la mise en place. Pour cette raison le temps de repos doit être également respecté avec les systèmes de préparation et d'injection modernes.

c. La Phase d'Injection :

La phase d'injection est le temps opératoire pendant lequel le ciment et l'implant peuvent être mis en place sur le patient. Pendant cette phase la viscosité du ciment doit être suffisamment haute pour résister à la pression vasculaire du patient, mais en même temps doit être suffisamment basse pour que le ciment inter-pénètre efficacement les alvéoles spongieuses, condition essentielle à la stabilité du ciment dans l'os.

La méthode initiale de mise en place consistait à pousser le ciment avec le pouce. Le canal médullaire distal n'était pas obturé, et le lit osseux était rarement nettoyé avant la

mise en place des composants. L'expérience maintenant longue de l'utilisation des ciments osseux, complétée par les enseignements des Registres Scandinaves, nous ont permis d'objectiver d'autres facteurs essentiels à l'amélioration à long terme de la stabilité des implants de hanche. Ces facteurs sont résumés dans le terme Technique Moderne de Cimentation

- L'Injection Rétrograde du ciment à l'aide d'une canule longue à démontré nettement ses avantages,
- Il est recommandé d'utiliser des obturateurs diaphysaires et des dispositifs de pressurisation,
- Il est recommandé de nettoyer méticuleusement le lit osseux à l'aide de dispositifs de lavage pulsé, afin d'améliorer l'inter-pénétration du ciment dans l'os, et de réduire les risques d'embolie graisseuse.

d. La Phase de Durcissement :

Pendant la phase de durcissement se produit la polymérisation finale de ce qui était du monomère. Le ciment se durcit. A la fin de la phase de travail la viscosité du ciment devient trop élevée pour permettre l'introduction de l'implant. Mais il faut rappeler que même à cet instant le ciment continue à avoir un certain comportement visqueux. Ce qui veut dire que le ciment peut encore se déformer sous la charge et modifier sa congruence à l'implant. Il est donc recommandé d'attendre la fin du processus jusqu'au durcissement final du ciment. L'état de durcissement doit être vérifié sur le patient ; le durcissement de l'échantillon habituellement conservé ne doit être qu'indicatif, et en aucun cas une preuve du durcissement final du ciment dans le patient.

La "température-dépendance"

Comme il l'a été décrit précédemment, la réaction de polymérisation du monomère liquide dans une phase solide de polymère dépend fortement de la température. Ce qui veut dire que la réaction est fortement accélérée quand la température s'élève, alors

qu'à l'inverse les températures basses vont ralentir la réaction. Cette « température-dépendance » influence fortement sur la manipulation du ciment. Une variation de quelques degrés peut induire des écarts dans la manipulation de plusieurs minutes. Le personnel de salle doit tenir compte de la situation opératoire afin de prévenir les problèmes que pourraient occasionner une mise en place trop précoce ou au contraire trop tardive du ciment et de l'implant.

Bien que la plupart des recommandations soient écrites par le fabricant sur la notice d'utilisation, il faut rappeler que des écarts peuvent être induits par la situation opératoire : température du corps, taille de l'implant, épaisseur du manteau de ciment, instant d'injection du ciment... Le chirurgien doit garder en mémoire cette possibilité de variation induite de la manipulation (fig. II.14)

II.3. Propriétés Mécaniques :

La fonction primaire des ciments osseux est de réaliser la fixation stable des endoprothèses dans l'os, essentiellement des prothèses de hanche et de genou. Pendant toute la durée de vie de l'implant, le ciment doit répartir la charge depuis l'implant sur l'os et inversement. Des études biomécaniques ont démontré que les contraintes sur une hanche peuvent atteindre 9 fois le poids du corps [45]. Dans la hanche en particulier le mécanisme de contrainte est très complexe : c'est un mélange de charge compressive, de ploiement, de cisaillement, de torsion et de tension. Il est donc extrêmement difficile de reproduire la biomécanique de la hanche en laboratoire. En conséquence, seules quelques méthodes d'évaluation ont été déterminées dans la norme *ISO 5833* afin de tester la résistance mécanique des ciments osseux : résistance en compression, résistance élastique, et module d'élasticité. Dans la norme *ISO 5833* les valeurs limites sur ces critères sont les suivantes :

- > 70 MPa pour la résistance en compression
- > 50 MPa pour la résistance élastique
- > 1800 MPa pour le module d'élasticité

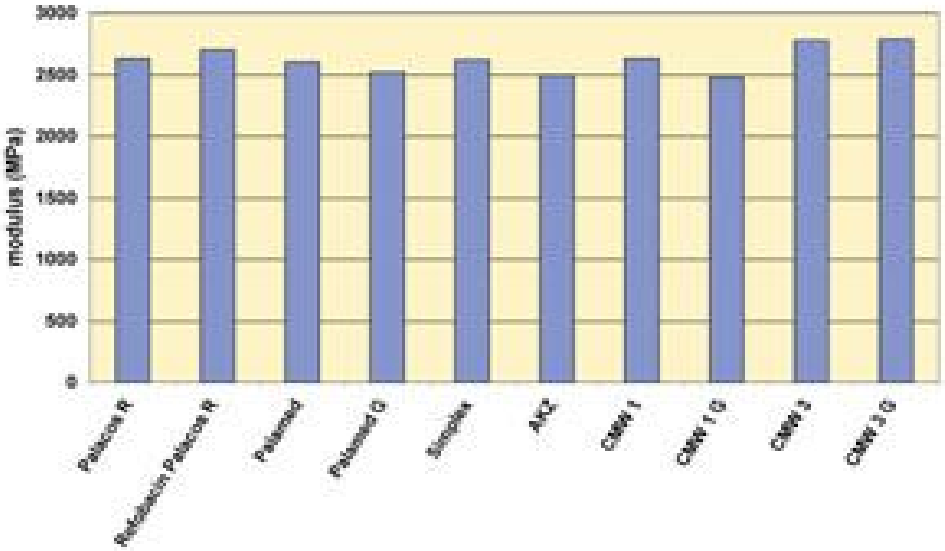


Figure II.15 : Résistance élastique de différents ciments osseux selon la norme *ISO 5833* [21]

Ces valeurs sont respectées par tous les ciments disponibles commercialement (Figure II.15). Des tests supplémentaires sont réalisés par certains fabricants comme la résistance à l'allongement ou la résistance à l'impact (Figure II.16). Mais tous ces tests sont statiques, la stabilité du matériau est décrite dans un seul plan de charge. Dans la réalité les patients porteurs de prothèses cimentées sont mobiles. Il est donc important de décrire le comportement d'un matériau sous une charge dynamique : c'est la détermination de la résistance en fatigue du matériau. Mais il existe de nombreuses méthodes pour évaluer la résistance en fatigue d'un matériau, et, à ce jour, aucune méthode standardisée n'a été unanimement retenue, ce qui rend la comparaison des différents ciments impossible sur ce critère, sauf pour ceux qui ont été testés à partir de la même méthode (Figure II.17).

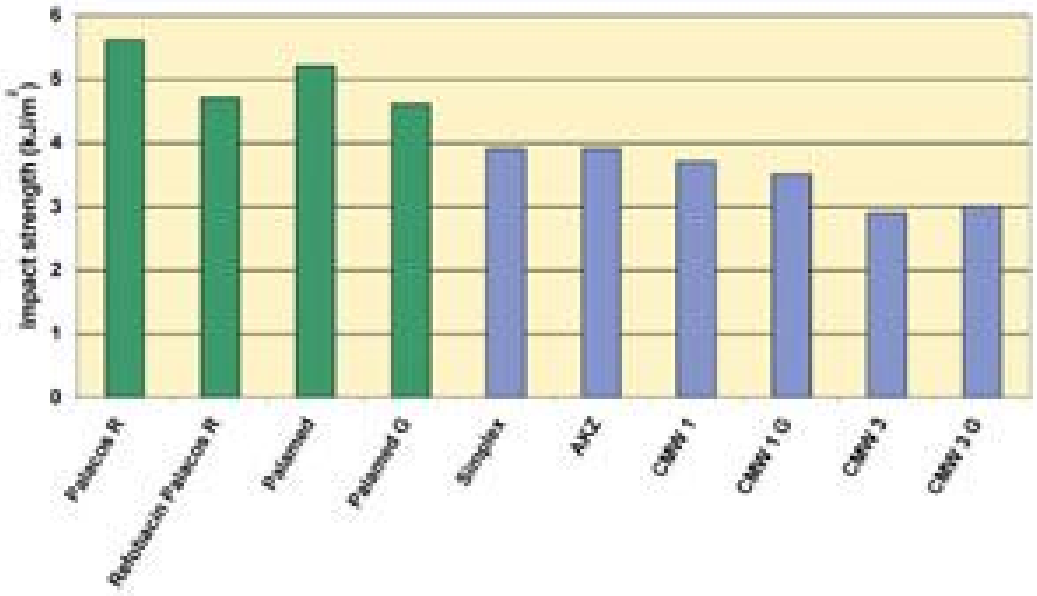


Figure II.16 : Résistance à l'impact de différents ciments osseux selon DIN 53 435 [21]

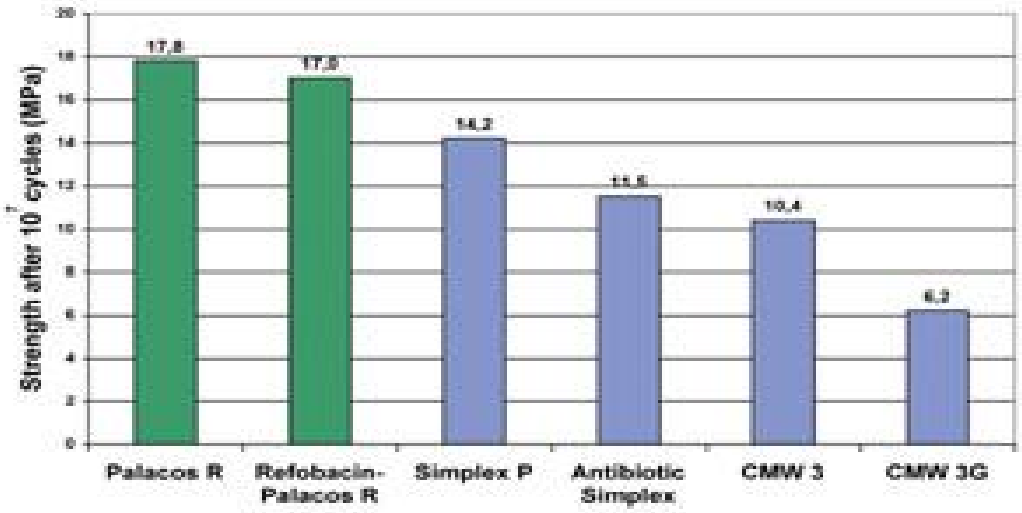


Figure II.17 : Résistance en fatigue de différents ciments osseux. Mesuré après 10 millions de cycles [21]

Nous avons vu précédemment que la façon de mélanger le ciment avait une influence déterminante sur le nombre et la taille des pores inclus dans le ciment : le mélange manuel est habituellement caractérisé par une porosité plus importante par rapport au mélange sous vide [17]. Quoi qu'il en soit le niveau de porosité influence de façon importante les caractéristiques mécaniques du matériau. L'effet déterminant de la

réduction de la porosité sur la résistance mécanique du ciment a été démontré dans de nombreuses études en [18, 19, 20].

Pour ce qui concerne les résultats cliniques relatifs à la préparation sous vide, les seules données statistiques sont extraites du Registre National Suédois d'Arthroplastie de Hanche. Ces données démontrent que la réduction de la porosité influence favorablement la stabilité à long terme et réduit le risque de descellement (Figure II.18). D'après les auteurs de ce Registre, la probabilité de révision accrue à 4-5 ans serait due à une mauvaise manipulation des systèmes de préparation, et à une introduction trop précoce de l'implant.

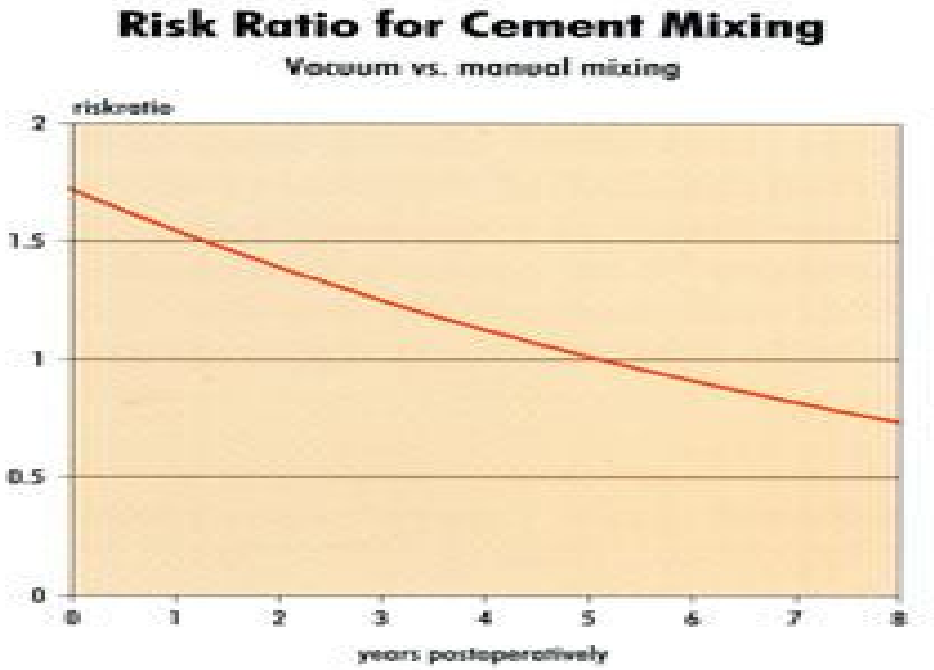


Figure II.18 : Modèle de Poisson pour évaluation de la probabilité de révision : préparation manuelle contre préparation sous vide [21]

Plus que la réduction des émanations de monomère, c'est d'abord la réduction de la porosité et son corollaire sur la résistance mécanique du matériau qui a conduit certains pays comme la Suède, à imposer les systèmes de préparation sous vide comme standard type pour la préparation du ciment, et partie importante des Techniques Modernes de Cimentation.

Conclusion

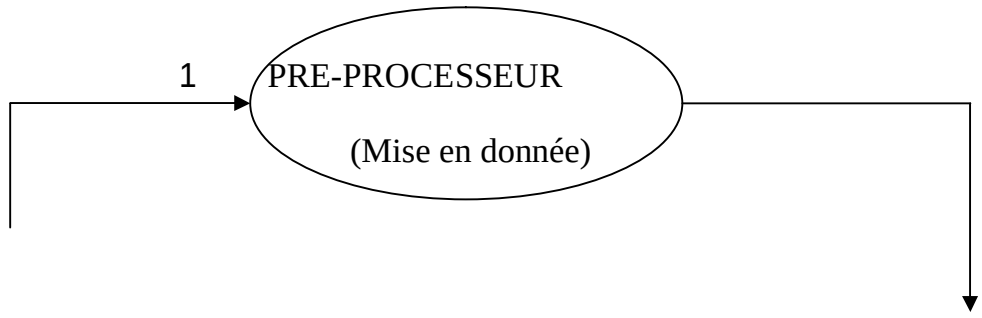
Les ciments osseux sont utilisés en orthopédie depuis plus de 40 ans. Son utilisation pour la fixation des endoprothèses est devenu routinier dans nombre d'hôpitaux de par le monde, et un nombre non mesuré, mais conséquent de patients ont retrouvé une mobilité et une qualité de vie au quotidien grâce à l'utilisation de ciments osseux. Les ciments disponibles commercialement sont généralement de bonne qualité, mais il appartient au chirurgien et à son équipe chirurgicale de le manipuler efficacement de façon à en obtenir le résultat optimum pour son patient.

III.1 Introduction :

La méthode des éléments finis s'impose actuellement comme un outil indispensable pour l'analyse et la conception. L'utilisation des simulations numériques, s'est fortement développée au cours de ces dernières années grâce notamment à l'amélioration des performances des moyens informatiques et des codes de calcul ABAQUS, ANSYS, FRANC2D ….etc.). Ainsi, elle permet de modéliser des géométries complexes compte tenu d'un nombre important de phénomènes physiques offrant des perspectives intéressantes par rapport aux modèles analytiques.

Les méthodes numériques de calculs, en particulier celle des éléments finis sont bien adaptées à ces problèmes; les avantages qu'elle présente sont :

- Une possibilité d'analyser des géométries très complexes avec une variété de chargements et des conditions d'appuis complexes pour n'importe quelle loi de comportement.
- Cette méthode est basée sur une discrétisation d'un domaine continu en sous-domaines de formes géométriques simples que l'on appelle éléments finis interconnectés en des points appelés nœuds de plus en définis dans chaque élément; une approximation adéquatée de la solution permet la résolution du problème en fonction uniquement des valeurs aux nœuds. Le déroulement du calcul par éléments finis dans la majorité des codes de calculs est présenté sur la figure III-1.



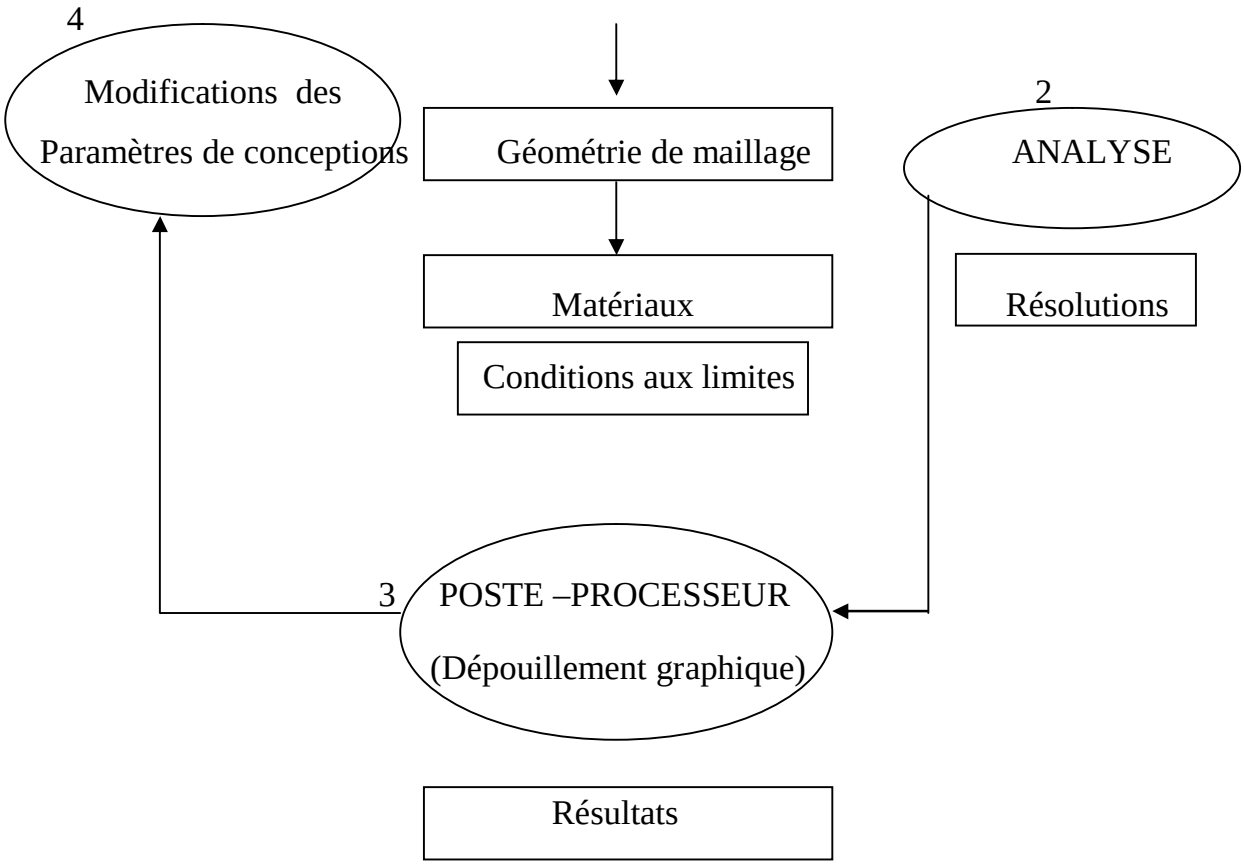


Figure III-1: Représentation de l'organigramme pour la plupart des codes de calculs par la M.E.F.

Le modèle géométrique de la prothèse totale de hanche est analysé par la méthode des éléments finis en utilisant le code de calcul commercial ABAQUS version 6.5، Compte tenu de la nature de chargement et de la géométrie, une modélisation tridimensionnelle est utilisée. Le choix de ce code a été essentiellement motivé par ses

grandes capacités [65]. ABAQUS permet donc une simulation par éléments finis de problèmes variés en mécanique.

Nous avons analysé la distribution des contraintes dans une prothèse de hanche par la méthode des éléments finis. Cette analyse a été réalisée sur trois différentes positions de la prothèse (Figure III.2). Le choix de ces positions correspond aux zones caractéristiques : proximale, médiale et distale.

Nous avons déterminé pour chaque zone la répartition des contraintes de Von Mises les contraintes normales σ_{xx}, σ_{yy} et tangentielle τ_{xy} dans le ciment l'implant et l'os.

Il est à noter cependant que la détermination des contraintes σ_{xx}, σ_{yy}, τ_{xy} a été faite sur une ligne horizontale (zz) sur l'implant le ciment et l'os, suivant la direction noté 1.

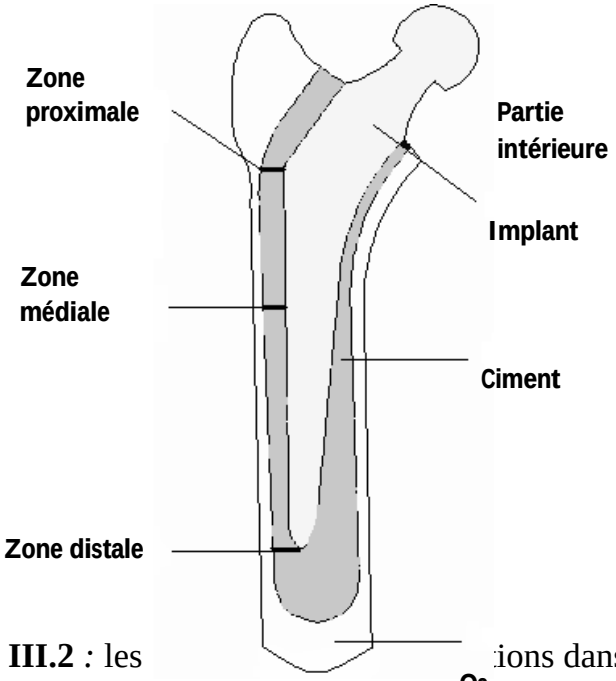


Figure III.2 *:* les ions dans la prothèse totale de hanche

III.2. Modèle géométrique :

Le but principal de la modélisation complète du fémur intacte est de comparer les résultats avec les résultats de Duda. Pour l'étude de Duda, il fait l'analyse complète sur le fémur intacte. Il a inclus toutes les forces musculaires pendant le décollement des orteils phase de marche normale. Toutefois, l'ampleur et la direction des forces ne sont pas indiqués. Le modèle a été discrétisé en utilisant des éléments hexaédriques.

Les propriétés du matériau de l'os ont été modélisées pour être élastique linéaire et isotrope. La distribution de matière a été modélisée comme homogène sur l'ensemble du fémur. La condition limite a été appliquée par la fixation de l'épiphyse distale, qui est la plupart de la région de basse du fémur. Les contraintes principales ont été prises ventrales, latérale et médiale.

Dans cette étude, la différence majeure par rapport au modèle Duda est des conditions de chargement. Sont mentionné, l'ampleur des forces musculaires données par Bergman (2001) sont utilisés. Ils sont indiqués dans le tableau III.1 L'emplacement correspondant de la force de contact des joints et les forces musculaires.

Il ya deux autres différences mineures entre cette étude et l'étude de Duda. Premièrement, dans l'étude de Duda, il a utilisé le fémur gauche, alors que pour cette étude, le fémur droit est utilisé. Cependant, la différence entre les deux fémurs droit et gauche est la symétrie, cette différence est censé ne pas affecté les résultats. Deuxièmement, au lieu de discrétiser le modèle en éléments hexaédriques, le modèle de cette étude est discrétisé en utilisant des éléments tétraédriques. C'est parce que la géométrie du fémur est irrégulière. Les Éléments tétraédriques sont mieux à être adaptés et ajustés aux limites des courbes par rapport à des éléments hexaédriques. La Discrétisation du modèle en utilisant des éléments tétraédriques rend le maillage plus facile.

Force (N)	X	Y	Z
Force appliquée sur la tête de l'implant fémorale	-433.8	-263.8	-1841.3
Abducteur	465.9	34.5	695.0
Vastus Latérale	-7.2	-148.6	-746.3

Tableau III.1 : La configuration de chargement maximale des principaux muscles (Bergmann, 2001)

III.2.1. Description du modèle « CMK3 » :

Il existe actuellement plusieurs modèle commercialisés de prothèse totale de hanche, parmi les quels en peut citer : CMK, B.M, …..

Pour le choix du modèle appliqué dans la simulation, nous avions pris le CMK3 pour ce chapitre (la troisième génération de prothèse de (CARNLEY KERBOUL). pour ca disponibilité sur le marché national. Le modèle choisi est caractérisé par les dimensions spécifique et les caractéristique mécanique de c'est contraintes (Tableaux VI.1)

- L'implant fémoral
- Le ciment
- L'os

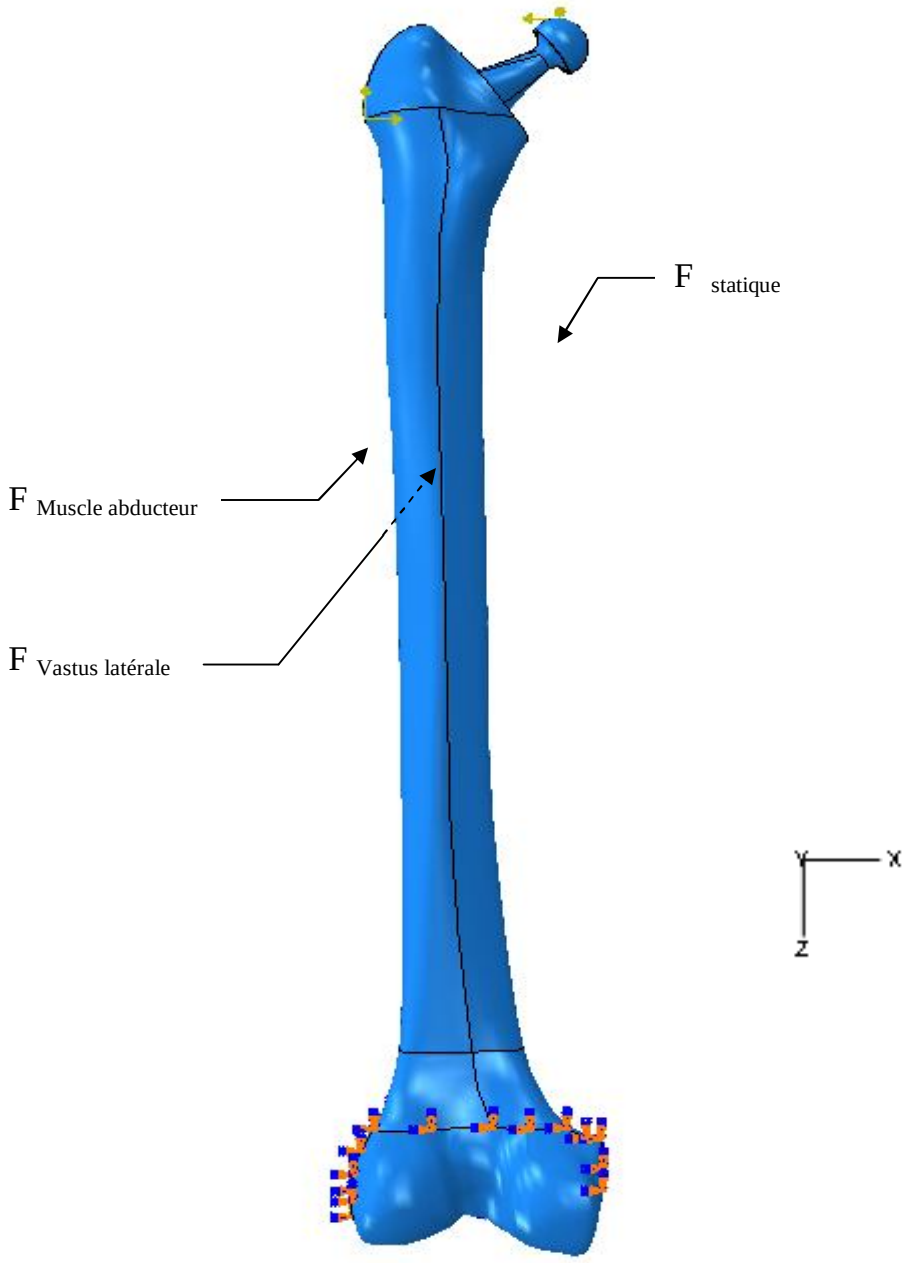
	Matériaux élastique	**Le module de Young**	**Le coefficient de poisson**
L'implant	Acier inoxydable (316L)	210000 MPa	0.3
Le ciment	PMMA	2000 MPa	0.3
L'os		E_x=E_y =11500,E_z = 17000 G_{xy} = 3600 G_x = G_{yz}= 3300 MPa	0.45

Tableau III.2 : Propriétés mécaniques des trois constituants de la prothèse totale de hanche de type « CMK3 »

III.2.2. les conditions de chargement :

Les conditions aux limites utilisées dans notre cas sont : (Tableau III.1)

- La charge appliquée sur la tête fémorale (3 fois le poids de corps humain) appliquée axialement sur la partie fémorale.
- Une charge appliquée dans la zone proximale de la partie extérieure (force de muscle abducteur)
- Une charge appliquée dans la zone proximale de la partie antérieure (force de vastus latérale)
- Un encastrement imposé a l'extrémité de fumure (Figure III.3)

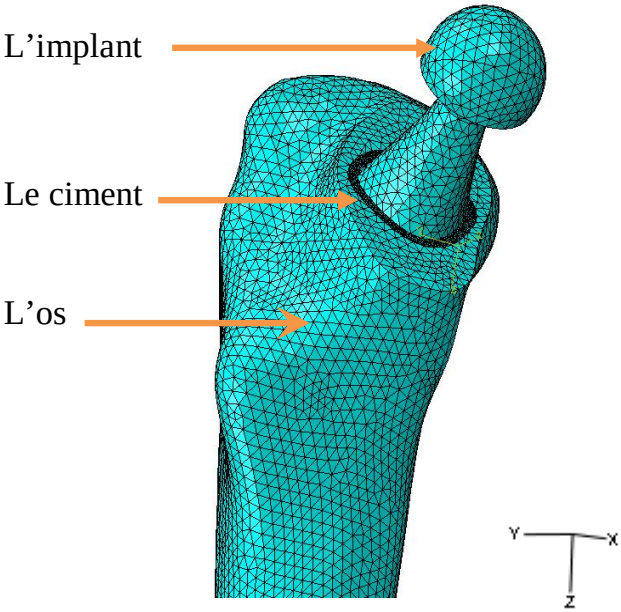


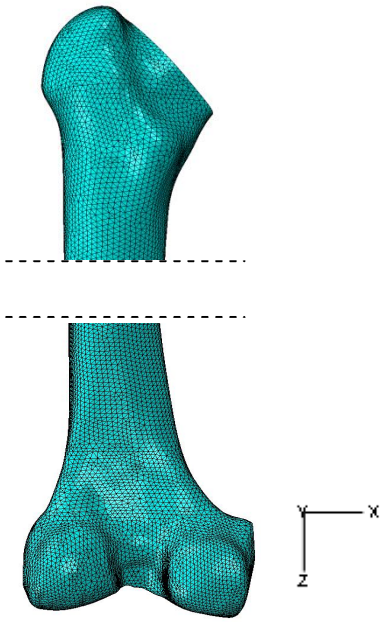
Ilio tibial-tract

Figure III.3 : représentation chématique des conditions aux limites

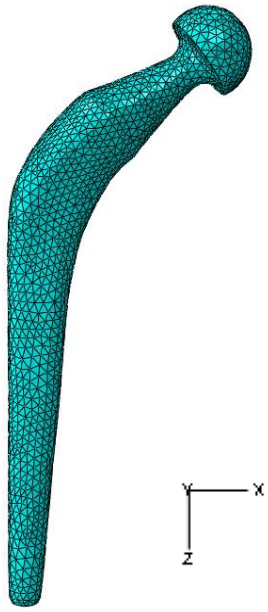
« PTH de type CMK3 »

La fiabilité des résultat nécissite un maillage très raffiné. En effet, le ciment est un élément déterminant de la prothèse. Le raffinement de son maillage est d'une grande importance pour l'analyse de la structure. (Figure III.4)





L'os



L'implant

Le ciment

Figure III.4 : Maillage de la prothèse analysée « CMK3 »

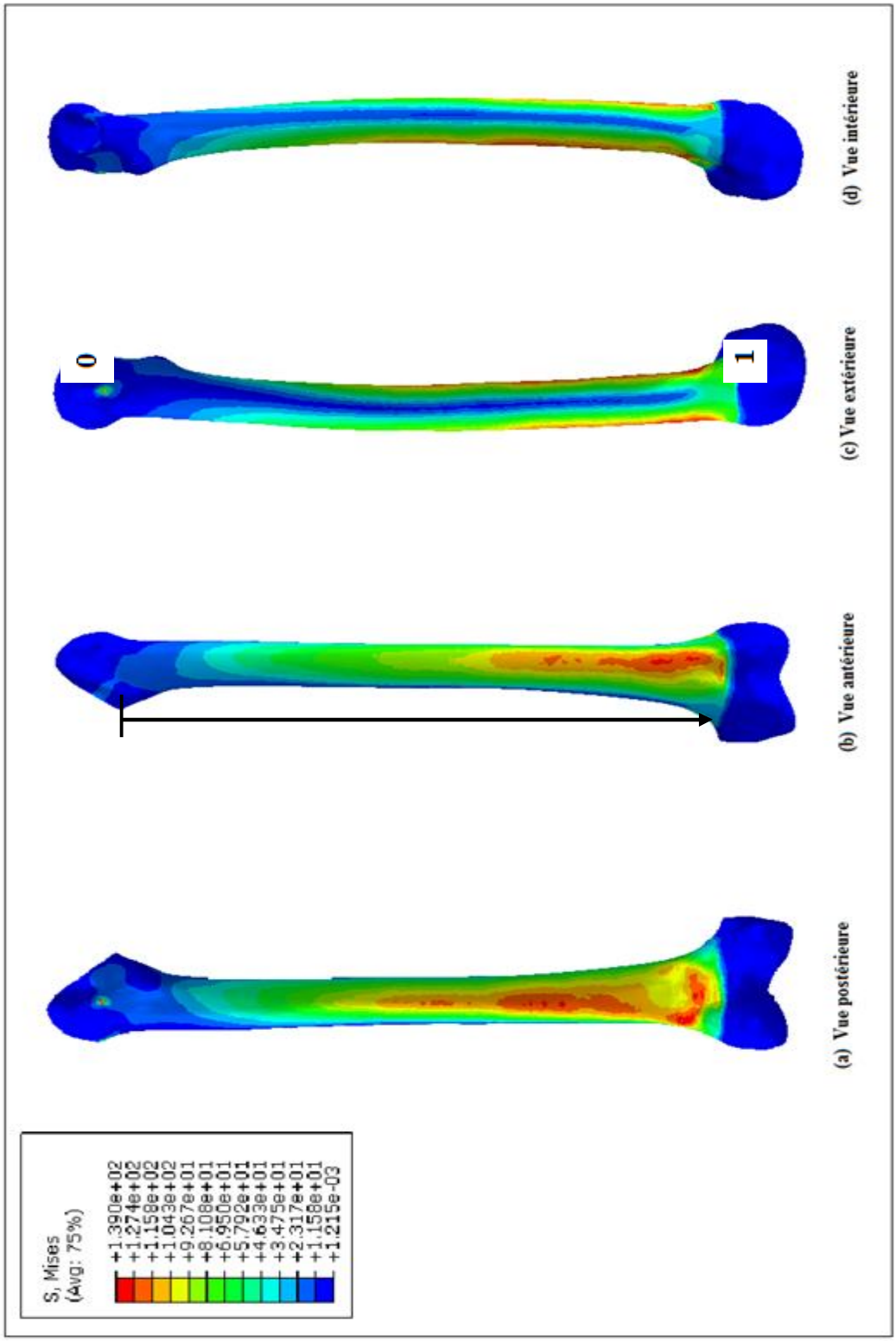
III.3. Répartition tridimenssionnelle des contraintes dans les trois élément de la prothése totale de hanche de type CMK3.

	Os	**Ciment**	**Implant**
σ_{xx} (MPa)	5	4	**75**
σ_{yy} (MPa)	2.5	9.5	20
τ_{xy} (MPa)	3	8	31.5

Tableau III.3 : les contraintes maximales dans les différents constituants de la PTH de type CMK3

	Os	Ciment	Implant
σ_{xx} (MPa)	-5	-9	-60
σ_{yy} (MPa)	-4	-12	-17
τ_{xy} (MPa)	-4.2	-7	-11

Tableau III.4 : les contraintes minimales dans les différents constituants de la PTH de type CMK3



III.3.1. Analyse des contraintes dans L'Os « PTH de type CMK3 » :

Figure III.5 : La distribution des contraintes équivalentes de Von Mises dans l'os « CMK3 »

a) Contraintes équivalentes (Von Mises) :

La répartition des contraintes dans l'os de la prothèse totale de hanche de type CMK3 à été analysée suivant les trois axes x, y, z, les résultats de cette analyse sont illustrés dans la (Figure III.5). Cette dernière montre le niveau et la répartition des

contraintes de Von Mises le long de l'os sous l'effet des sollicitations mécanique appliquée.

Nos résultats montrent que la répartition des contraintes de Von Mises le long de l'os et non uniforme, on a une forte concentration des contraintes au niveau de la zone distale. Les contraintes de Von Mises d'intensité la plus élevé est de l'ordre de 139 MPa, en compression, marqué dans la zone distale pour chacune des parties postérieure et antérieure de l'os (Figure III.5.a, III.5.b). Dans la zone médiale les contraintes sont moins importantes en comparaison avec celle de la zone distale, ainsi on à des contraintes d'une très faible intensité sur le colle du fumure.

On a un point de concentration des forces Dans la zone proximale de la partie extérieure (Figure III.5.c), due aux efforts de point d'application de la charge mécanique (Force du muscle abducteur). Dans le reste de la structure les contraintes sont d'une très faible intensité (Figures III.5.c, III.5.d) ce qui signifie que l'os subit une très faible charge mécanique.

Ces contraintes agissent sur l'os sont des contraintes de compression qui en une très forte intensité, ce qui signifie que la charge appliquée sur l'implant influence sur l'os. C'est contraintes peuvent conduire à des risques d'endommagement et de fatigue, ainsi elle présente un risque très élevé de transfert de charge au ciment. Tendit que la durabilité d'une telle prothèse est liée au niveau et à la répartition des contraintes dans les éléments de la structure. D'autre part, les fortes contraintes sont insupportables par le patient et peuvent conduire à des douleurs très intenses.

b) contraintes normales σ_{xx} :

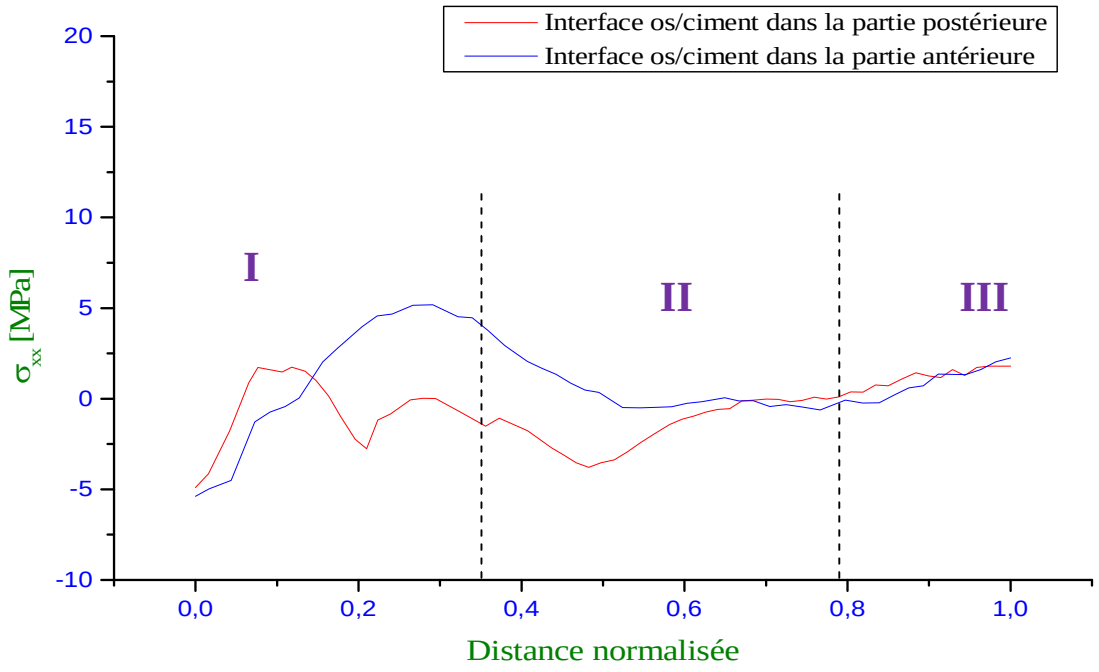


Figure III.6 : La variation des contraintes normales σ_{xx} dans l'os
I : Zone proximale II: Zone médiale III : Zone distale
«PTH de type CMK3 »

La Figure III.6 présente la distribution des contraintes normales σ_{xx} dans l'os à l'interface du ciment pour les deux parties postérieure et antérieure dans les trois positions de la prothèse (proximale, médiale et distale) suivant la direction noté 1 (Figure III.5). L'os et soumis à des efforts de traction principalement dans la partie proximale et médiale, ainsi des efforts de compression dans la partie proximale.

Nos résultats montrent que le niveau des contraintes normales σ_{xx} dans la zone proximale et très élevé par rapport à celle de la zone médiale et distale, la contrainte d'intensité la plus élevé est de 5 MPa, en compression (Tableau III.3), marquée dans la zone proximale de la partie antérieure. La contraintes d'intensité la plus élevé en traction est de l'ordre de -5 MPa (Tableau III.4), aux points de contacte avec le colle du ciment (Figure III.6). C'est contraintes présentent un risque de rupture pour l'os dans cette zone. Pour la zone médiale et distale les contraintes normale σ_{xx} sont d'une faible intensité ce qui signifie que l'os subit une faible charge mécanique.

c) Contraintes normales σ_{yy} :

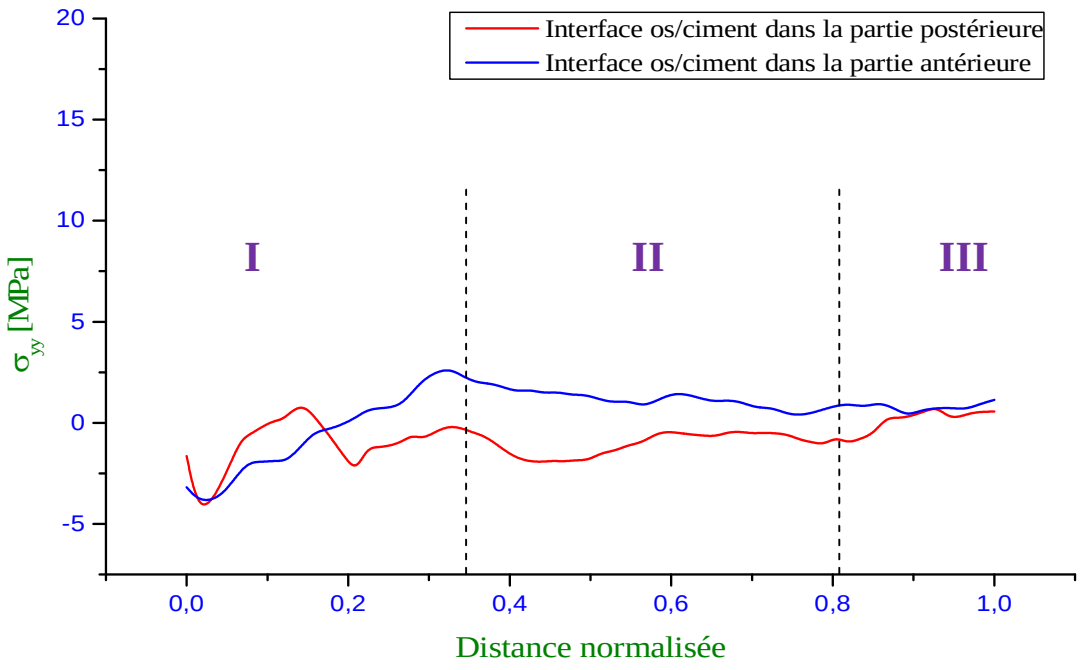


Figure III.7 : La variation des contraintes normales σ_{yy} dans l'os
I : Zone proximale II: Zone médiale III : Zone distale
«PTH de type CMK3 »

La Figure III.7 présente la distribution des contraintes normales σ_{yy} dans l'os à l'interface du ciment pour les deux parties postérieure et antérieure dans les trois positions de la prothèse (proximale, médiale et distale) suivant la direction noté 1 (Figure III.5). L'os et soumis à des efforts de traction et de compression principalement dans la partie proximale et médiale.

Nos résultats montrent que le niveau des contraintes normales σ_{xx} dans la zone proximale est élevé par rapport à celle de la zone médiale et distale, la contrainte d'intensité la plus élevé est de -4 MPa, en traction (Tableau III.4), marquée dans la zone proximale aux points de contacte avec le colle du ciment dans chacune des parties antérieure et postérieure, ainsi l'os et soumis à des efforts de compression dans la zone proximale d'une intensité 3 MPa (Tableau III.3). C'est contraintes présentent un risque de rupture pour l'os dans cette zone. Pour la zone médiale on est en présence des efforts de compressions dans la partie antérieure et d'autre par des efforts de traction dans la partie postérieure mais d'une très faible intensité en comparaissant

avec celle de la zone proximale. Pour la zone distale les contraintes normales σ_{yy} sont d'une intensité négligeable ce qui signifie que l'os subit une faible charge mécanique.

d) Contraintes tangentielles τ_{xy}

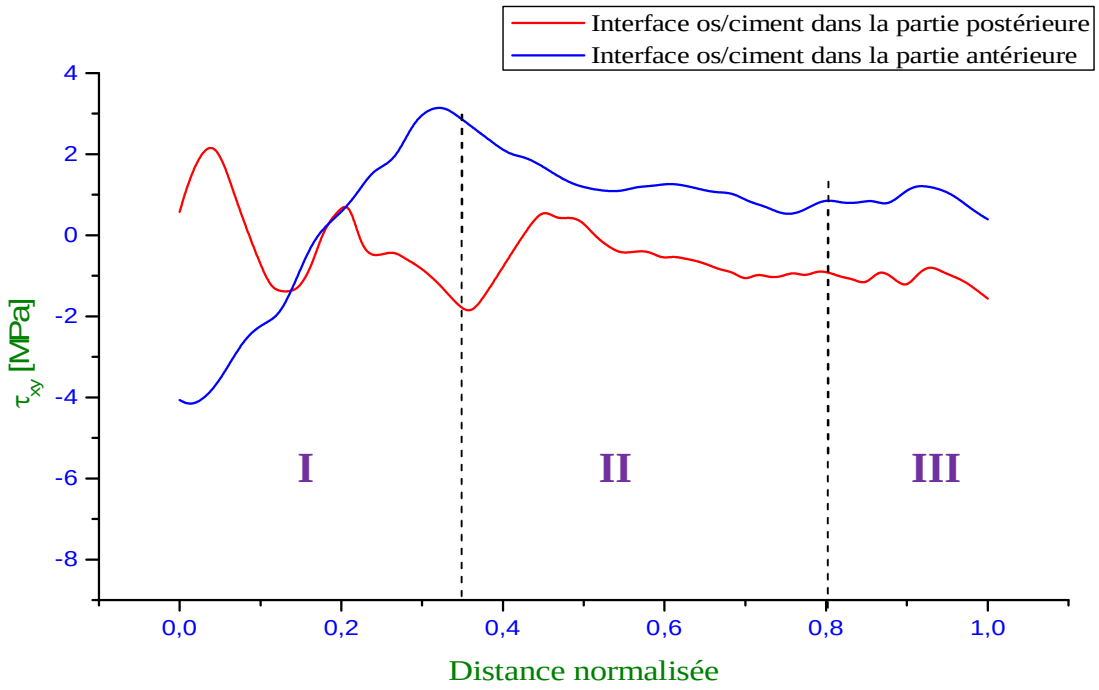


Figure III.8 : La variation des contraintes tangentielles τ_{xy} dans l'os
I : Zone proximale II: Zone médiale III : Zone distale
«PTH de type CMK3 »

La Figure III.8 présente la distribution des contraintes tangentielles τ_{xy} dans l'os à l'interface du ciment pour les deux parties postérieure et antérieure dans les trois positions de la prothèse (proximale, médiale et distale) suivant la direction noté 1 (Figure III.5). D'après cette figure, l'os est soumis à des risques de cisaillement principalement dans la zone proximale.

Nos résultats montrent que le niveau des contraintes tangentielle τ_{xy} dans la zone proximale est élevé par rapport à celle de la zone médiale et distale, la contraintes d'intensité la plus élevé est de -4.2 MPa, en traction (Tableau III.4), marquée dans la zone proximale de la partie antérieure aux points de contacte avec le colle du ciment (Figure III.8). La contrainte maximale en compression et de l'ordre de 3 MPa

(Tableau III.3). Pour les zones médiales et distales les contraintes de cisaillements τ_{xy} sont d'une faible intensité en comparaison avec celle de la zone proximale. En générale le risque de cisaillement et moins élevé.

III.3.2. Analyse des contraintes dans le ciment « PTH de type CMK3 » :

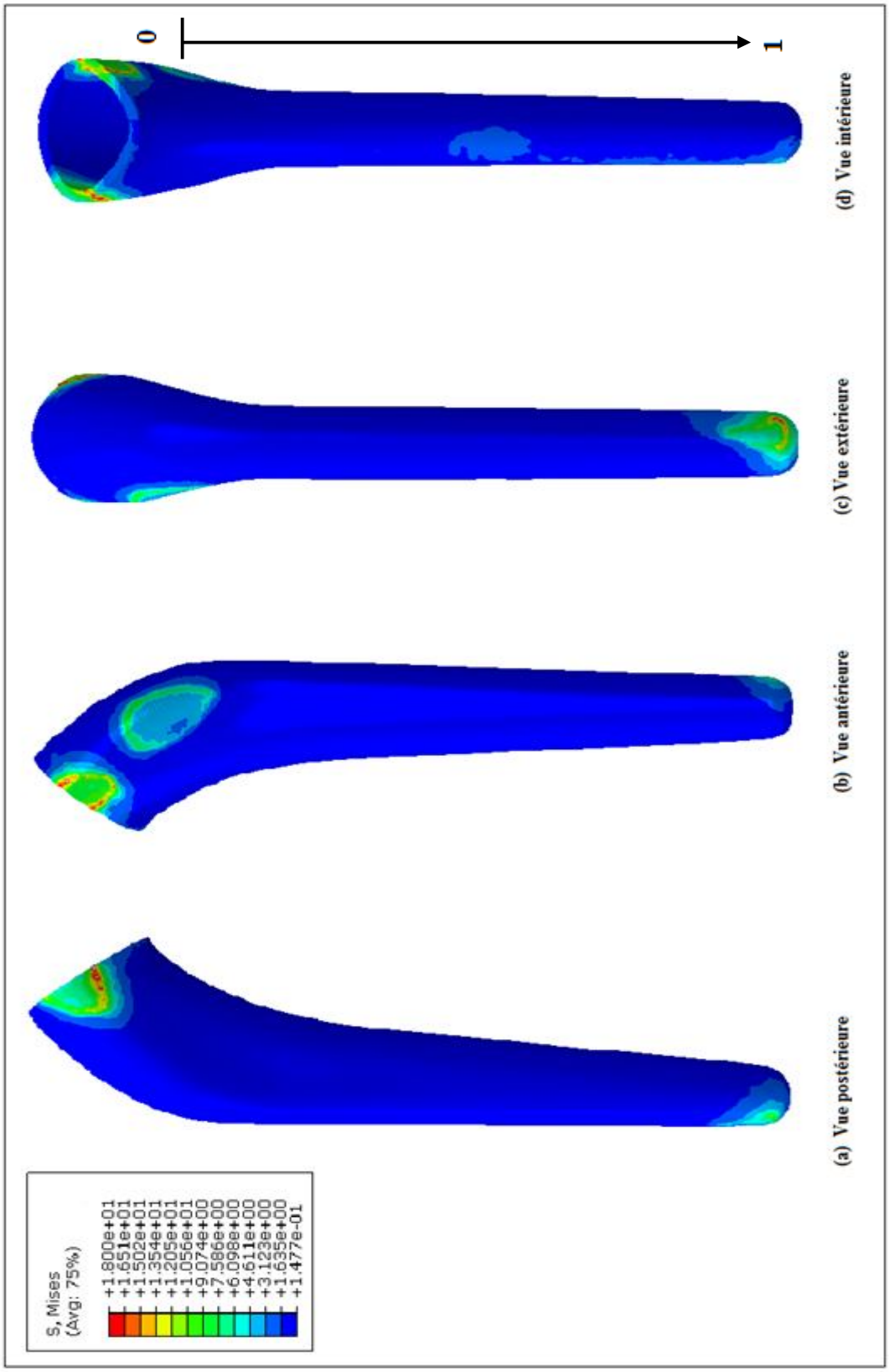


Figure III.9 : La distribution des contraintes équivalentes de Von Mises dans le ciment « CMK3 »

a) Contraintes équivalentes (Von Mises) :

La répartition des contraintes dans le ciment de la prothèse totale de hanche de type CMK3 à été analysée suivants les trois axes x, y, z, les résultats de cette analyse sont illustrés dans la (Figure III.9). Cette dernière montre le niveau et la répartition des contraintes de Von Mises le long du ciment sous l'effet des sollicitations mécanique appliquée.

Nos résultats montrent que le ciment et sollicité par des contraintes équivalentes de Von Mises principalement dans la zone proximale et distale. La zone médiale présente des contraintes équivalentes d'une très faible intensité. La contrainte d'intensité la plus élevé est de l'ordre de 18 MPa, en compression, marqué dans la zone proximale (colle du ciment) (Figure III.9.a, III.9.d), ainsi dans la zone distale (le bout du ciment) (Figure III.9.c). Dans ce cas on est en présence d'un grand risque de rupture et de fatigue du matériau,

Les chargements mécaniques appliquée sur l'implant et l'os sollicite l'implant le ciment et l'os, tendit que la durabilité d'une telle prothèse est étroitement liée au niveau et à la répartition des contraintes dans les éléments de la structure, particulièrement dans le ciment élément le moins résistant. D'autre part, les fortes contraintes sont insupportables par le patient et peuvent conduire à des douleurs très intenses.

Dans le reste de la structure les contraintes de Von Mises sont d'une très faible intensité (Figure III.9.c, III.9.d).

b) contraintes normales σ_{xx} :

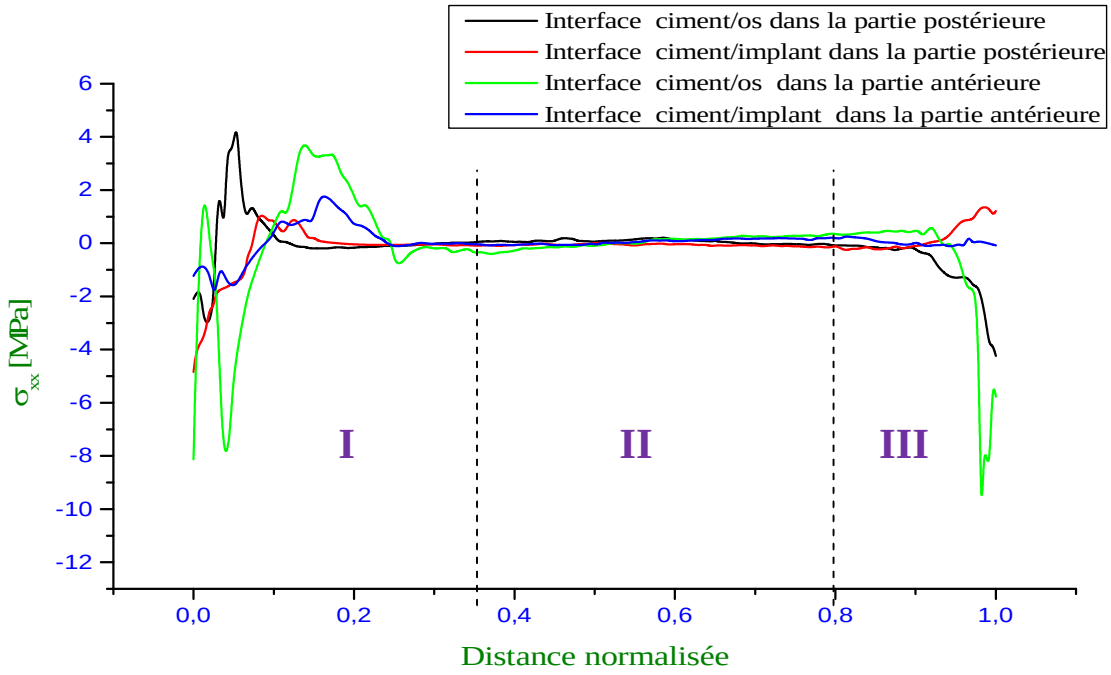


Figure III.10 : La variation des contraintes normales σ_{xx} dans le ciment
I : Zone proximale II: Zone médiale III : Zone distale
«PTH de type CMK3 »

La Figure III.10 présente la distribution des contraintes normales σ_{xx} dans le ciment à l'interface de l'os et de l'implant pour les deux parties postérieure et antérieure dans les trois positions de la prothèse (proximale, médiale et distale) suivant la direction noté 1 (Figure III.9). Le ciment et soumis à des efforts de traction et de compression dans la zone proximale et distale.

Nos résultats montrent que le chargement appliqué sur la prothèse totale de hanche engendre des contraintes normales σ_{xx} d'une intensité très élevées de 4 MPa environ en compression (Tableau III.3), dans la zone proximale de la partie postérieure à l'interface de l'os. La contrainte d'intensité la plus élevé en traction est de l'ordre de -9 MPa (Tableau III.4), marquée dans la zone proximale et distale de la partie antérieure à l'interface de l'os (Figure III.10), ces contraintes peuvent provoquer la rupture du ciment puisque ce dernier ne résiste pas bien aux efforts de traction et de compression.

A l'interface ciment/implant les contraintes normales σ_{xx} sont d'une très faible intensité pour chacune des zones proximale et distale en comparaison avec celle de l'interface

ciment/os (Figure III.10). La zone médiale présente des contraintes d'une très faible intensité tendit négligeable puisque les contraintes maximales ne dépassent pas 0.5 MPa soit en compression, ou en traction.

c) contraintes normales σ_{yy} :

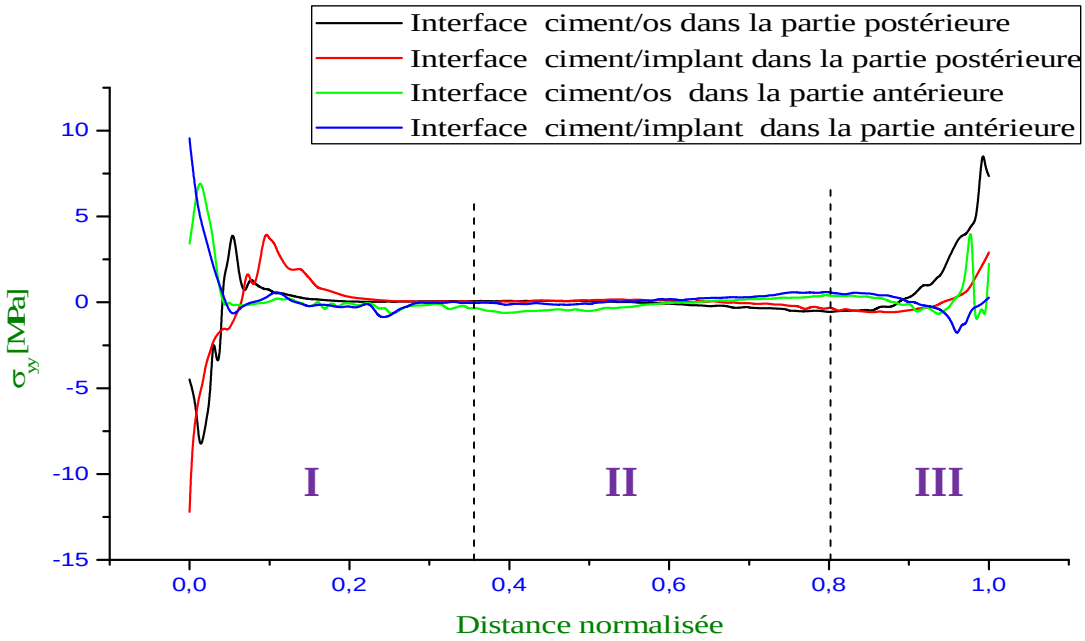


Figure III.11 : La variation des contraintes normales σ_{yy} dans le ciment
I : Zone proximale II: Zone médiale III : Zone distale
«PTH de type CMK3 »

La Figure III.11 présente la distribution des contraintes normales σ_{yy} dans le ciment à l'interface de l'os et de l'implant pour les deux parties postérieure et antérieure dans les trois positions de la prothèse (proximale, médiale et distale) suivant la direction noté 1 (Figure III.9). Le ciment et soumis à des efforts de traction et de compression dans la zone proximale et distale.

Nos résultats montrent que le chargement appliqué sur la prothèse totale de hanche engendre des contraintes normales σ_{yy} très élevées de 9.5 MPa environ en compression (Tableau III.3), dans la zone proximale de la partie antérieure à l'interface de l'implant et dans la zone distale de la partie postérieure a l'interface de l'os (Figure III.11). La contrainte d'intensité la plus élevé en traction est de l'ordre de -12 MPa (Tableau

III.4), marquée dans la zone proximale de la partie postérieure à l'interface de l'implant, ces contraintes sont d'une intensité très élevé et peut provoquer la rupture au niveau du colle et le bout du ciment puisque ce dernier ne résiste pas bien aux efforts de traction et de compression.

A l'interface ciment/os les contraintes normales σ_{yy} sont d'une faible intensité pour la zone proximale en comparaison avec celle de l'interface ciment/implant. La zone médiale présente des contraintes d'une très faible intensité tendit négligeable puisque les contraintes maximales ne dépassent pas 0.5 MPa soit en compression, ou en traction.

d) contraintes tangentielles τ_{xy} :

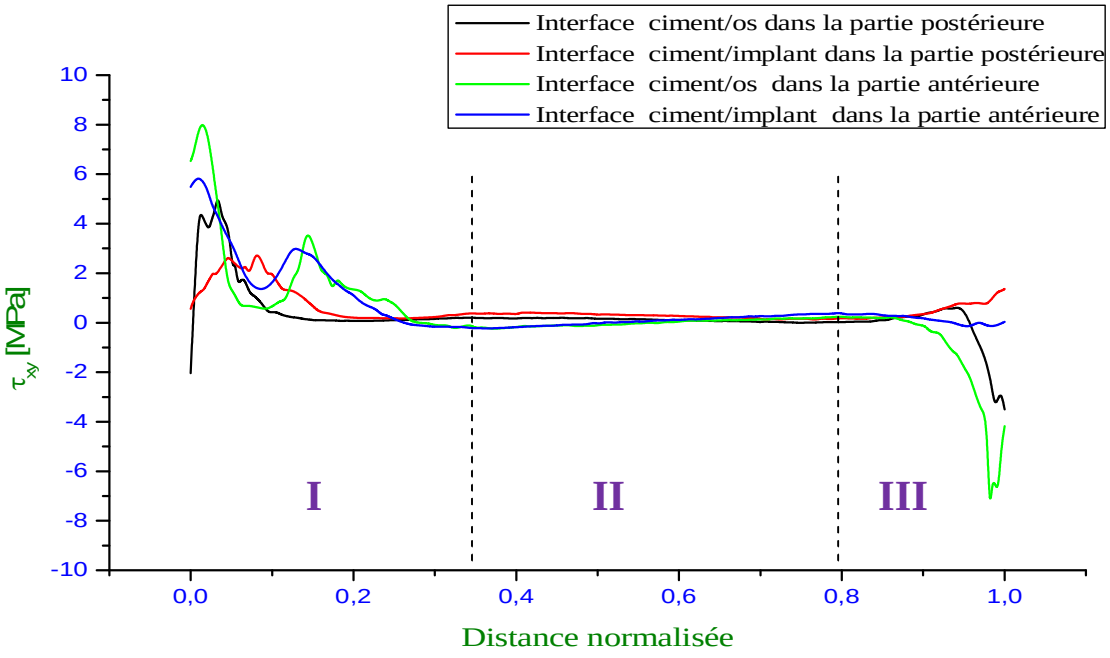


Figure III.12 : La variation des contraintes tangentielles τ_{xy} dans le ciment
I : Zone proximale II: Zone médiale III : Zone distale

La Figure III.12 présente la distribution des contraintes tangentielles τ_{xy} dans le ciment à l'interface de l'os et de l'implant pour les deux parties postérieure et antérieure dans les trois positions de la prothèse (proximale, médiale et distale) suivant la direction noté 1 (Figure III.9). Le ciment et soumis à des efforts de traction et de compression dans la zone proximale et distale.

«PTH de type CMK3»

Nos résultats montrent que le chargement appliqué sur la prothèse totale de hanche engendre des contraintes tangentielles de compression dans la zone proximale pour chacune des interfaces, la contrainte de cisaillement la plus élevé et de 8 MPa environ en compression (Tableau III.3), dans la zone proximale de la partie antérieure à l'interface de os. La contrainte d'intensité la plus élevé en traction est de l'ordre de -7 MPa (Tableau III.4), marquée dans la zone distale de la partie antérieure à l'interface de l'os (Figure III.12), ces contraintes sont d'une intensité très élevé et peut provoquer la rupture au niveau du colle et le bout du ciment puisque ce dernier ne résiste pas bien aux efforts de traction et de compression.

La zone médiale présente des contraintes d'une très faible intensité tendit négligeable puisque les contraintes maximales ne dépassent pas 0.5 MPa soit en compression, ou en traction.

III.3.5. Analyse des contraintes dans L'implant « PTH type CMK3 » :

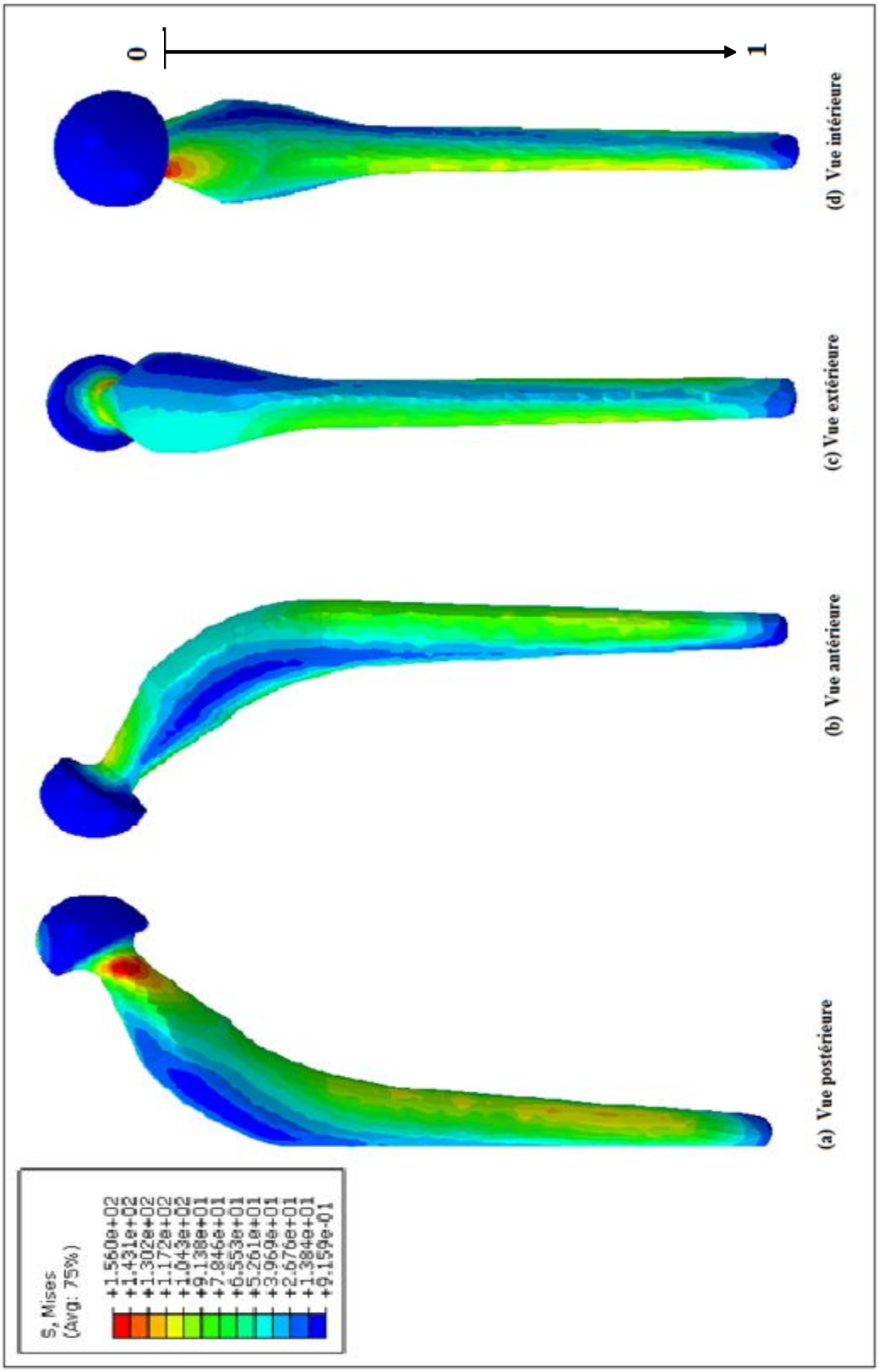


Figure III.13 : La distribution des contraintes équivalentes de Von Mises dans l'implant « CMK3 »

a) Contraintes équivalentes (Von Mises) :

La répartition des contraintes dans l'implant de la prothèse totale de hanche de type CMK3 à été analysée suivant les trois axes x, y, z, les résultats de cette analyse sont illustrés dans la (Figure III.13). Cette dernière montre le niveau et la répartition des contraintes équivalentes de Von Mises le long de l'implant sous l'effet des sollicitations mécaniques appliquées.

Nos résultats montrent que la distribution des contraintes équivalentes de Von Mises le long de l'implant et non uniforme, la contraintes la plus élevé et de l'ordre de 156 MPa, en compression, marqué dans la zone proximale au point de contacte avec le colle du ciment (Figure III.13.a). On est en présence d'un grand risque de rupture au niveau de la zone proximale.

Pour la zone médiale et distale les contraintes équivalentes de Von Mises sont moins importantes que celle de la zone proximale, mais d'une intensité considérable qui atteint jusqu'à 130 MPa, en compression (Figure III.13.a, III.13.b) dans la zone distale.

On à un point de concentration des contraintes dans la tète fémorale de l'implant (Figure III.13.a) due à la charge mécanique appliqué dans ce point (poids du Corre humain).

Dans la partie postérieure et antérieure, on a des contraintes équivalentes de Von Mises qui sont quasiment nulles (Figure III.13.b, III.13.c) au niveau de la partie proximale et distale, donc l'implant subit une très faible charge mécanique.

b) Contraintes normales σ_{xx} :

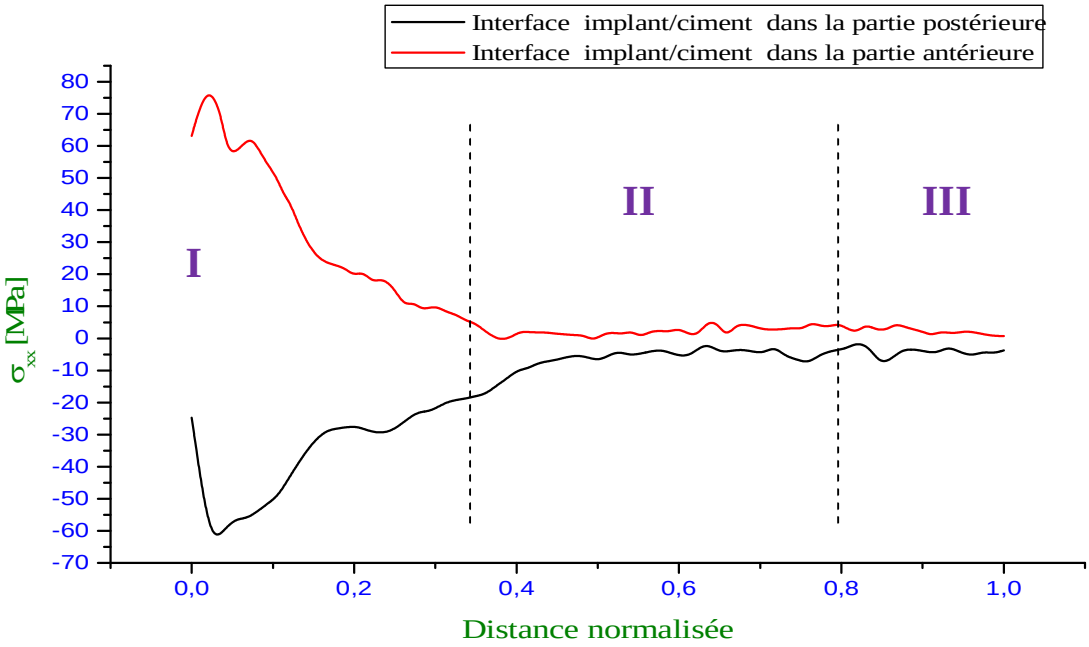


Figure III.14 : La variation des contraintes normales σ_{xx} dans l'implant
I : Zone proximale II: Zone médiale III : Zone distale
«PTH de type CMK3 »

La Figure III.14 présente la distribution des contraintes normales σ_{xx} dans l'implant à l'interface du ciment pour les deux parties : postérieure et antérieure, dans les trois positions de la prothèse (proximale, médiale et distale) suivant la direction noté 1 (Figure III.13). L'implant et soumis à des efforts de traction et de compression dans les trois zones de la prothèse.

Nos résultats montrent qu'on est en présence des efforts de compressions dans la partie antérieure, et d'autre par des efforts de traction dans la partie postérieure le long de l'implant, le niveau des contraintes normales σ_{xx} dans la zone proximale et très élevé par rapport à celle de la zone médiale et distale, la contrainte d'intensité la plus élevé est de 75 MPa, en compression (Tableau III.3), dans la zone proximale de la partie antérieure. La contraintes d'intensité la plus élevé en traction est de l'ordre de -60 MPa (Tableau III.4), marquée dans la zone proximale de la partie postérieure, ces contraintes sont d'une intensité très élevé et peuvent provoquer la rupture au niveau de la zone proximale (point de contacte avec le colle du ciment).

Pour la zone médiale et distale, les contraintes normales σ_{xx} sont d'une faible intensité en comparaison avec celle de la zone proximale.

c) Contraintes normales σ_{yy} :

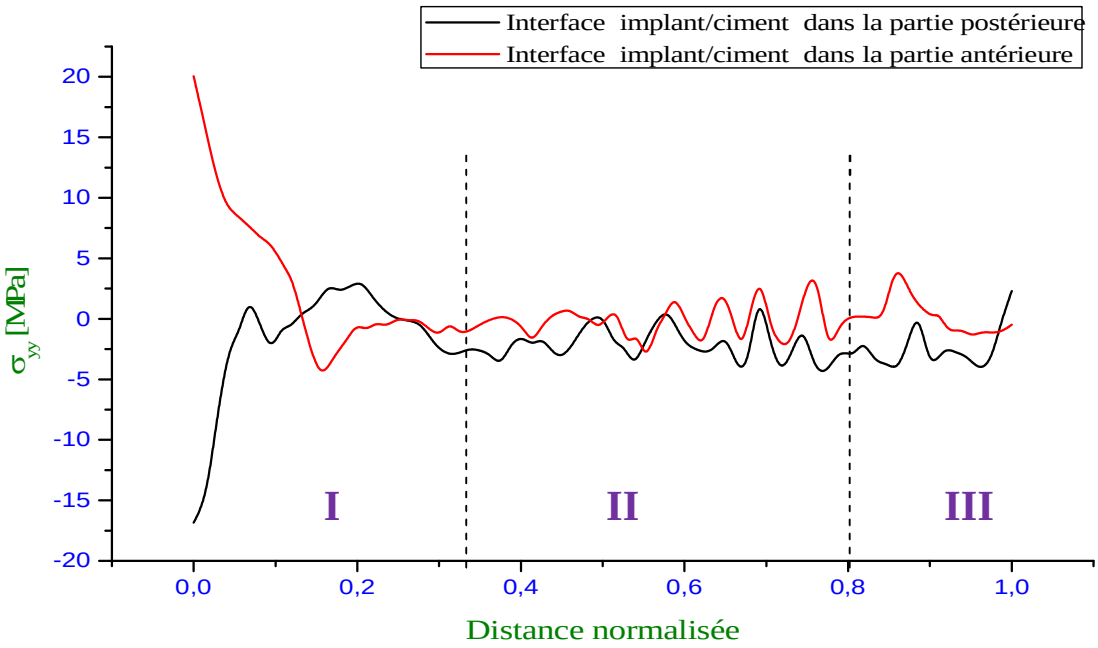


Figure III.15 : La variation des contraintes normales σ_{yy} dans l'implant
I : Zone proximale II: Zone médiale III : Zone distale
«PTH de type CMK3 »

La Figure III.15 présente la distribution des contraintes normales σ_{yy} dans l'implant à l'interface du ciment pour les deux : parties postérieure et antérieure, dans les trois positions de la prothèse (proximale, médiale et distale) suivant la direction noté 1 (Figure III.13). Les contraintes normales suivant la direction (yy) σ_{yy} sont moins importantes que les contraintes normales suivant la direction (xx) σ_{xx}. Le risque de rupture suivant la direction (xx), est donc plus important.

Nos résultats montrent qu'en est en présence des efforts de compressions dans la partie antérieure et d'autre par des efforts de traction dans la partie postérieure le long de l'implant, le niveau des contraintes normales σ_{yy} dans la zone proximale et très élevé par rapport à celle de la zone médiale et distale, la contrainte d'intensité la plus élevé est de 20 MPa, en compression (Tableau III.3), dans la zone proximale de la partie antérieure. La contrainte d'intensité la plus élevé en traction est de l'ordre de -60 MPa

(Tableau III.4), marquée dans la zone proximale de la partie postérieure (Figure III.15), ces contraintes sont d'une intensité très élevé et peuvent provoquer la rupture au niveau de la zone proximale (point de contacte avec le colle du ciment).

Pour la zone médiale et distale, les contraintes normales σ_{yy} sont d'une faible intensité en comparaison avec celle de la zone proximale.

d) contraintes tangentielles τ_{xy}

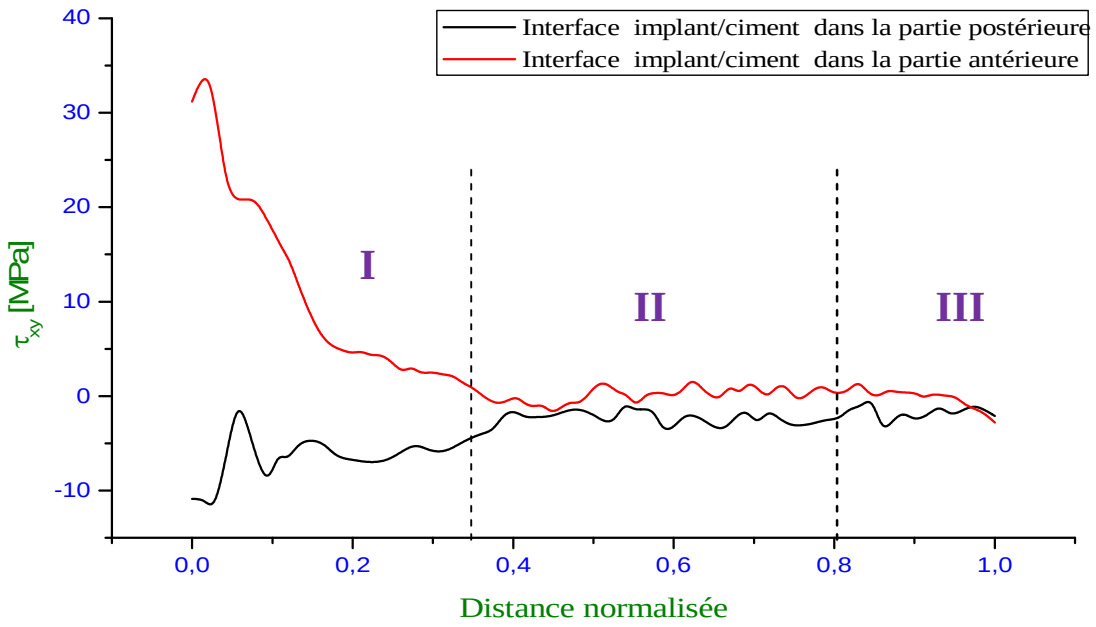


Figure III.6 : La variation des contraintes tangentielles τ_{xy} dans l'implant
I : Zone proximale II: Zone médiale III : Zone distale
«PTH de type CMK3 »

La Figure III.16 présente la distribution des contraintes tangentielles τ_{xy} dans l'implant à l'interface du ciment pour les deux parties : postérieure et antérieure, dans les trois positions de la prothèse (proximale, médiale et distale) suivant la direction noté 1 (Figure III.13). L'implant et soumis à des efforts de traction et de compression dans les trois zones de la prothèse.

Nos résultats montrent qu'on est en présence des efforts de compressions dans la partie antérieure et d'autre par des efforts de traction dans la partie postérieure le long de l'implant, le niveau des contraintes tangentielles τ_{xy} dans la zone proximale et très

élevé par rapport à celle de la zone médiale et distale, la contrainte tangentielle τ_{xy} d'intensité la plus élevé est de 31.5 MPa, en compression (Tableau III.3), dans la zone proximale de la partie antérieure. La contrainte d'intensité la plus élevé en traction est de l'ordre de -60 MPa (Tableau III.4), marquée dans la zone proximale de la partie postérieure (Figure III.16), on est en présence d'un risque de rupture par cisaillement.

Pour la zone médiale et distale, les contraintes tangentielles τ_{xy} sont d'une faible intensité, peut on dire négligeable en comparaison avec celle de la zone proximale.

Conclusion :

La présente étude a permis d'analyser la distribution des contraintes dans les trois éléments de la prothèse totale de hanche (os, ciment et implant) de type CMK3. Le chargement appliquée sur la PTH engendre des contraintes de forte intensité est pose un grand risque de fatigue et de rupture pour chacune des éléments de la prothèse.

Les résultats obtenus montrent que :

L'os et soumis a des contraintes équivalent d'une très forte intensité principalement dans la zone distale et dans la zone proximale aux points de contacte avec le colle du ciment

Le ciment est on grand risque de rupture au niveau du colle, puisque ce dernier subit des contraintes normales et tangentielles très intense dans la partie proximale, tendit que le ciment à une très faible résistance aux efforts mécanique.

La partie proximale de l'implant cour un risque de rupture principalement au niveau de la tête fémorale de l'implant.

I.1. Introduction :

Le modèle géométrique de la prothèse totale de hanche est analysé par la méthode des éléments finis en utilisant le code de calcul commercial ABAQUS version 6.5، Compte tenu de la nature de chargement et de la géométrie, une modélisation tridimensionnelle est utilisée. Le choix de ce code a été essentiellement motivé par ses grandes capacités [65]. ABAQUS permet donc une simulation par éléments finis de problèmes variés en mécanique.

Nous avons analysé la distribution des contraintes dans une prothèse de hanche par la méthode des éléments finis. Cette analyse a été réalisée sur trois différentes positions de la prothèse. Le choix de ces positions correspond aux zones caractéristiques : proximale, médiale et distale.

Nous avons déterminé pour chaque zone la répartition des contraintes de Von Mises ainsi les contraintes normales σ_{xx} ,σ_{yy}et tangentielle τ_{xy}dans le ciment l'implant et l'os.

Il est à noter cependant que la détermination des contraintesσ_{xx}, σ_{yy}, τ_{xy}a été faite sur une ligne horizontale (zz) sur l'implant le ciment et l'os, suivant la direction noté 1.

III.2. Modèle géométrique :

Force (N)	X	Y	Z
Force de contact	-433.8	-263.8	-1841.3
Abducteur	465.9	34.5	695.0
Vastus Latérale	-7.2	-148.6	-746.3

Tableau IV.1 : La configurationde chargementmaximaledes principaux muscles (Bergmann, 2001)

III.2.1. Description du modèle « BM3 » :

Pour le choix du modèle appliqué dans la simulation nous avions pris le BM3 pour ce chapitre. Le modèle choisi est caractérisé par les dimensions spécifiques et les caractéristiques mécaniques de ces contraintes (Tableaux VI.2)

- L'implant fémoral
- Le ciment
- L'os

	Matériaux élastique	**Le module de Young**	**Le coefficient de poisson**
L'implant	Titan	110000 MPa	0.3
Le ciment	PMMA	2000 MPa	0.3
L'os		E_x=E_y =11500,E_z = 17000 G_{xy} = 3600 G_x = G_{yz}= 3300 MPa	0.45

Tableau VI.2 : Propriétés mécaniques des trois constituants de la prothèse totale de hanche de type «BM3 »

III.2.2. les conditions de chargement :

Les conditions aux limites utilisées dans notre cas sont :(Tableau III.1)

- La charge appliquée sur la tête fémorale (3 fois le poids de corps humain) appliquée axialement sur la partie fémorale.
- Une charge appliquée dans la zone proximale de la partie extérieure (force de muscle abducteur)
- Une charge appliquée dans la zone proximale de la partie antérieure (force de vastus latérale)
- Un encastrement imposé a l'extrémité de fumure (Figure III.3)

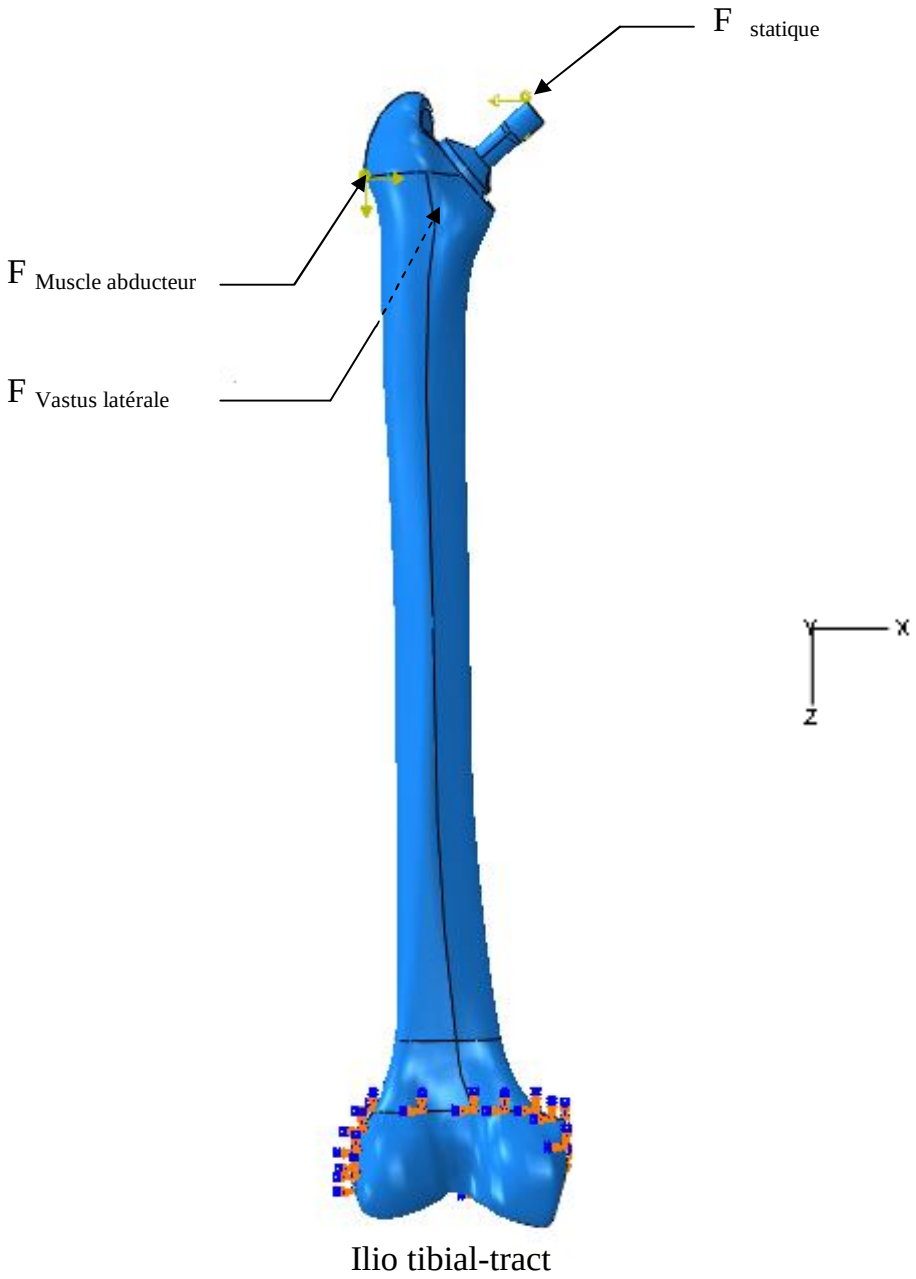


Figure IV.1 : représentation chématique des conditions aux limites

« PTH de type BM3 »

La fiabilité des résultat nécissite un maillage très raffiné. En effet, le ciment est un élément déterminant de la prothèse. Le raffinement de son maillage est d'une grande importance pour l'analyse de la structure. (Figure IV.4)

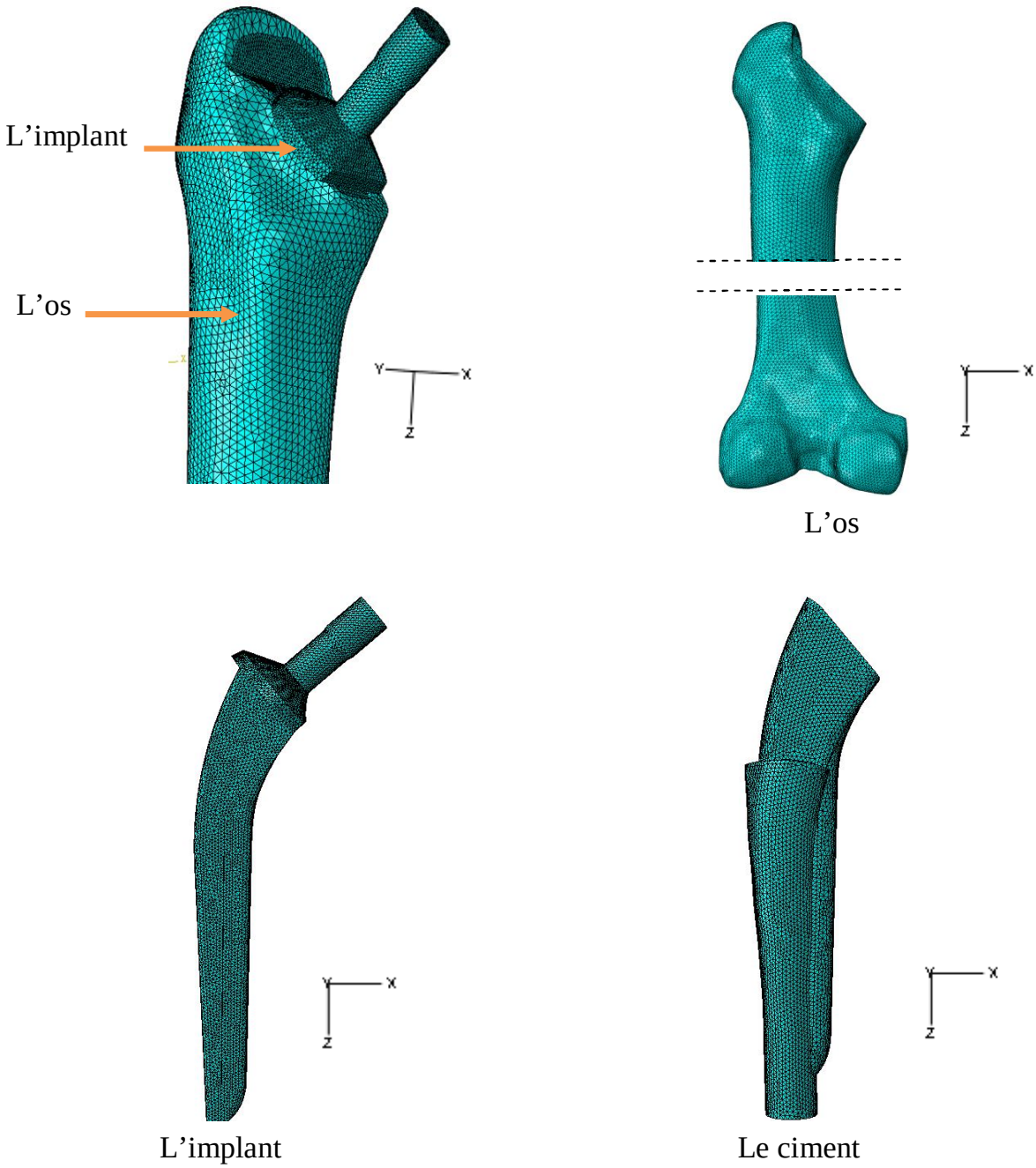


Figure IV.2 : Maillage de la prothèse analysée « BM3 »

III.3. Répartition tridimenssionnelle des contraintes dans les trois élément de la prothése totale de hanche de type BM3.

	Os	Ciment	Implant
σ_{xx}(MPa)	4	4.2	94
σ_{yy}(MPa)	2	5	28
τ_{xy}(MPa)	2	2.3	13

Tableau IV.3 : les contraintes maximales dans les différents constituants de la PTH de type BM3

	Os	Ciment	Implant
σ_{xx}(MPa)	-2.2	-6.3	-98
σ_{yy}(MPa)	-2	-13	-35
τ_{xy}(MPa)	-2.4	-2.5	-35

Tableau IV.4 : les contraintes minimales dans les différents constituants de la PTH de type BM3

III.3.1. Analyse des contraintes dans L'os « PTH type BM3 » :

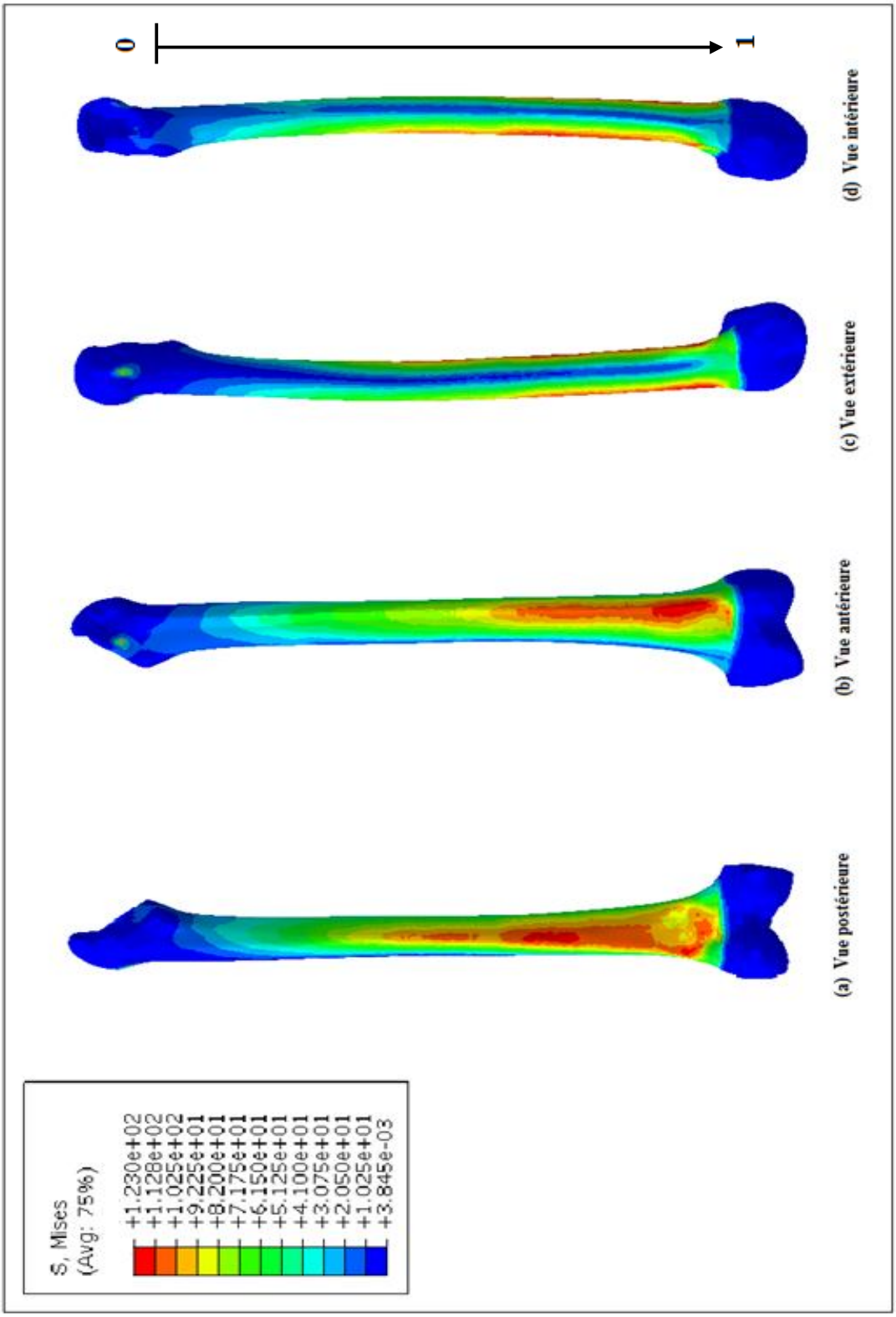


Figure IV.3 : La distribution des contraintes équivalentes de Von Mises dans l'os « BM3 »

a) Contraintes équivalentes (Von Mises) :

La répartition des contraintes dans l'os de la prothèse totale de hanche de type BM3 a été analysée suivants les trois axes x, y, z, les résultats de cette analyse sont illustrés dans la (Figure IV.3). Cette dernière montre le niveau et la répartition des contraintes de Von Mises le long de l'os sous l'effet des sollicitations mécaniques appliquées.

Nos résultats montrent que la répartition des contraintes de Von Mises le long de l'os et non uniforme, on a une forte concentration des contraintes au niveau de la zone distale. La contrainte de Von Mises d'intensité la plus élevé est de l'ordre de 123 MPa, en compression, marqué dans la zone distale pour chacune des parties postérieure et antérieure de l'os (Figure IV.3.a, IV.3.b). Dans la zone médiale les contraintes sont moins importantes en comparaison avec celle de la zone distale, ainsi on à des contraintes d'une très faible intensité sur le colle du fumure.

On a un point de concentration des forces Dans la zone proximale de la partie extérieure (Figure IV.3.c), due aux efforts de point d'application de la charge mécanique (Force du muscle abducteur). Dans le reste de la structure les contraintes sont d'une très faible intensité (Figures IV.3.c, IV.3.d) ce qui signifie que l'os subit une très faible charge mécanique.

Ces contraintes agissent sur l'os sont des contraintes de compression qui on une très forte intensité, ce qui signifie que la charge appliquée sur l'implant influence sur l'os. Ces contraintes peuvent conduire à des risques d'endommagement et de fatigue, ainsi elle présente un risque très élevé de transfert de charge au ciment.

b) Contraintes normales σ_{xx} :

Figure IV.4 : La variation des contraintes normalesσ_{xx}dans l'os
I : Zone proximale II: Zone médiale III : Zone distale «PTH de type BM3 »

La Figure IV.4 présente la distribution des contraintes normales σ_{xx} dans l'os à l'interface du ciment pour les deux parties : postérieure et antérieure, dans les trois positions de la prothèse (proximale, médiale etdistale) suivant la direction 1 (Figure IV.3). L'os et soumis à des efforts de traction et de compression principalement dans la partie proximale.

Nos résultats montrent que le niveau des contraintes normales σ_{xx} dans la zone proximale et très élevé par rapport à celle de la zone médiale et distale, la contraintes d'intensité la plus élevé est de 4MPa, en compression (Tableau IV.3), marquée dans la zone proximale de la partie antérieure. La contraintes d'intensité la plus élevé en traction est de l'ordre de -2.2 MPa (Tableau IV.4), aux points de contacte avec le colle du ciment (Figure IV.4). Ces contraintes présentent un faible risque de rupture suivant la direction (xx) pour la zone proximale de l'os. Pour la zone médiale et distale les contraintes normales σ_{xx} sont d'une faible intensité ce qui signifie que l'os subit une trèsfaible charge mécanique.

c) Contraintes normales σ_{yy} :

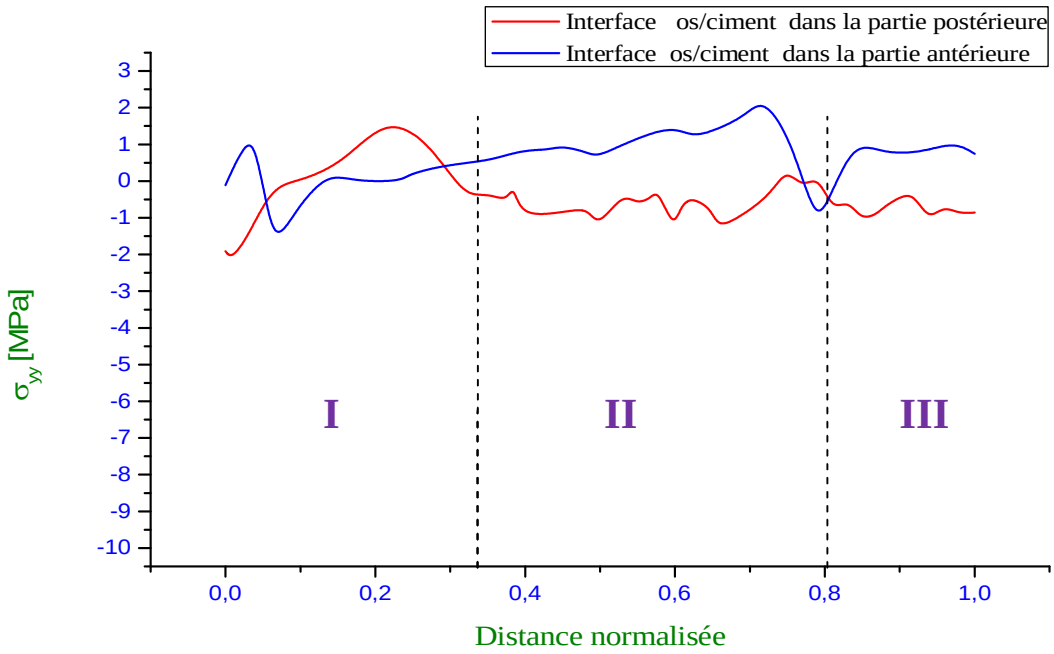


Figure IV.5 : La variation des contraintes normalesσ_{yy}dans l'os I : Zone proximale II: Zone médiale III : Zone distale «PTH de type BM3 »

La Figure IV.5présente la distribution des contraintes normales σ_{yy} dans l'os à l'interface du ciment pour les deux parties postérieure et antérieure dans les trois positions de la prothèse (proximale, médiale etdistale) suivant la direction noté 1 (Figure IV.3). Les contraintes normales suivant la direction (yy) σ_{yy}sont moins importantes que les contraintes normales suivant la direction (xx) σ_{xx}. Donc on a plus de risque de rupture suivant la direction (xx).

Nos résultats montrent que le niveau des contraintes normales σ_{yy}le long de l'os est d'une très faible intensité, la contraintes la plus élevé est de -2 MPa, en traction (Tableau IV.4), marquée dans la zone proximaleaux points de contacte avec le colle du ciment dans la zone postérieure, ainsi l'os est soumis à des efforts de compression dans la zone proximale d'une intensité 2 MPa (Tableau IV.3). C'est contraintes présentes un faible risque de rupture pour l'os. Pour la zonedistale les contraintes normales σ_{yy}sont d'une intensité négligeable ce qui signifie que l'os subit une faible charge mécanique.

a) Contraintes tangentiellesτ_{xy} :

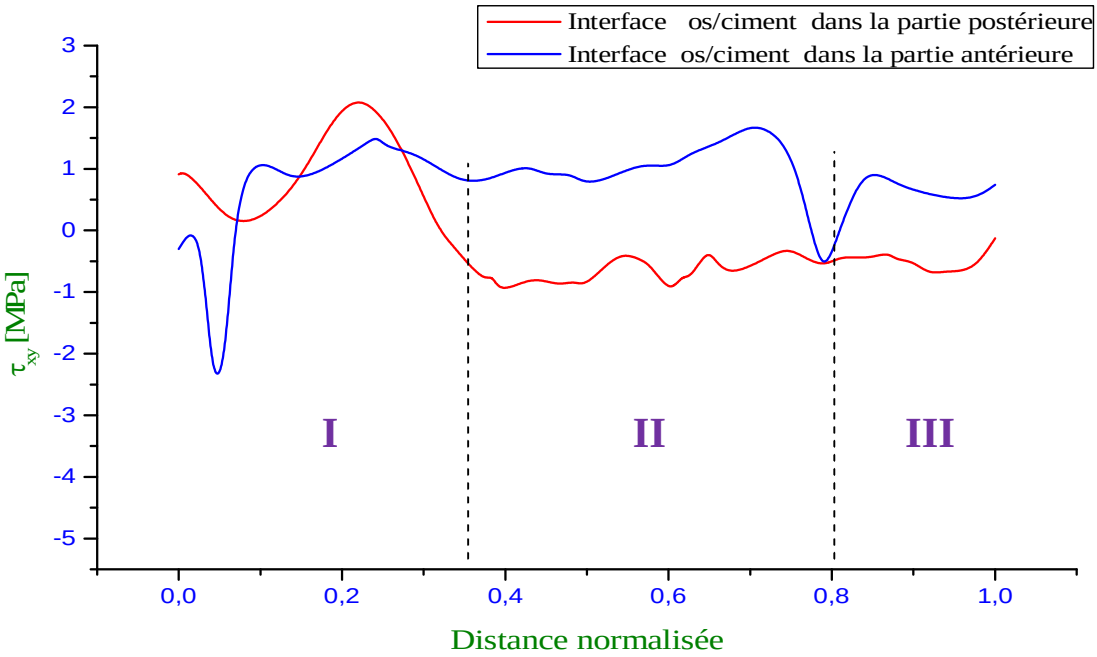
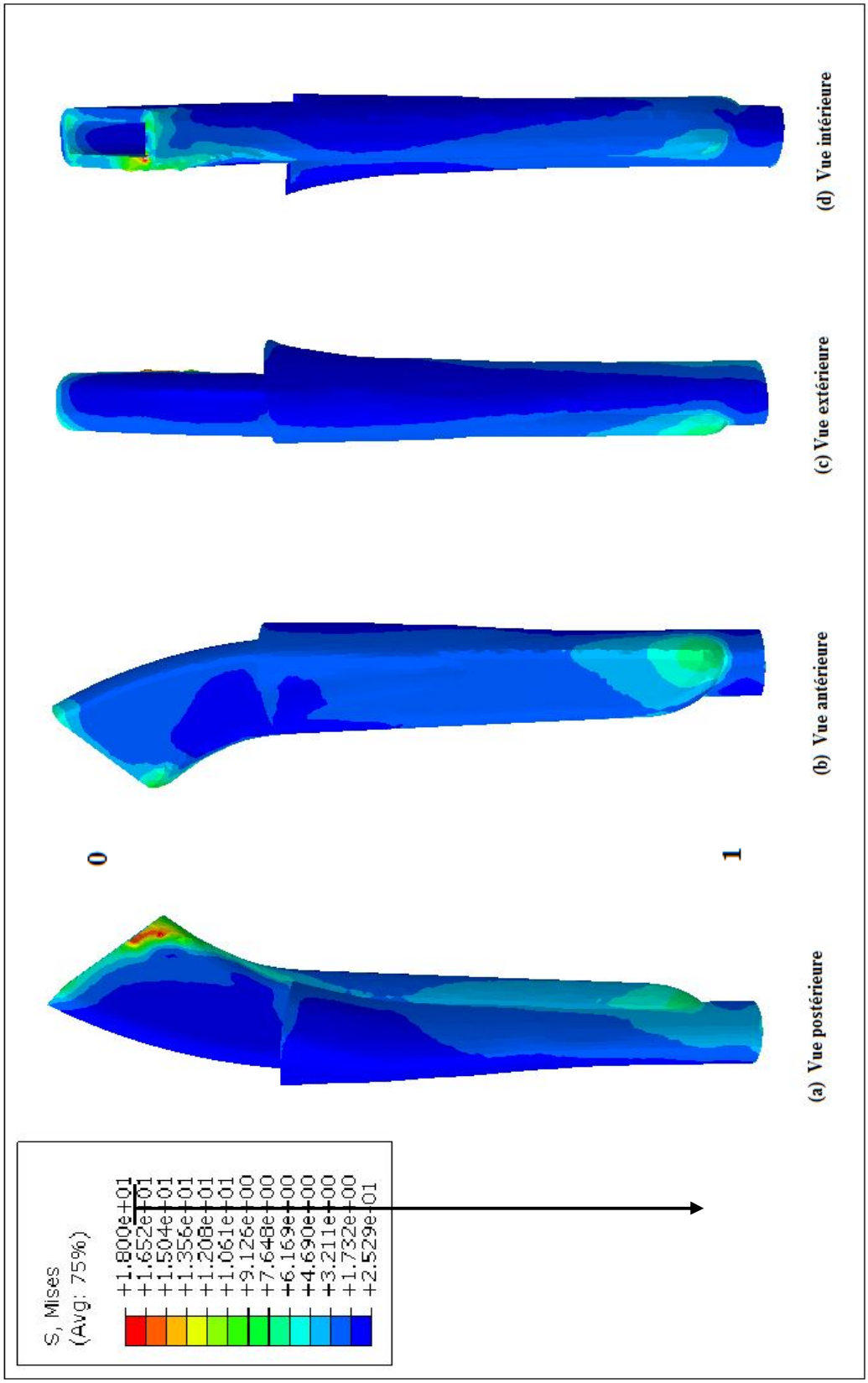


Figure IV.6 : La variation des contraintes tangentiellesτ_{xy}dans l'os
I : Zone proximale II: Zone médiale III : Zone distale «PTH de type BM3 »

La Figure IV.6présente la distribution des contraintes tangentiellesτ_{xy} dans l'os à l'interface du ciment pour les deux parties postérieure et antérieure dans les trois positions de la prothèse (proximale, médiale etdistale) suivant la direction noté 1 (Figure IV.3). D'après cette figure, l'os est soumis à des faibles risques de cisaillement.

Nos résultats montrent que le niveau des contraintes tangentielleτ_{xy}dans la zone proximale est élevé par rapport à celle de la zone médiale et distale, les contraintes d'intensité la plus élevé sont de -2.2 MPa, en traction (Tableau IV.4), marquée dans la zone proximale de la partie antérieure aux points de contacte avec le colle du ciment (Figure IV.6). La contraintes maximales en compression et de l'ordre de 2 MPa (Tableau IV.3). La zone médiale et distale présente des contraintes d'une très faible intensité tendit négligeable puisque ces contraintes ne dépassent pas 1 MPa soit en compression, ou en traction.



III.3.2. Analyse des contraintesdans le ciment« PTH type BM3 » :

Figure IV.7 : La distribution des contraintes équivalentes de Von Mises dans le ciment « BM3 »

a) Contraintes équivalentes (Von Mises) :

La répartition des contraintes dans le ciment de la prothèse totale de hanche de type BM3 à été analysée suivant les trois axes x, y, z, les résultats de cette analyse sont

illustrés dans la (Figure IV.7). Cette dernière montre le niveau et la répartition des contraintes de Von Mises le long du ciment sous l'effet des sollicitations mécaniques appliquées.

Nos résultats montrent que le ciment est sollicité par des contraintes équivalentes de Von Mises principalement dans la zone proximale et distale. La zone médiale présente des contraintes équivalentes d'une très faible intensité. La contrainte d'intensité la plus élevée est de l'ordre de 18 MPa, en compression, marqué dans la zone proximale (colle du ciment) (Figure IV.7.a, IV.7.d), Dans ce cas on est en présence d'un grand risque de rupture et de fatigue du matériau,

Les chargements mécaniques appliquée sur l'implant et l'os sollicite l'implant le ciment et l'os, tendit que la durabilité d'une telle prothèse est étroitement liée au niveau et à la répartition des contraintes dans les éléments de la prothèse totale de hanche, particulièrement dans le ciment élément le moins résistant. D'autre part, les fortes contraintes sont insupportables par le patient et peuvent conduire à des douleurs très intenses.

Dans le reste de la structure les contraintes de Von Mises sont d'une très faible intensité (Figure IV.7.c, IV.7.d).

b) contraintes normales σ_{xx} :

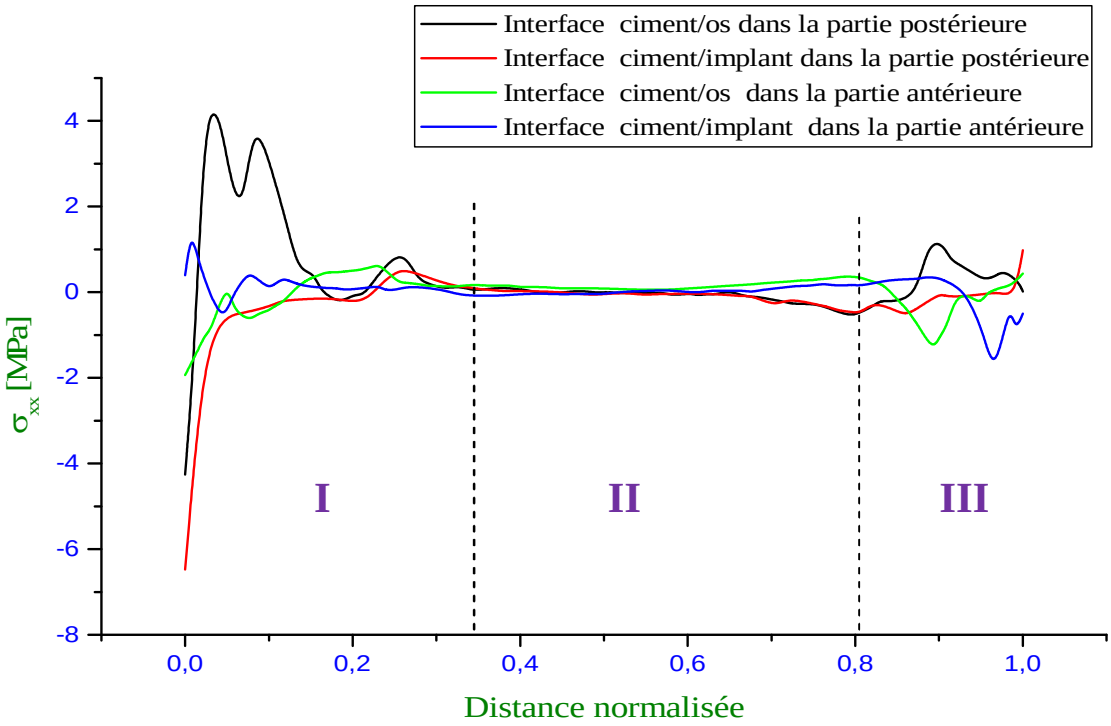


Figure IV.8 : La variation des contraintes normalesσ_{xx}dans le ciment
I : Zone proximale II: Zone médiale III : Zone distale «PTH de type BM3 »

La Figure IV.8présente la distribution des contraintes normales σ_{xx} dans le ciment à l'interface de l'os et de l'implant pour les deux parties postérieure et antérieure dans les trois positions de la prothèse (proximale, médiale etdistale) suivant la direction notée 1 (Figure IV.7). Le ciment et soumis à des efforts de traction et de compression suivant la direction (xx) dans la zone proximale et distale.

Nos résultats montrent que le chargement appliqué sur la prothèse totale de hanche engendre des contraintes normales σ_{xx}d'une intensité élevées de 4.2 MPa environ, en compression (Tableau IV.3), dans la zone proximale de la partie postérieure à l'interface de l'os. La contrainte d'intensité la plus élevé en traction est de l'ordre de -6.3 MPa (Tableau IV.4), marquée dans la zone proximale de la partie postérieure à l'interface de l'implant (Figure IV.8), c'es contraintes peuvent provoquer la rupture du ciment puisque ce dernier ne résiste pas bien aux efforts de traction et de compression.

La partie distale présente des contraintes normales σ_{xx} d'une faible intensité en comparaison avec la zone proximale, ainsi que pour la zone distale tendit les

contraintes normales σ_{xx} sont négligeable puisque ces dernier ne dépassent pas 0.5 MPa soit en compression, ou en traction.

c) Contraintes normales σ_{yy} :

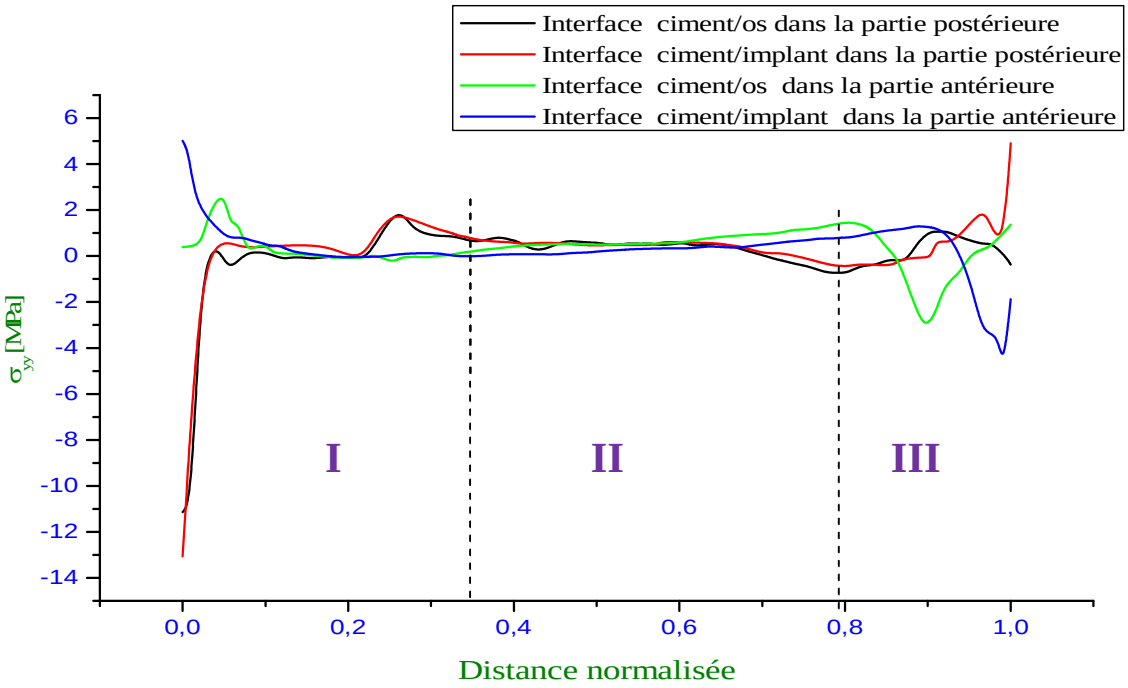


Figure IV.9 : La variation des contraintes normalesσ_{yy}dans le ciment I : Zone proximale II: Zone médiale III : Zone distale «PTH de type BM3 »

La Figure IV.9présente la distribution des contraintes normales σ_{yy} dans le ciment à l'interface de l'os et de l'implant pour les deux parties postérieure et antérieure dans les trois positions de la prothèse (proximale, médiale etdistale) suivant la direction noté 1 (Figure IV.7). Les contraintes normales suivant la direction (yy) σ_{yy}sont plus importantes que les contraintes normales suivant la direction (xx) σ_{xx}. Alor on a plus de risque de rupture suivant la direction (yy).

Nos résultats montrent que le chargement appliqué sur la prothèse totale de hanche engendre des contraintes normales σ_{yy} très élevées de 5 MPa environ en compression(Tableau IV.3), dans la zone proximale de la partie antérieure à l'interface de l'implant et dans la zone distale de la partie postérieure à l'interface de l'implant (Figure IV.9).La contrainte d'intensité la plus élevé en traction est de l'ordre de -13

MPa (Tableau IV.4), marquée dans la zone proximale de la partie postérieure à l'interface de l'implant, ces contraintes sont d'une intensité très élevé et peuvent provoquer la rupture au niveau du colle et le bout du ciment puisque ce dernier ne résiste pas bien aux efforts de traction et de compression.

A l'interface ciment/os les contraintes normales σ_{yy} sont d'une faible intensité pour la zones proximale en comparaison avec celle de l'interface ciment/implant. La zone médiale présente des contraintes d'une très faible intensité tendit négligeable puisque les contraintes maximales ne dépassent pas 1 MPa soit en compression, ou en traction.

d) contraintes tangentielles τ_{xy} :

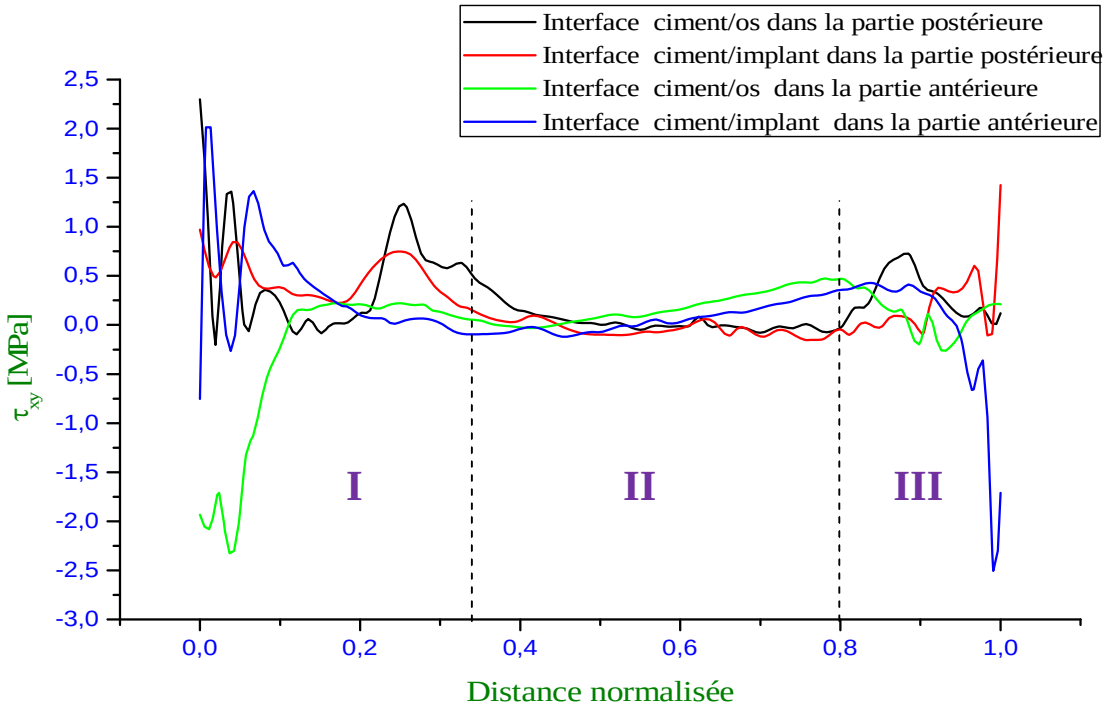


Figure IV.10 : La variation des contraintes tangentiellesτ_{xy}dans le ciment
I : Zone proximale II: Zone médiale III : Zone distale «PTH de type BM3 »

La Figure IV.10présente la distribution des contraintes tangentiellesτ_{xy} dans le ciment à l'interface de l'os et de l'implant pour les deux parties postérieure et antérieure dans les trois positions de la prothèse (proximale, médiale etdistale) suivant

la direction notée 1 (Figure IV.7). Le ciment et soumis à des efforts de traction et de compression principalement dans la zone proximale et distale.

Nos résultats montrent que le chargement appliqué sur la prothèse totale de hanche engendre des contraintes tangentielles de compression dans la zone proximale pour chacune des interfaces, la contraintes de cisaillement la plus élevé et de 2.3 MPa environ en compression (Tableau IV.3), dans la zone proximale de la partie postérieure à l'interface de l'os. La contrainte d'intensité la plus élevé en traction est de l'ordre de -2.5 MPa (Tableau III.4), marquée dans la zone distale de la partie antérieure à l'interface de l'implant (Figure IV.10), ces contraintes sont d'une intensité élevée et peut provoquer le cisaillement au niveau du colle et le bout du ciment puisque ce dernier ne résiste pas bien aux efforts de traction et de compression.

La zone médiale présente des contraintes d'une très faible intensité tendit négligeable puisque les contraintes maximales ne dépassent pas 0.5 MPa soit en compression, pour chacune des interfaces.

III.3.3. Analyse des contraintesdans l'implant « PTH type BM3 » :

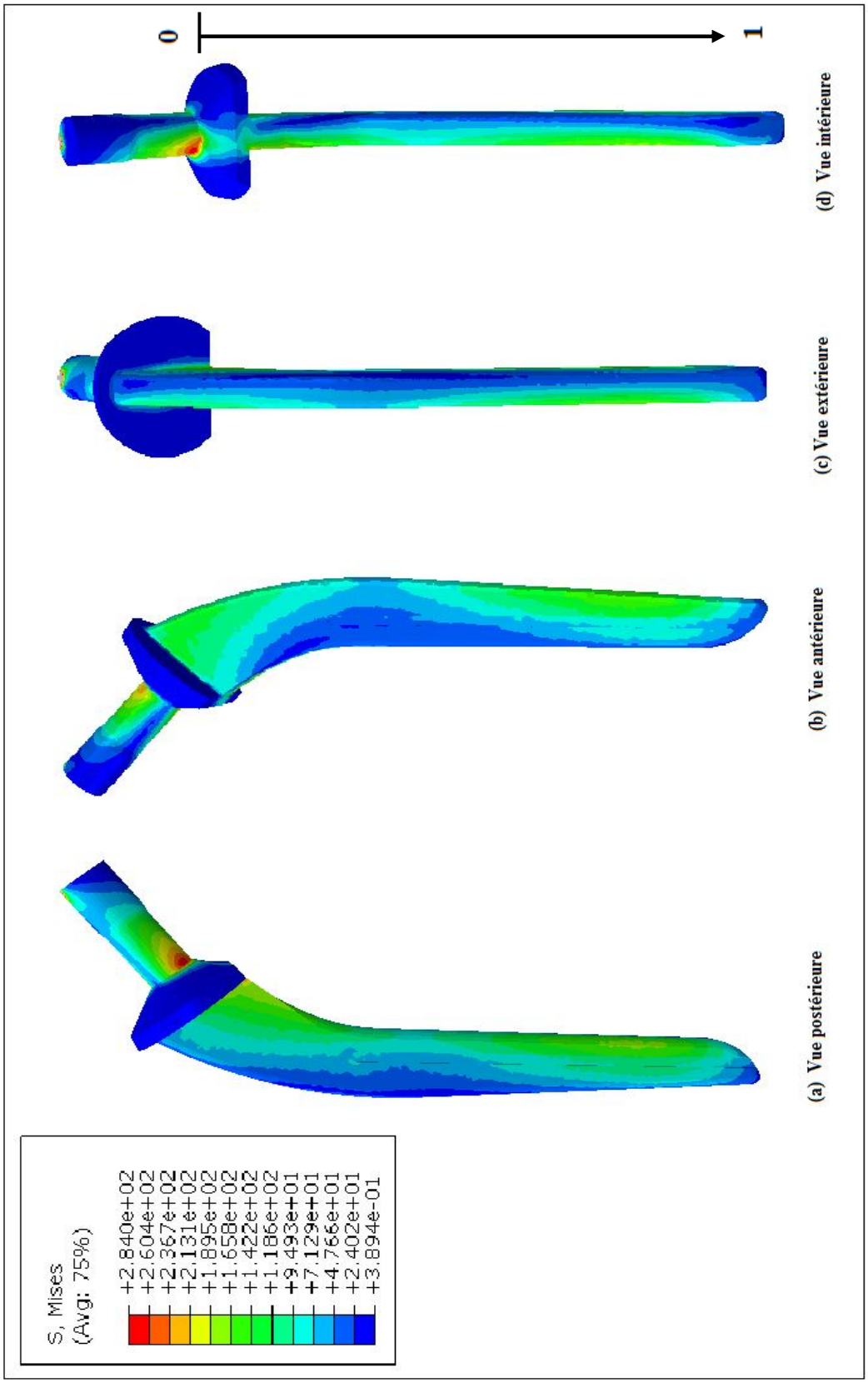


Figure IV.11 : La distribution des contraintes équivalentes de Von Mises dans l'implant « BM3 »

a) contraintes équivalentes (Von Mises) :

La répartition des contraintes dans l'implant de la prothèse totale de hanche de type BM3 à été analysée suivant les trois axes x, y, z, les résultats de cette analyse sont illustrés dans la (Figure IV.11). Cette dernière montre le niveau et la répartition des contraintes équivalentes de Von Mises le long de l'implant sous l'effet des sollicitations mécaniques appliquées.

Nos résultats montrent que la distribution des contraintes équivalentes de Von Mises le long de l'implant et non uniforme, la contraintes la plus élevé et de l'ordre de 284 MPa, en compression, marqué dans la zone proximale (Figure IV.11.a). On est en présence d'un grand risque de rupture au niveau de la zone proximale.

Pour la zone médiale et distale les contraintes équivalentes de Von Mises sont moins importantes que celle de la zone proximale, mais d'une intensité considérable qui atteint jusqu'à 189 MPa, en compression (Figure IV.11.a, IV.11.b) dans la zone distale.

On à un point de concentration des contraintes dans la tète de l'implant (Figure III.13.a) due à la charge mécanique appliqué dans ce point (poids du Corre humain).

Dans la partie extérieure et intérieure, on a des contraintes équivalentes de Von Mises qui sont quasiment nulles (Figure IV.11.b, IV.11.c) au niveau de la partie proximale et distale, donc l'implant subit une très faible charge mécanique.

b) Contraintes normales σ_{xx} :

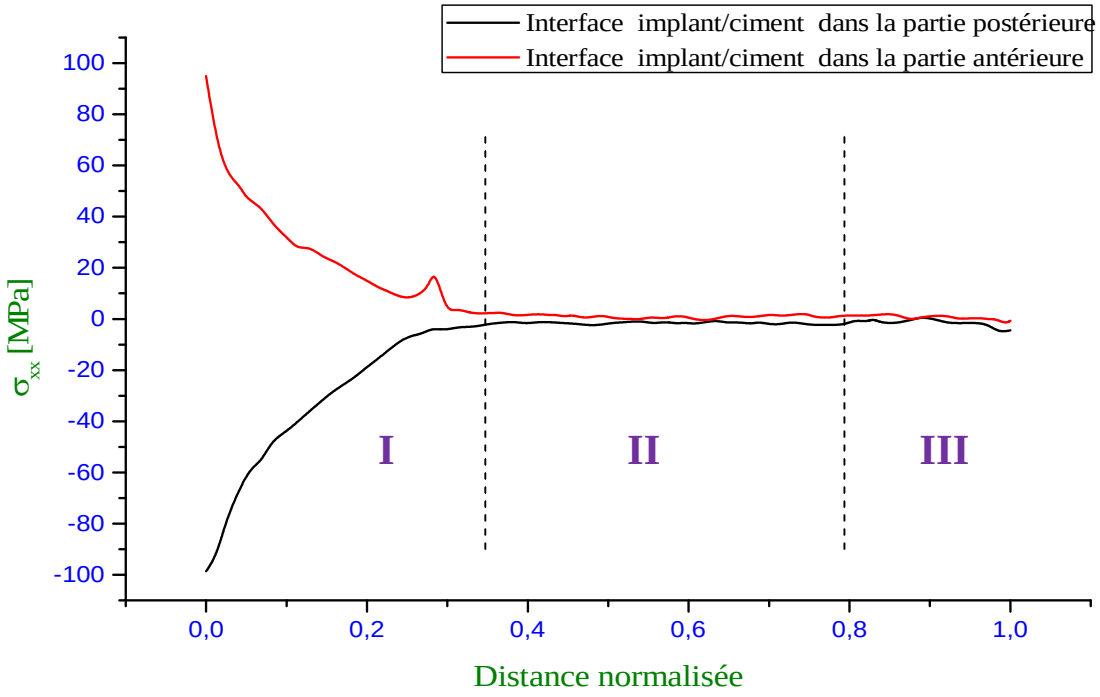


Figure IV.12 : La variation des contraintes normalesσ_{xx}dans l'implant I : Zone proximale II: Zone médiale III : Zone distale «PTH de type BM3 »

La Figure IV.12présente la distribution des contraintes normales σ_{xx} dans l'implant à l'interface du ciment pour les deux parties postérieure et antérieure dans les trois positions de la prothèse (proximale, médiale etdistale) suivant la direction notée 1 (Figure IV.11). L'implant est soumis à des efforts de traction et de compression dans les trois zones de la prothèse.

Nos résultatsmontrent qu'en est en présence des efforts de compressions dans la partie antérieure et d'autre par des efforts de traction dans la partie postérieure le long de l'implant, le niveau des contraintes normales σ_{xx} dans la zone proximale et très élevé par rapport à celle de la zone médiale et distale, les contraintes d'intensité la plus élevée est de 94 MPa, en compression (Tableau IV.3), dans la zone proximale de la partie antérieure. Les contraintes d'intensité la plus élevée en tractionest de l'ordre de-98 MPa (Tableau IV.4), marquée dans la zone proximale de la partie postérieure, ces contraintes sont d'une intensité très élevée et peut provoquer la rupture au niveau de la zone proximale (point de contacte avec le colle du ciment).

Pour la zone médiale et distale, les contraintes normales σ_{xx} sont d'une faible intensité en comparaison avec celle de la zone proximale.

c) Contraintes normales σ_{yy} :

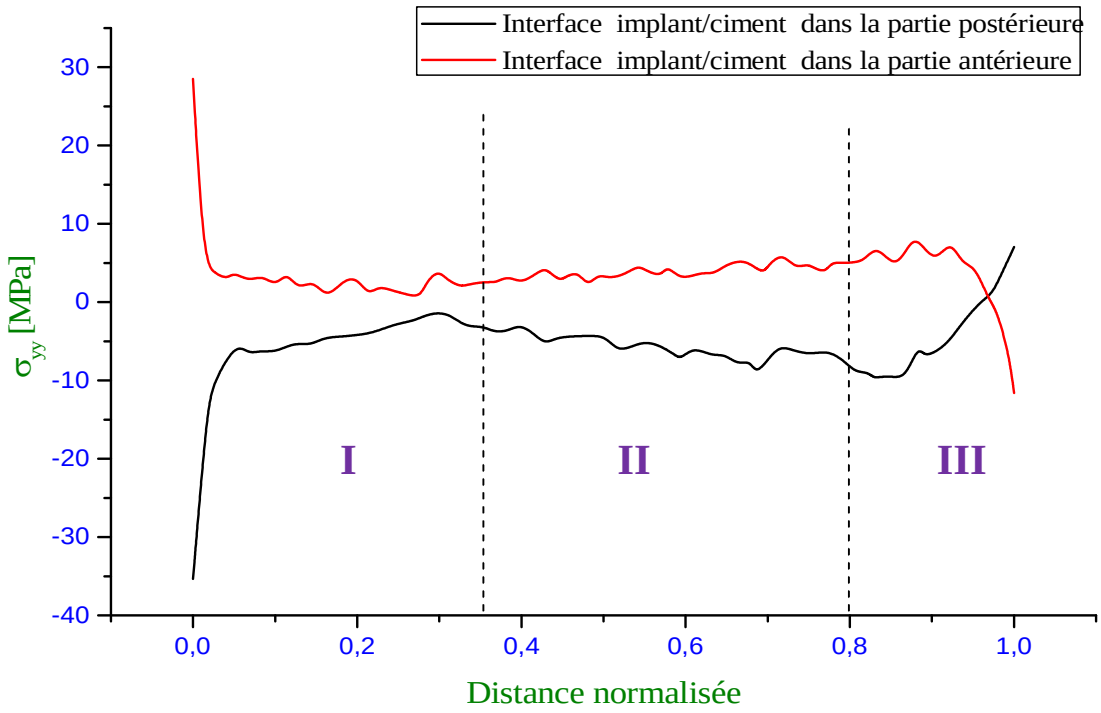


Figure IV.13 : La variation des contraintes normalesσ_{yy}dans l'implant I : Zone proximale II: Zone médiale III : Zone distale «PTH de type BM3 »

La Figure IV.13présente la distribution des contraintes normales σ_{yy} dans l'implant à l'interface du ciment pour les deux parties postérieure et antérieure dans les trois positions de la prothèse (proximale, médiale etdistale) suivant la direction notée 1 (Figure IV.11). Les contraintes normales suivant la direction (yy) σ_{yy}sont moins importantes que les contraintes normales suivant la direction (xx) σ_{xx}. Donc le risque de rupture suivant la direction (xx) est plus important.

Nos résultats montrent qu'on est en présence des efforts de compressions dans la partie antérieure et d'autre par des efforts de traction dans la partie postérieure le long de l'implant, le niveau des contraintes normales σ_{yy}dans la zone proximale est très élevé par rapport à celle de la zone médiale et distale, les contraintes d'intensité la plus

élevée est de 28 MPa, en compression (Tableau IV.3), dans la zone proximale de la partie antérieure. La contraintes d'intensité la plus élevée en traction est de l'ordre de-35 MPa (Tableau IV.4), marquée dans la zone proximale de la partie postérieure (Figure IV.13), ces contraintes peuventprovoquer la rupture au niveau de la zone proximale (point de contacte avec le colle du ciment).

Pour la zone médiale et distale, les contraintes normales σ_{yy} sont d'une faible intensité en comparaison avec celle de la zone proximale.

d) contraintes tangentielles τ_{xy} :

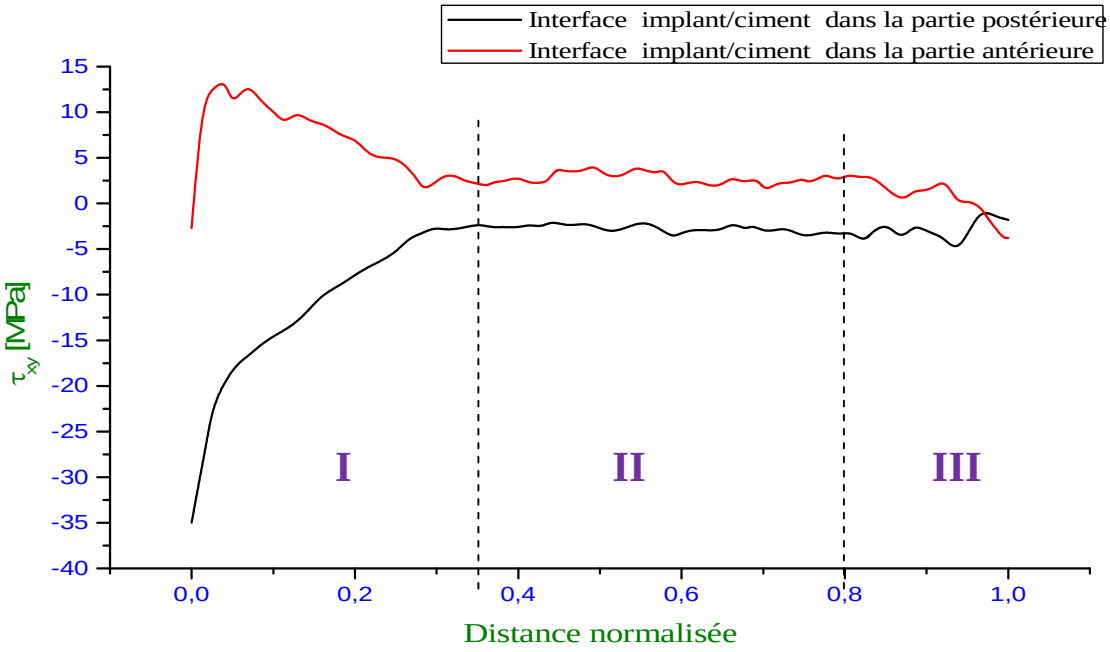


Figure IV.14 : La variation des contraintes tangentiellesτ_{xy}dans l'implant
I : Zone proximale II: Zone médiale III : Zone distale
«PTH de type BM3 »

La Figure IV.14 présente la distribution des contraintes tangentiellesτ_{xy} dans l'implant à l'interface du ciment pour les deux parties postérieure et antérieure dans les trois positions de la prothèse (proximale, médiale etdistale) suivant la direction notée 1 (Figure IV.11). L'implant est soumis à des efforts de traction et de compression dans les trois zones de la prothèse.

Nos résultats montrent qu'en est en présence des efforts de compressions dans la partie antérieure et d'autre par des efforts de traction dans la partie postérieure le long de l'implant, le niveau des contraintes tangentiellesτ_{xy}dans la zone proximale et très élevé par rapport à celle de la zone médiale et distale, la contrainte tangentielle τ_{xy} d'intensité la plus élevé est de 13 MPa, en compression (Tableau IV.3), dans la zone proximale de la partie antérieure. La contrainte d'intensité la plus élevé en traction est de l'ordre de-35 MPa (Tableau III.4), marquée dans la zone proximale de la partie postérieure (Figure IV.14), on est en présence d'un risque de rupture par cisaillement.

Pour la zone médiale et distale, les contraintes tangentiellesτ_{xy}sont d'une faible intensité, en comparaison avec celle de la zone proximale.

Conclusion :

La présente étude a permis d'analyser la distribution des contraintes dans les trois éléments de la prothèse totale de hanche (os, ciment et implant) de type BM3. Le chargement appliquée sur la PTH engendre des contraintes de forte intensité est pose un grand risque de fatigue et de rupture pour chacune des éléments de la prothèse.

Les résultats obtenus montrent que :

L'os et soumis a des contraintes équivalent d'une très forte intensité principalement dans la zone distale et dans la zone proximale aux points de contacte avec le colle du ciment

Le ciment est on grand risque de rupture au niveau du colle, puisque ce dernier subit des contraintes normales et tangentielles très intense dans la partie proximale, tendit que le ciment à une très faible résistance aux efforts mécanique.

La partie proximale de l'implant cour un risque de rupture principalement au niveau de la tête de l'implant.

Conclusion générale :

Les résultats obtenus dans ce travail montrent que :

– la répartition et le niveau de la contrainte équivalente de Von Mises induite dans les éléments de la prothèse totale de hanche dépendent de la nature du chargement mécanique auquel elle est soumise, ainsi aux matériaux utilisés.

– les sollicitations appliquéesengendrent des contraintes plus fortes dans l'implant que dans l'os. Ces contraintes sont d'autant plus élevées que le chargement mécanique.

– Pour l’os les contraintes de Von Mises sont présentées dans chacune des deux types deprothèse. le modèle BM3 présente des contraintes d’une intensité plus élevée que celle du CMK3. Pour l’implant en remarque que le modèle BM3 est soumis sous des contraintestrès élevées en comparaison avec celle du CMK3.

– L’analyse comparative de c’est résultats obtenus à partir de ces deux prothèses montrent que la prothèse de type CMK3 présente plus d’avenage du fait des contraintes inferieures à celle du BM3.

– la contrainte induite, sous l'effet de tel chargement, dans les éléments de la prothèse totale de hanche et tout particulièrement dans l'os est élevée et peut être fatale pour la structure et pour le patient.

Résumé :

En chirurgie orthopédique et plus particulièrement dans la prothèse totale de hanche,Les dégradations de cartilages et les fracturesde l'os peuvent être les conséquences d'accidents, de maladies telle l'ostéoporose, d'arthrite, ou simplement du vieillissement des tissus biologiques avec l'âge. Si ces dégradations ont lieu au niveau d'une articulation, elles peuvent entrainer une perte des fonctions motrices. Pour cela notre travaille est consacré pour l'analyse des distributions des contraintes pour les trois éléments de la prothèse totale de hanche (os, ciment, implant) pour les deux types de PTH « CMK3 » et « BM3 ».

Mots clés : contraintes, prothèse, hanche, CMK3, BM3

Abstract

In the reconstruction of thetotal hiparthoplasty, thecartilage degradation and the bonefracture can be causeby theaccidents, diseasessuch as osteoporosis, arthritis, or simplythe aging ofbiological tissueswithage.Ifthese degradationsoccurata joint,they canlead to aloss of motor function. Therefore, ourworkis developedtothe analysis ofstresses distributionin the componentsof thetotal hiparthoplastyfor bothtypes"CMK3" and "BM3".

Keywords: stresses, prosthesis, hip, CMK3, BM3