HAL
open science

Etude de la dégradation par chocs de têtes et cupules de prothèses de hanche en biocéramique

Jérôme Hausselle

To cite this version:

Jérôme Hausselle. Etude de la dégradation par chocs de têtes et cupules de prothèses de hanche en biocéramique. Mécanique [physics.med-ph]. Ecole Nationale Supérieure des Mines de Saint-Etienne, 2007. Français. NNT : . tel-00489472

HAL Id: tel-00489472

https://theses.hal.science/tel-00489472v1

Submitted on 4 Jun 2010

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

N° d'ordre : 458 SGM

THESE

présentée par

Jérôme HAUSSELLE

Pour obtenir le grade de Docteur
de l'Ecole Nationale Supérieure des Mines de Saint-Etienne

Spécialité : Science et Génie des Matériaux

Etude de la dégradation par chocs de têtes et cupules de prothèses de hanche en biocéramique

Soutenue à Saint-Etienne, le 13 décembre 2007

Membres du jury

Président :	M. Frédéric FARIZON	PU-PH / CHU Saint-Etienne
Rapporteurs :	M. Patrick CHABRAND	Professeur / Université Aix-Marseille II
	M. Jérôme CHEVALIER	Professeur / INSA Lyon
Examinateurs :	M. Michel DURSAPT	Maître de conférences / ENISE
	M. Jacques STOLARZ	Chargé de recherche / ENSMSE
Directeur de thèse :	M. Bernard FOREST	Professeur / ENSMSE
Invité :	M. Jean GERINGER	Maître-assistant / ENSMSE

A theory is something nobody believes,
except the person who made it.
An experiment is something everybody believes,
except the person who made it.

Albert Einstein

A mes parents et à mon frère

Remerciements

Ce travail, financé par la Région Rhône-Alpes, s'est déroulé au sein du Département Biomatériaux et Mécanique du Centre Ingénierie et Santé de l'Ecole Nationale Supérieure des Mines de Saint-Etienne, sous la direction du Professeur Bernard Forest, la co-direction de Monsieur Michel Dursapt et l'aimable encadrement de Monsieur Jacques Stolarz. Je tiens à les remercier pour la confiance qu'il m'ont accordée et les précieux conseils qu'ils m'ont prodigués durant ces trois années, avec une mention spéciale pour Bernard Forest, qui m'a encadré au jour le jour tout en me laissant une totale autonomie. Je tiens aussi à remercier Jean Geringer pour ses conseils toujours avisés et le travail de relecture qu'il a réalisé sur ce manuscrit, sans oublier les debriefings du lundi matin concernant les résultats sportifs du week-end. Un grand merci également à Sylvain Drapier, qui m'a aidé à simplifier et à éclaircir l'algorithme de simulation de croissance de défauts.

En plus de mes encadrants, je tiens vivement à remercier les autres membres du jury, à commencer par M. Frédéric Farizon, qui a officié en tant que président de ce jury, ainsi que Messieurs Patrick Chabrand et Jérôme Chevalier, qui ont accepté d'être rapporteurs de ce travail. Je souhaite saluer la qualité, la clarté et la pertinence de leurs remarques et suggestions, sans oublier leur sympathie.

Je souhaite de plus remercier nos partenaires industriels qui ont gracieusement fourni les têtes et cupules de prothèses à tester, et en particulier Philippe Gautier de HTI Technologies et Jean-Luc Aurelle de la SERF. J'ai pu entretenir d'excellentes relations et avoir de nombreuses discussions très enrichissantes avec chacun d'eux.

Les résultats présentés dans ce manuscrit n'auraient pas pu être obtenus sans l'aide de nombreuses personnes présentes au sein des différents laboratoires de l'Ecole. Tout d'abord un grand merci à la technicienne et au technicien de l'équipe : Céline et Nico, avec qui j'ai passé de très bons moments ! Merci à Huguette et Maud pour leurs analyses DRX, à Gilles et Prisca pour leurs précieux conseils quant aux travaux de métallographie, à Paul, le grand manitou du MEB, pour sa patience et ses explications toujours limpides, à Anne-Marie pour sa gentillesse et ses compétences concernant l'AFM. Un grand merci à tous les gars de l'atelier méca, pour toutes les pièces qu'ils ont réussi à usiner malgré mes plans plus ou moins bien cotés, sans oublier les nombreuses discussions sur l'entraînement vélo... Merci à Olivier et Thierry pour leurs dépannages express toutes les fois où j'ai fait planter mon ordinateur ou l'imprimante. Et enfin merci à toutes les secrétaires : Pierrette, Bernadette, Fatiha et Françoise, pour leur gentillesse et leur dévouement.

Je souhaite aussi remercier tou(te)s les ami(e)s qui ont croisé ma route et égayé mes week-ends : les Cht'is Prisca et Jimmy, Olivier, Quentin, Rébecca, Sylvain, avec une mention spéciale décernée à Dim, que j'ai connu dès mon arrivée ici et qui s'est révélé être quelqu'un sur qui on pouvait toujours compter. Spéciale dédicace à la "Dream Team" du foot en salle... que de litres de sueur versés à la Maison des Elèves ! Une pensée pour Perrine, qui n'est restée qu'un

an parmi nous mais avec qui nous avons passé de très bons moments. Et bien sûr merci à JuJu, un vrai pur stéphanois, qui m'a motivé pour aller courir les soirs où je n'avais pas "le goût", qui, comble du bonheur, m'a prêté son abonnement au Chaudron les week-ends où il ne pouvait pas s'y rendre, qui m'a laissé pirater sa connexion internet pendant deux ans... sans oublier les innombrables "discussions - apéros - saucisson - caouètes" devant "Tout le sport" et les soirées foot passionnées au St Pat...

Merci aux membres du club de tri que j'ai côtoyés sous le soleil, la pluie et la neige, lors des courses qui m'ont fait découvrir cette splendide région, ce qui m'a bien aidé à faire le vide et à me changer les idées.

Merci à mes potes de toujours qui ont répondu présents dans les moments difficiles, et qui m'ont aidé à décompresser lors des fêtes mémorables pendant lesquelles nous avons, pour la plupart, fêté nos 30 ans.

Bien sûr un énorme merci à ma famille, qui m'a toujours supporté quoi que je décide de faire, avec bien entendu une pensée particulière pour les personnes à qui je dédie ce travail : les Remp's "coach", merci pour votre soutien et vos encouragements, que ce soit pour surmonter les obstacles de la vie de tous les jours ou pour terminer l'EmbrunMan. Spéciale dédicace à "little Bro", mon kiné perso, merci pour les moments forts que j'ai eu la chance de partager avec toi sur les différents marathons que nous avons courus ensemble... et rencards pour d'autres objectifs !

Enfin, un grand merci à mon Pt'it Pimousse, qui a survécu à cette relation longue distance et m'a supporté tout au long de ces trois ans, je reconnais que je n'ai pas toujours été facile à vivre, j'espère que je pourrais être aussi précieux que tu l'as été pour t'aider tout au long de ta thèse.

Contents

Liste des figures **13**

Liste des tableaux **17**

Introduction **19**

Chapitre I : Etat de l'Art **21**

I Biomécanique de la hanche . . . 21

I.1 Anatomie de la hanche . . . 21

I.1.1 Environnement osseux . . . 21

I.1.2 Environnement ligamentaire . . . 21

I.1.3 Environnement musculaire . . . 21

I.1.4 Mouvements et modélisation mécanique . . . 22

I.2 Forces et contraintes développées dans l'articulation de la hanche . . . 23

I.2.1 Etude de la marche . . . 23

I.2.2 Etude de la course . . . 25

I.2.3 Etude des montées et descentes d'escaliers . . . 25

I.2.4 Facteurs influençant la valeur du maximum de force . . . 26

I.3 Mécanismes d'absorption des chocs . . . 27

I.4 Effets de la fatigue musculaire . . . 29

I.5 Calculs des forces articulaires associées à diverses activités . . . 30

II Les Prothèses Totales de Hanche (PTH) . . . 32

II.1 Historique et chiffres clefs . . . 32

II.2 Mise en oeuvre . . . 33

II.3 Forces et contraintes développées dans une PTH . . . 33

II.3.1 Implants instrumentés . . . 33

II.3.2 Etude de la marche . . . 34

II.3.3 Etude des montées et descentes d'escaliers . . . 35

II.4 Le phénomène de décoaptation et ses conséquences . . . 36

II.5 Influence de la température 37
II.6 Taux d'échec des PTH en biocéramiques 37

III Les biocéramiques dans les prothèses de hanche 39
III.1 Généralités 39
III.2 Usure 39
III.2.1 Mécanismes physiques 39
III.2.2 Test de résistance à l'usure des biocéramiques (Norme ISO 6474) 40
III.2.3 Test de résistance à l'usure des PTH (Norme ISO 14242-1) . . 40
III.3 Fissuration et rupture fragile 42
III.3.1 Mécanismes physiques 42
III.3.2 Test de résistance à la rupture des biocéramiques (Normes ISO 6474 et ISO 13356) 45
III.3.3 Test de résistance à la rupture des PTH 45
III.4 L'alumine : Al_2O_3 48
III.5 La zircone : ZrO_2 48
III.6 Les céramiques composites 50
III.6.1 Les composites à matrice d'alumine 50
III.6.2 Comparaison avec les biocéramiques standards 51

Chapitre II : Techniques expérimentales 55

I Présentation de la machine de chocs 55
I.1 Cahier des charges 55
I.2 Description physique de la machine 55
I.3 Montage des éléments de prothèse à tester 56
I.3.1 Montage des prothèses zircone-zircone 57
I.3.2 Montage des prothèses alumine-alumine 57
I.4 Développement d'un bac de rétention 58
I.5 Pilotage de la machine 60
I.6 Essais préliminaires 61
I.6.1 Codage de la forme du signal 61
I.6.2 Comparaison des pilotages en force et en déplacement 61
I.6.3 Stabilité du signal 63
I.7 Mise en place des essais 64
I.7.1 Essais de fatigue 64
I.7.2 Essais en chocs 64

II Méthodes de caractérisation des prothèses testées 67
II.1 Rugosimétrie tridimensionnelle 67

II.1.1 Principe de base 67
II.1.2 Paramètres utiles 68
II.1.3 Estimation du volume d'usure 68

II.2 Microscopie à Force Atomique (Atomic Force Microscopy : AFM) . . . 69

II.3 Diffractométrie des Rayons X (DRX) 70
II.3.1 Principe de base 70
II.3.2 Identification et quantification de phases cristallographiques . . 72

II.4 Microscopie Electronique à Balayage (MEB) 72
II.4.1 Principe de base 72
II.4.2 Informations apportées par les images MEB 72

Chapitre III : Résultats expérimentaux **75**

I Couple zircone-zircone 75

I.1 Test de fatigue 75
I.1.1 Description du test 75
I.1.2 Résultat obtenu 75

I.2 Test en chocs avec insert 76
I.2.1 Observations qualitatives 76
I.2.2 Mesures profilométriques 80
I.2.3 Imagerie AFM 81
I.2.4 Observations au MEB 82
I.2.5 Mesures DRX 83
I.2.6 Etude des débris 86
I.2.7 Retour d'expérience 86

I.3 Tests en chocs : étude de la durée de vie des prothèses 88
I.3.1 Considérations énergétiques 88
I.3.2 Influence de l'environnement 89
I.3.3 Influence de la force appliquée 89

I.4 Etude des surfaces de rupture des cupules 90
I.4.1 Généralités 90

I.5 Etude des bandes d'usure des têtes 92
I.5.1 Evolution de la largeur maximale 92
I.5.2 Estimation des volumes et profondeurs d'usure 92
I.5.3 Observations au MEB et descriptions topographiques 96

I.6 Observations des bandes d'usure des cupules 99

I.7 Etude des débris d'usure 100

I.8 Hypothèse de mécanisme de formation des bandes d'usure 100

II Couples alumine-alumine 104

II.1 Test de fatigue 104

II.1.1 Description du test 104
II.1.2 Résultat obtenu 104

II.2 Tests en chocs : étude de la durée de vie des prothèses 104
II.2.1 Paramètres 104
II.2.2 Alumine de type 1 104
II.2.3 Alumine de type 2 105

II.3 Etude des surfaces de rupture des cupules 105

II.4 Etude des bandes d'usure des têtes 106
II.4.1 Généralités 106
II.4.2 Estimation des volumes et profondeurs d'usure 108
II.4.3 Observations au MEB et descriptions topographiques 110

II.5 Etude des débris d'usure 110

II.6 Comparaisons des deux alumines 111

III Discussion 113

III.1 Durées de vie des prothèses 113

III.2 Caractéristiques des ruptures 114

III.3 Bandes d'usure 115

III.4 Débris d'usure 116

III.5 Récapitulatif des principaux résultats 117

Chapitre IV : Modélisation par éléments finis et simulations de ruptures 119

I Modélisation par éléments finis 119

I.1 Quelques éléments théoriques 119

I.2 A propos d'Abaqus® 119

I.3 Développement des modèles 120
I.3.1 Modèle 1 et maillage associé 120
I.3.2 Modèle 2 et maillage associé 121
I.3.3 Modélisation des matériaux 121
I.3.4 Modélisation du contact 122
I.3.5 Définition des conditions aux limites et du chargement 123
I.3.6 Relation entre le déplacement vertical et la décoaptation 124

II Résultats de la modélisation par éléments finis 126

II.1 Traitements des résultats Abaqus® 126

II.2 Résultats concernant le modèle 1 127
II.2.1 Influence de la force appliquée 127
II.2.2 Influence de la décoaptation 129
II.2.3 Influence de l'inclinaison de la cupule 130

II.2.4 Influence des matériaux 133
II.3 Résultats concernant le modèle 2 134
II.3.1 Influence de la décoaptation 134
II.3.2 Influence des matériaux 135
II.4 Comparaison des deux modèles 135
II.5 Récapitulatifs des résultats 137
III Principes de la simulation de croissance de défauts 140
III.1 Démarche globale 140
III.2 Traitements des résultats Abaqus® 140
III.3 Relations $v - K_I$ déduites des courbes expérimentales 141
III.4 Algorithme de calcul développé 143
III.4.1 Vérification du déterminisme du calcul 145
III.4.2 Détermination du nombre optimal de configurations à simuler . 146
III.5 Principes de calcul des probabilités de rupture 146
IV Résultats des simulations de croissance de défauts 149
IV.1 Détermination des tailles initiales de défauts à simuler 149
IV.2 Validation du modèle 149
IV.3 Influence de la porosité sur la probabilité de rupture 152
IV.4 Influence de l'orientation de la cupule sur la probabilité de rupture . . 153
IV.5 Influence du matériau sur la probabilité de rupture 154
IV.6 Influence de la géométrie sur la durée de vie des cupules 154
IV.6.1 Validation du modèle géométrique 2 154
IV.6.2 Comparaison des nombres de chocs critiques suivant le modèle 155
V Discussion 157
V.1 Modélisation par éléments finis 157
V.2 Modélisation de la croissance des défauts 157
V.3 Paramètres les plus influents 158
V.4 Limites du modèle 159

Chapitre V : Conclusion et perspectives 161

I Conclusions 161
I.1 Etude expérimentale 161
I.2 Etude théorique 163
II Perspectives de développement 165

II.1 Tests en chocs sur la machine 165
II.2 Modèle d'endommagement 166

Bibliographie **167**

Liste des figures

I.1 L'articulation de la hanche 22
I.2 Environnement ligamentaire 23
I.3 Environnement musculaire 24
I.4 Forces résultantes dans la hanche 26
I.5 Paramètres anatomiques 27
I.6 Pics de force au niveau de la hanche 29
I.7 Force en fonction de l'activité et de la vitesse d'exécution 31
I.8 Prothèse totale de hanche 33
I.9 Orientation des forces de contact pendant la marche 35
I.10 Phénomène de décoaptation 36
I.11 Mécanisme d'usure par troisième corps 40
I.12 Test d'usure sur simulateur de marche 42
I.13 Courbes $v - K_I$ sous chargement statique et sous air 43
I.14 Principe de la corrosion en fond de fissure et effet du milieu 44
I.15 Courbes $v - K_I$ sous chargement cyclique et sous air 45
I.16 Test de résistance statique à la rupture 46
I.17 Test de résistance dynamique à la rupture 47
I.18 Test de résistance aux chocs 48
I.19 Structures de la zircone et transformation de phase 49
I.20 Microstructures de trois biocéramiques 51
I.21 Courbe $v - K_I$ de trois biocéramiques 52
II.1 Impact en force et en moment 56
II.2 Vue d'ensemble de la machine de chocs 56
II.3 Banc de test 57
II.4 Montage des cupules zircone 58
II.5 Montage des têtes zircone 58
II.6 Montage des cupules et têtes alumine 59

II.7 Bacs de rétention développés 59
II.8 Bac de rétention définitif 60
II.9 Codage des signaux 61
II.10 Erreur relative des deux types de pilotage 62
II.11 Courbes force-déplacement pour les couples zircone-zircone et alumine-alumine 63
II.12 Stabilité en fréquence 63
II.13 Stabilité au cours du temps 64
II.14 Vue en coupe du montage lors des essais avec décoaptation 65
II.15 Relation décoaptation - déplacement vertical - rayon du chanfrein . . . 66
II.16 Principe de la rugosimétrie 3D. 67
II.17 Filtrage des données pour obtenir un profil de rugosité 69
II.18 Reconstruction 3D et principe du calcul du volume d'usure 70
II.19 Principe de l'AFM 71
II.20 Principe de mesure DRX et exemple de diagramme de diffraction 71
II.21 Principe de la microscopie électronique à balayage 73
III.1 Description du test de fatigue 76
III.2 Déplacement du vérin force et variation de la force appliquée résultante lors d'un test en choc 77
III.3 Observations des bandes d'usure 78
III.4 Observations de la cupule après un million de chocs 79
III.5 Observations de la tête après un million de chocs 80
III.6 Mesures profilométriques de la tête 81
III.7 Découpe de la tête pour les mesures AFM 82
III.8 Images AFM 83
III.9 Observations de la surface de rupture de la cupule au MEB 84
III.10 Observations de la zone de transition au MEB 84
III.11 Observations de la tête au MEB 85
III.12 Observations de la bande d'usure au MEB 85
III.13 Mesures DRX de la tête 1 en zircone 86
III.14 Observations de débris d'usure en zircone au MEB 87
III.15 Energie cinétique acquise par la tête avant le choc 89
III.16 Observations des cupules en zircone rompues et des sites probables d'amorçage des ruptures au MEB 91

III.17 Observations des surfaces de rupture des cupules en zircone au MEB . . 93
III.18 Evolution de la largeur maximale des bandes d'usure supérieures des têtes en zircone 94
III.19 Reconstruction tridimensionnelle de la surface des têtes en zircone . . . 95
III.20 Volume d'usure de têtes en zircone en fonction de la force appliquée . . 96
III.21 Dégradations dues aux rebonds successifs de la tête dans la cupule . . . 97
III.22 Observations des bandes d'usure des têtes en zircone au MEB 98
III.23 Observations de la bande d'usure d'une tête en zircone au MEB après 10^6 chocs 99
III.24 Observations de la bande d'usure d'une cupule en zircone au MEB . . . 100
III.25 Observations au MEB de débris d'usure en zircone 101
III.26 Hypothèse de mécanisme de formation des bandes d'usure 102
III.27 Observations des cupules en alumine 106
III.28 Observations des surfaces de rupture des cupules en alumine au MEB . 107
III.29 Reconstruction de la surface des têtes en alumine 109
III.30 Observations de la bande d'usure de la tête 7 en alumine au MEB . . . 110
III.31 Observations de débris d'usure en alumine au MEB 111
III.32 Observations des surfaces de rupture des deux types d'alumine au MEB 112
III.33 Durée de vie des différents couples de biocéramiques testés en chocs . . 113
III.34 Volume d'usure, après un million de chocs, en fonction de la force appliquée 115
IV.1 Modèle géométrique 1 et maillage associé 120
IV.2 Modèle géométrique 2 et maillage associé 121
IV.3 Algorithme de contact d'Abaqus® 6.5 123
IV.4 Vérification de l'algorithme de contact par pénalité 123
IV.5 Conditions aux limites appliquées au modèle 124
IV.6 Relation entre le déplacement vertical et la décoaptation 124
IV.7 Traitement des valeurs de surcontraintes 127
IV.8 Transformation des coordonnées et interpolation surfacique 127
IV.9 Contraintes principales maximales pour le modèle 1 sans décoaptation . 128
IV.10 Influence de la force appliquée sur le maximum de contraintes de tension dans la cupule 129
IV.11 Trajectoire de la tête au cours du temps, pour une cupule orientée à 45°, une décoaptation de 1,3 mm et une force de 9 kN 130
IV.12 Influence de la force appliquée sur les contraintes de surface de la cupule 131

IV.13 Influence de la décoaptation sur les contraintes de surface de la cupule . 132
IV.14 Influence de l'orientation de la cupule sur les contraintes de surface de la cupule 133
IV.15 Influence de l'orientation de la cupule sur les maxima de contraintes et le nombre de rebonds 134
IV.16 Influence du matériau sur les contraintes de surface de la cupule 135
IV.17 Contraintes principales maximales pour le modèle 2 sans décoaptation . 136
IV.18 Influence de la décoaptation sur les contraintes de surface de la cupule . 137
IV.19 Influence du matériau sur les contraintes de surface de la cupule 138
IV.20 Comparaison des contraintes principales maximales dans les deux modèles lors du premier impact 138
IV.21 Interpolation tridimensionnelle des contraintes de tension dans la cupule 141
IV.22 Courbes $v - K_I$ de l'alumine et de la zircone 143
IV.23 Exemple d'une distribution de défauts 144
IV.24 Algorithme de détermination des configurations instables 144
IV.25 Algorithme de simulation de croissance des défauts 145
IV.26 Détermination du nombre optimal de configurations 147
IV.27 Détermination de la densité volumique de défauts 148
IV.28 Détermination des tailles d'initiation et des tailles critiques pour la zircone 149
IV.29 Evolution du pourcentage de défauts critiques et nombre critique de chocs 150
IV.30 Localisation des défauts critiques simulés dans une cupule en zircone . . 151
IV.31 Evolution des probabilités de rupture en fonction de la porosité 152
IV.32 Influence de l'orientation de la cupule sur la probabilité de rupture . . . 153
IV.33 Influence du matériau sur le nombre critique de chocs et la probabilité de rupture 154
IV.34 Evolution du pourcentage de défauts critiques et nombre critique de chocs 155
IV.35 Influence de la géométrie sur le nombre critique de chocs 156

Liste des tableaux

I.1 F_{max} et F_I au niveau de la hanche 30

I.2 Composition chimique de la solution de Ringer 47

I.3 Normes ISO concernant l'alumine et la zircone 50

I.4 Résistance à la rupture de trois biocéramiques 52

III.1 Paramètres des tests concernant le couple zircone-zircone 88

III.2 Résultats des tests concernant les couples zircone-zircone ayant survécu à 10^6 chocs 90

III.3 Estimation des volumes d'usure globaux des têtes en zircone 94

III.4 Paramètres des tests concernant les couples alumine-alumine 105

III.5 Estimation des volumes d'usure globaux des têtes en alumine 108

IV.1 Paramètres matériaux utilisés pour la modélisation 122

IV.2 Valeurs de décoaptation (mm) en fonction de l'orientation de la cupule . 134

IV.3 Paramètres des courbes $v - K_I$ utilisées lors des simulations 143

Introduction

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 entraîner une perte des fonctions motrices. Par conséquent, l'implantation d'une prothèse orthopédique lors d'une intervention chirurgicale peut se révéler nécessaire. Dû au vieillissement global de la population, le marché mondial de l'orthopédie est en constante augmentation, représentant un coût de quelques milliards d'euros. Le marché des prothèses totales de hanche compte pour environ la moitié de ces dépenses et, en France, plus de 100 000 prothèses de hanche sont implantées chaque année, pour un coût d'environ 800 millions d'euros (Source : AVICENNE).

La prothèse totale de hanche de type Charnley, développée dans les années 1960 et avec une durée d'implantation d'une dizaine d'années, 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, et, hormis quelques améliorations, 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 entraîner 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.

Le but de cette étude, qui s'inscrit dans la thématique de recherche du Département Biomatériaux et Mécanique du Centre Ingénierie et Santé, était de tester la résistance aux chocs de têtes et cupules de prothèses de hanche en biocéramique. Les essais ont été réalisés à l'aide d'une machine de chocs originale et conçue dans ce seul but, sur des prothèses constituées des deux biocéramiques les plus utilisées en orthopédie : la zircone et l'alumine. De plus, des modélisations par éléments finis ont été menées afin de simuler la croissance de défauts dans les biocéramiques et de comparer les résultats obtenus, en terme de durée de vie, avec les résultats expérimentaux, ceci dans le but de déterminer les paramètres les plus influents concernant la résistance aux chocs de ces prothèses.

CHAPITRE I : Etat de l'Art

Ce chapitre d'introduction a pour but de présenter les bases des trois grands thèmes abordés dans cette étude : la biomécanique de la hanche, les prothèses totales de hanche, et enfin les biocéramiques utilisées en orthopédie. Dans cette première partie, nous présentons l'articulation de la hanche ainsi que la biomécanique associée. Ensuite, nous rappelons les résultats essentiels concernant l'estimation des forces agissant au niveau de cette articulation, ainsi que les paramètres les plus influents. Enfin, nous introduisons les phénomènes de chocs au niveau de la hanche, et nous calculons les forces d'impact en fonction du type d'activité.

I BIOMÉCANIQUE DE LA HANCHE

I.1 Anatomie de la hanche

I.1.1 Environnement osseux

L'articulation de la hanche, ou coxo-fémorale, est une énarthrose du type rotule. Elle est formée par la tête fémorale, qui vient s'emboîter dans la cavité sphérique de l'acetabulum (Fig. I.1). Du cartilage, plus épais au centre qu'à la périphérie, recouvre entièrement la surface de la tête fémorale, à l'exception de la zone sur laquelle est attaché le ligament fémoral (Gray 1918).

I.1.2 Environnement ligamentaire

L'articulation est maintenue en place grâce notamment à l'action de puissants ligaments (Fig. I.2) : le ligament ilio-fémoral, le ligament pubo-fémoral, le ligament ischio-fémoral et le ligament de la tête fémorale. Ce dernier est une bande plate, triangulaire, reliant le fond de l'acetabulum à la tête fémorale, sa résistance est fortement variable d'un sujet à l'autre. Il est tendu quand la cuisse est semi-fléchie et la jambe en adduction (ramenée vers l'axe du corps) ou en mouvement de rotation externe, il est au contraire relâché quand la jambe est en abduction (écartée par rapport à l'axe du corps). Néanmoins, son rôle en tant que ligament est relativement limité (Gray 1918).

I.1.3 Environnement musculaire

Les principaux groupes de muscles contribuant directement à la stabilité et à la mobilité de cette articulation sont répartis tout autour de celle-ci (Fig. I.3) :

- au niveau antérieur : le grand psoas, l'iliaque et le pectiné,

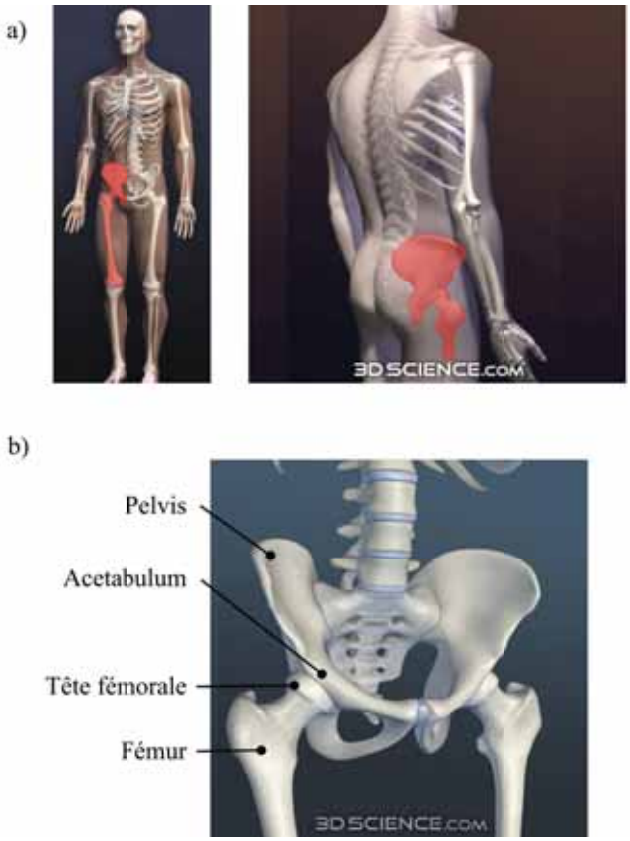

Figure I.1 : L'articulation de la hanche. a) Localisation dans le corps humain, vue antérieure et de trois quarts postérieure. b) Os constituant l'articulation (www.3DScience.com).

- au niveau postérieur : le piriforme, les jumeaux, l'obturateur interne, l'obturateur externe, les quadriceps et, plus superficiellement, le grand fessier,
- au niveau latéral : le petit fessier et, plus superficiellement, le moyen fessier,
- au niveau médial : l'obturateur externe et le pectiné.

I.1.4 Mouvements et modélisation mécanique

Cette articulation peut être représentée d'un point de vue mécanique par une liaison rotule, avec trois degrés de liberté qui sont les trois degrés de rotation (adduction/abduction, flexion/extension et rotation interne/externe). Chez l'homme, ces mouvements peuvent être très amples. La longueur du col du fémur et son inclinaison par rapport à l'axe du fémur ont pour effet de convertir ces mouvements angulaires en mouvements de rotation de la tête du fémur dans l'acetabulum. Quand la cuisse est en flexion ou en extension, la tête du fémur roule dans la cupule avec peu de glissement, en fonction de l'inclinaison médiale du col. L'inclinaison antérieure du col affecte quant à elle les mouvements d'adduction et d'abduction. La rotation interne/externe de la cuisse, permise par l'inclinaison du col dans le plan frontal, n'est pas une simple rotation de la tête du fémur dans l'acétabulum, puisqu'elle est accompagnée par du

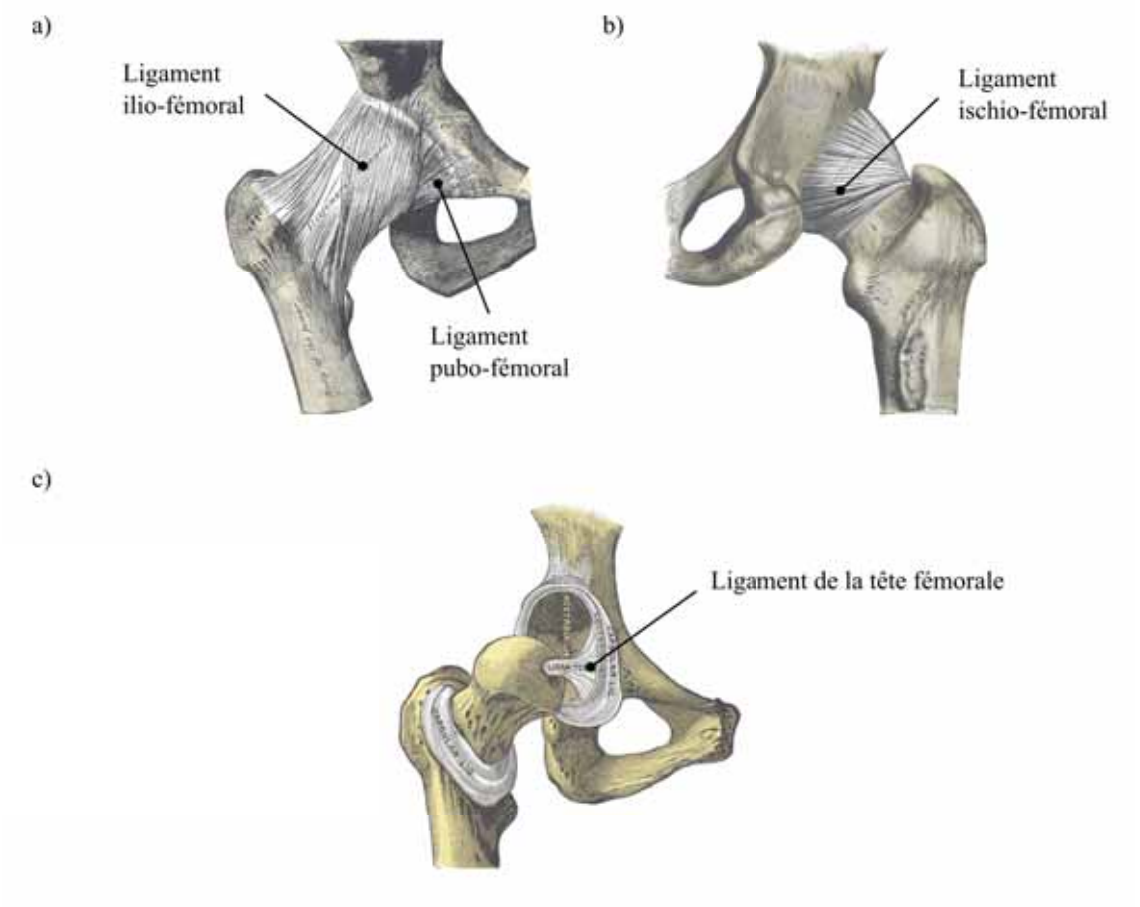

Figure I.2 : Environnement ligamentaire de la hanche droite (Gray 1918). a) Vue antérieure. b) Vue postérieure. c) Vue éclatée de la hanche droite.

glissement (Gray 1918).

L'agencement de l'articulation est tel qu'il permet d'obtenir une stabilité et une limitation des mouvements garantissant sa sécurité. L'assemblage de la tête avec l'acetabulum est conforme afin de former une surface de contact légèrement supérieure à celle d'une demi-sphère. Le ligament ilio-fémoral est le plus résistant du corps et est tendu dès lors que les axes du tronc et du fémur ne sont plus confondus. Ce ligament est donc un des principaux responsables du maintien de la position debout sans fatigue musculaire excessive. La sécurité de la hanche est également assurée par le ligament de la tête fémorale, mais l'utilité de ce dernier sur le fonctionnement mécanique de l'articulation est loin d'être démontrée.

I.2 Forces et contraintes développées dans l'articulation de la hanche

I.2.1 Etude de la marche

De nombreuses études ont été menées dans le but d'estimer les forces et contraintes résultantes dans les articulations lors de la marche. La longueur du pas semble dépendre de l'âge et de la taille du sujet, ainsi que de l'amplitude du mouvement de flexion/extension.

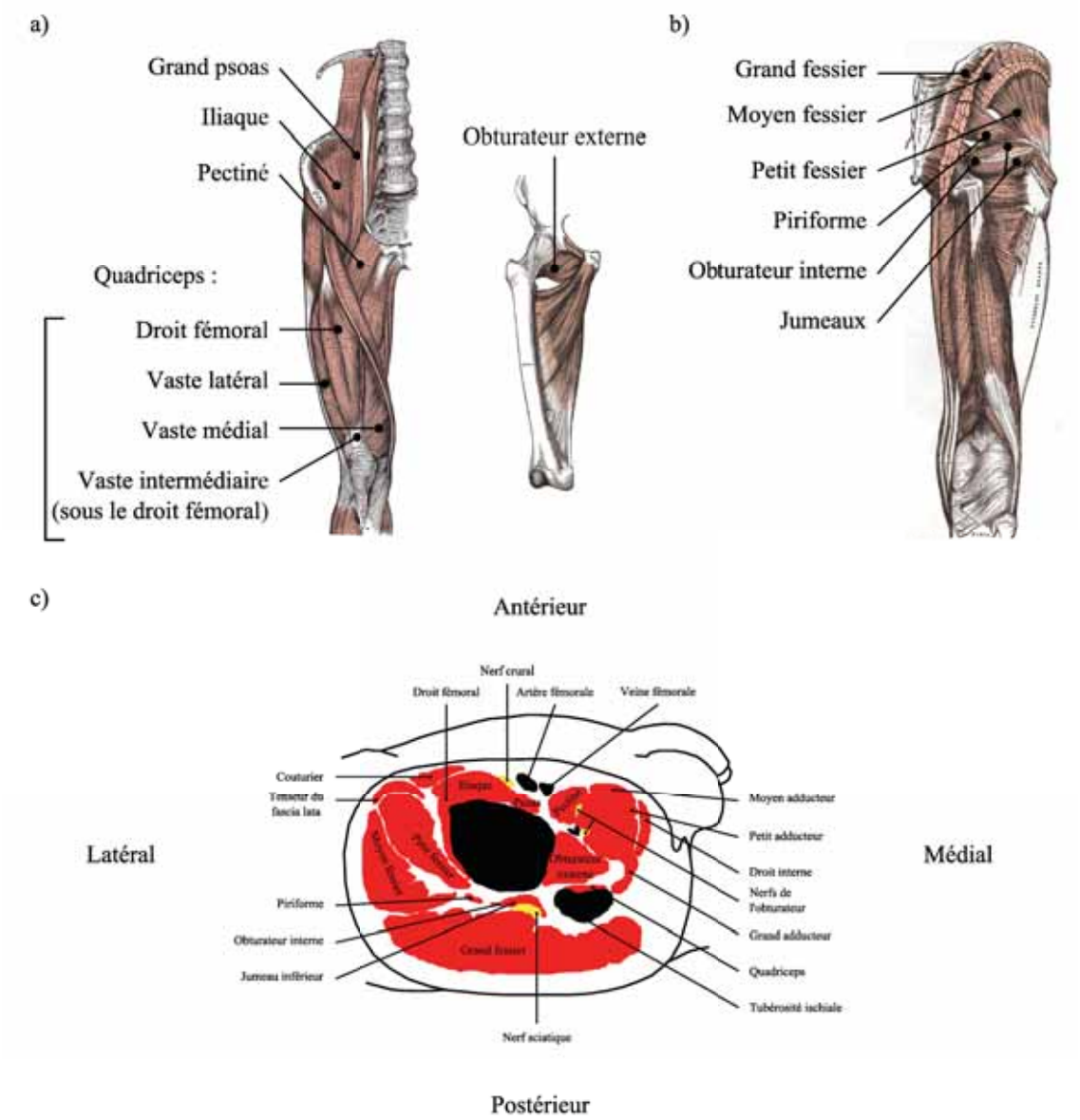

Figure I.3 : Muscles assurant la stabilité et la mobilité de la hanche (Gray 1918). a) Muscles antérieurs superficiels et profonds. b) Muscles postérieurs. c) Vue anatomique en coupe de la hanche droite.

Mais, même si les variations inter-individus sont très élevées, la fréquence naturelle de la marche semble être d'environ 0,9 Hz (Dujardin et al. 1997).

Les forces résultantes dans les articulations peuvent être déterminées en utilisant la méthode de la dynamique inverse, qui combine l'utilisation de plate-formes de force et d'un système d'acquisition de mouvements. Les signaux obtenus sont généralement filtrés afin de s'affranchir des vibrations ambiantes et des micro-mouvements des capteurs sur la peau. Le but est de ne conserver que les signaux de basses fréquences, caractéristiques du mouvement à étudier. De plus, le calcul des forces musculaires est indéterminé du fait de la redondance des muscles. Il existe alors deux approches : la méthode de réduction,

qui consiste à regrouper plusieurs muscles dans des unités fonctionnelles, ou une méthode d'optimisation, qui modélise certains paramètres physiologiques. Les différentes études utilisant cette méthode proposent des résultats qui concordent pour décrire la courbe de force à double maximum caractéristique de la marche (Duda et al. 1997, Glitsch et al. 1997, Hurwitz et al. 2003, Komistek et al. 1998, Stansfield et al. 2002). Le premier maximum de force a lieu au bout de 20 % du cycle de marche et le second au bout de 80 % (Fig. I.4.a), le début du cycle étant déterminé par la pose du talon sur le sol et la fin par le décollement des orteils lors de la phase de poussée. Les maxima de la force résultante calculés pour la marche par la méthode de la dynamique inverse sont de l'ordre de 180 à 400 % du Poids du corps (%P) (Hurwitz et al. 2003, Komistek et al. 1998, Stansfield et al. 2003).

Dans une hanche saine, quand les surfaces de contact sont conformes et normalement lubrifiées, le coefficient de frottement est de l'ordre de 0,001. Ceci permet lors des modélisations de négliger la contrainte tangentielle de frottement devant la contrainte normale (Ipavec et al. 1999). Le maximum de contraintes varie peu avec la direction de la force résultante exercée par les muscles de la hanche (Ipavec et al. 1999). Lors de la marche, les contraintes sont maximales au niveau de la partie supérieure de l'acetabulum, principalement du côté médial, ce qui correspond aux régions dégénérées de l'acetabulum observées sur cadavres.

Une étude de la position statique sur une jambe a également mis en avant cette zone supérieure comme étant la plus contrainte (Mavcic et al. 2002). Cette position a été choisie pour sa similitude avec la position à mi-cycle de la jambe lors de la marche lente caractérisant les patients. La distribution de la pression de contact et la valeur du pic jouent un rôle déterminant dans la dégénération du cartilage et dans l'usure des implants, usure générant des débris qui peuvent ensuite, à plus ou moins long terme, entraîner des réactions inflammatoires ou une ostélolyse conduisant au descellement de la prothèse (Genda et al. 2001).

I.2.2 Etude de la course

Cette activité a été étudiée par application de la méthode de la dynamique inverse et optimisation d'un modèle 3D simulant l'action de 47 muscles de la jambe (Glitsch et al. 1997). La principale différence avec la marche, outre bien sûr la valeur du maximum de force, est la présence d'un seul pic majeur, au bout d'environ 40 % du cycle, au lieu des deux pics présents lors de la marche. Pour une vitesse de course de 5 m/s, la valeur du maximum de force simulée varie entre 500 et 2 000 %P (Fig. I.4.b) selon le type d'optimisation, soit au maximum environ cinq fois plus que lors de la marche.

I.2.3 Etude des montées et descentes d'escaliers

La cinématique et la biomécanique des montées ou descentes d'escaliers varient de façon considérable par rapport à la marche (Riener et al. 2002) : la phase d'appui (entre 59,6 et 63,7 % de la durée du cycle) diminue avec l'augmentation de la pente durant la descente et augmente légèrement durant la montée. De plus, la durée du cycle est plus longue pendant la montée (1,4 s) que pendant la descente (1,2 s). Mais surtout, la force de réaction est plus importante durant la descente que durant la montée, l'influence de la pente restant relativement

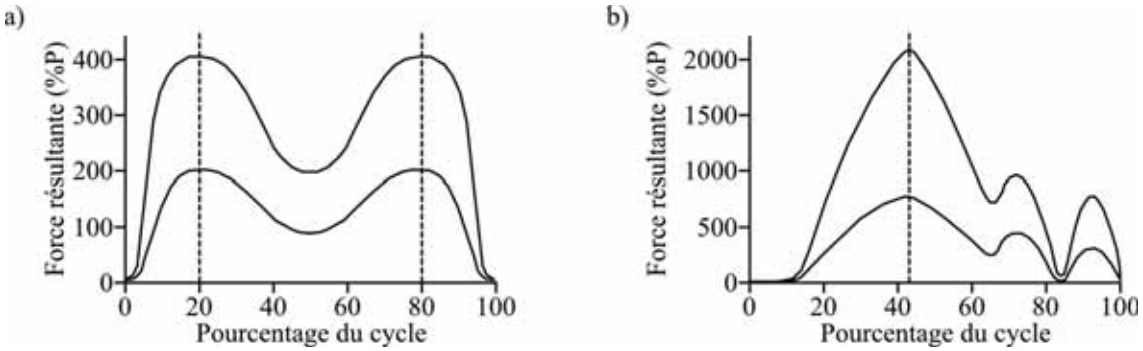

Figure I.4 : Allure des intervalles de valeurs de la force résultante (% du Poids du corps) agissant sur l'articulation de la hanche au cours d'un cycle. a) Lors de la marche. b) Lors de la course (Glitsch et al. 1997).

faible. En ce qui concerne la composante verticale de cette force, l'influence de la pente est visible : l'augmentation de cette composante selon l'inclinaison peut être d'environ 15 %. Ceci peut être expliqué par la variation de puissance développée dans les articulations, celle-ci étant reliée à la quantité d'énergie potentielle devant être produite (montée) ou absorbée (descente) par les muscles (Riener et al. 2002).

L'allure de la courbe représentant l'évolution de la force agissant sur la hanche au cours d'un cycle est très voisine de celle de la marche. Uniquement les valeurs des maxima de force diffèrent, ces derniers étant plus élevés lors de la montée et descente d'escaliers que lors de la marche (Riener et al. 2002). Le maximum de force lors de la montée d'escaliers est d'environ 300 à 600 %P (Costigan et al. 2002), et il est légèrement plus élevé en ce qui concerne la descente. En effet, pendant la descente, l'énergie potentielle doit être dissipée par les muscles et pour ce faire, elle est transformée en énergie cinétique durant la phase de balancement de la jambe. Ensuite, presque toute l'énergie cinétique accumulée doit être absorbée par le contact du pied avec le sol (Riener et al. 2002). Différentes valeurs des maxima de force concernant la marche et les descentes et montées d'escaliers ont été regroupées (Stansfield et al. 2002), montrant la grande variabilité inter-sujets et l'incertitude des mesures. Néanmoins, il semble acquis que le maximum de force le plus élevé soit engendré lors de la descente d'escaliers.

I.2.4 Facteurs influençant la valeur du maximum de force

Quelle que soit la tâche considérée, la vitesse d'exécution est reconnue comme étant un paramètre important (Komistek et al. 1998, Glitsch et al. 1997, Pedersen et al. 1997), (Stansfield et al. 2002). Ainsi, lors de la marche, le maximum de force peut passer de 200 %P, pour une vitesse faible, à 400 %P pour une vitesse élevée (Stansfield et al. 2003).

La contraction musculaire est aussi à prendre en compte, puisqu'une grande partie de la force résultante agissant sur l'articulation est engendrée par les muscles responsables de son mouvement (Duda et al. 1997, Genda et al. 2001, Hurwitz et al. 2003). De plus, les muscles jouent un rôle prépondérant en répartissant les contraintes au niveau du fémur (Genda et al. 2001). Ainsi, pour chaque augmentation de 10 % de l'activité des muscles antagonistes, le maximum de force augmente de 20 %P (Hurwitz et al. 2003).

Différents paramètres anatomiques influencent la valeur des contraintes exercées sur les surfaces portantes de l'articulation. Ainsi, la surface de contact a été corrélée avec la couverture de la tête par l'acetabulum, caractérisée par l'angle de Wiberg (θ_{CE}). Cet angle est défini comme étant l'angle entre la verticale et la ligne passant par le bord de l'acetabulum et par le centre de la tête fémorale (Fig. I.5). De même, l'orientation (θ_R) de la force de contact résultante (R) a été corrélée avec le rapport tête-trochanter (e/d) et la ligne d'action des muscles abducteurs (Genda et al. 2001). Ainsi, plus θ_{CE} est faible, plus la surface de contact est faible et plus le point de maximum de contraintes se déplace vers le bord latéral de l'acetabulum, ces deux phénomènes entraînant une forte augmentation des contraintes. En parallèle, plus θ_R est faible et plus le maximum des contraintes surfaciques se déplace, encore une fois, vers le bord latéral de l'acetabulum. Ainsi, plus la somme arithmétique $\theta_{CE} + \theta_R$ est faible (Fig. I.5.b) et plus les contraintes sont importantes et localisées au niveau du bord latéral de l'acetabulum (Genda et al. 2001, Ipavec et al. 1999, Mavcic et al. 2002). De plus, le maximum de contraintes varie selon le sexe des sujets, à cause d'une différence du rayon de la tête et du rapport tête-trochanter, les femmes ayant un pelvis plus large.

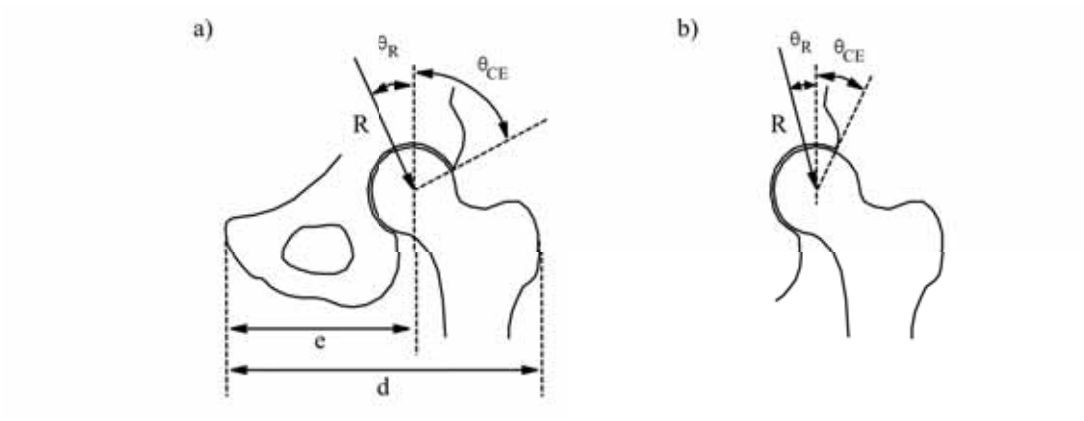

Figure I.5 : Paramètres anatomiques influençant la valeur des contraintes exercées sur la tête fémorale. a) Cas d'un angle de Wiberg (θ_{CE}) important. b) Cas d'un angle de Wiberg (θ_{CE}) faible (Ipavec et al. 1999).

L'âge des sujets étudiés est aussi un facteur pouvant influencer les valeurs des forces mesurées (Stansfield et al. 2002), des sujets plus jeunes développant généralement des forces supérieures. Ainsi, les forces mesurées chez de jeunes sujets peuvent être 50 % plus élevées lors de la marche et 300 % plus élevées lors de la course (Glitsch et al. 1997), ceci pouvant aussi être dû au fait que les jeunes sujets effectuent les mêmes tâches à des vitesses jusqu'à 2,5 fois plus élevées.

I.3 Mécanismes d'absorption des chocs

Des ondes de chocs sont générées lors de toute activité, telles la marche, la course et les montées et descentes d'escaliers. La génération, la propagation et l'atténuation de ces ondes sont des processus physiologiques normaux qui accompagnent tous ces mouvements. Contrairement aux maxima de force précédemment cités, ces ondes de chocs sont représentées

par des signaux de plus hautes fréquences. Par exemple, des modélisations à l'aide d'un système masse oscillante-amortisseur-ressort ont montré que les forces de réaction verticales lors de la course ont un pic d'impact durant les premières 50 ms du contact (Liu et al. 2000). Une des fonctions essentielles du système musculo-squelettique est d'atténuer et de dissiper les ondes de chocs dues au contact du pied avec le sol. Il a été démontré que les muscles agissent pour diminuer les contraintes de flexion des os et pour atténuer les pics de forces susceptibles d'endommager les tissus (Nigg et al. 1999, Voloshin et al. 1998). Il est possible d'atténuer la vitesse verticale d'impact d'environ 60 % et l'énergie cinétique verticale de près de 90 % grâce à une contraction excentrique au niveau de la hanche et du genou (Robinovitch et al. 2000). De plus, des modélisations de chutes verticales (Pain et al. 2004) ont montré que les forces agissant au niveau des articulations sont inférieures de 50 % pour le modèle prenant en compte les masses molles par rapport au modèle rigide, indiquant l'importance des masses oscillantes pour l'atténuation des impacts, ceci étant aussi valable pour la course (Liu et al. 2000). Néanmoins, le processus d'atténuation des ondes de chocs peut aussi être influencé par plusieurs paramètres, dont le mode de locomotion, l'état de fatigue et le type de chaussures, etc. (Liu et al. 2000).

Des modélisations mécaniques prédisent des forces dans la hanche de l'ordre de 200 %P, tandis que les mesures *in vivo* sont encore plus importantes. Il existe deux mécanismes pour limiter ces forces : il y a une corrélation entre la masse osseuse et le poids du corps au niveau des extrémités porteuses chez les humains. Augmenter le poids du corps augmente les forces de réactions pour les mêmes conditions cinétiques de déambulation. L'augmentation de la densité osseuse permettrait d'augmenter la section sur laquelle les forces peuvent être redistribuées. Le second mécanisme concerne les paramètres du mouvement adoptés pour atténuer les chocs et minimiser les forces musculaires, un de ces paramètres serait la fréquence des pas (Ratcliffe et al. 1997).

Ratcliffe et al. (Ratcliffe et al. 1997) ont modélisé la marche humaine à l'aide d'un système hybride pendulaire masse-ressort et ont montré que la résonance de ce système prédit à 1 % près la fréquence naturelle de marche d'un adulte ou d'un enfant. La caractéristique fondamentale d'un tel système oscillant est la minimisation de la force requise pour maintenir un certain état d'oscillation. La force produite par les muscles pour entretenir le cycle de marche, et donc le coût métabolique engendré, est minimale à la résonance. Ce coût énergétique augmente exponentiellement dès que l'on s'éloigne de la fréquence prédite. Aux hautes fréquences, la consommation d'oxygène augmente de 35 % et elle double presque aux basses fréquences. De plus, aux basses fréquences, la longueur du pas est allongée et par conséquent le genou est moins fléchi lors du contact du talon avec le sol, ce qui augmente la raideur du membre inférieur et donc diminue la capacité d'absorption. Aux hautes fréquences, la diminution de l'absorption viendrait de la co-contraction des muscles, augmentant la raideur globale du corps. Une caractéristique intéressante est que, selon la fréquence, l'absorption maximale du choc n'a pas lieu au même endroit : à une fréquence de 25 % en-dessous de la fréquence prédite, la plus grande partie de l'énergie due au choc est absorbée entre l'épaule et le genou, tandis que, pour une fréquence supérieure, l'absorption a lieu entre le genou et la cheville. Mais, dans tous les cas, le choc au niveau de la tête reste faible, allant de 8 % de la valeur du choc à la cheville à la fréquence naturelle prédite, jusqu'à 15 % à la fréquence la plus basse, et ne dépassant pas 12 % aux hautes fréquences. Ceci prouve que la minimisation du choc à la tête est une contrainte importante du cycle de marche, et ceci quelles que soient la fréquence de marche ou la longueur

des pas (Ratcliffe et al. 1997). Le maximum d'accélération à la cheville a lieu moins de 100 ms après contact du talon avec le sol (Ratcliffe et al. 1997, Spagele et al. 1999).

Le travail de thèse de Benoît Jobard (Jobard 2003), fondé dans un premier temps sur un modèle rigide de calculs en dynamique inverse, puis dans un second temps sur des mesures par accélérométrie et un modèle semi-rigide, a permis de mesurer les pics de forces dus aux impacts lors de diverses activités, dont la marche et les montées et descentes d'escaliers. Ces mesures ont permis d'estimer que le pic de force dure entre 20 et 30 ms et atteint durant la marche 25 % de la force maximale usuellement mesurée ou calculée, et 150 % lors de la descente d'escaliers, cette activité étant la plus traumatisante pour la hanche (Fig. I.6). Ainsi, la force maximale agissant réellement sur la hanche peut être supérieure au maximum usuellement admis, en particulier lors de descentes d'escaliers. De plus, en cas de trébuchement, la force peut s'élever à 800 %P (Bergmann et al. 1993). En considérant le scénario le plus défavorable, c'est-à-dire que cet accident ait lieu lors de la descente d'escaliers, la force d'impact s'élèverait alors à 1 200 %P, soit 9 kN pour un sujet pesant 75 kg.

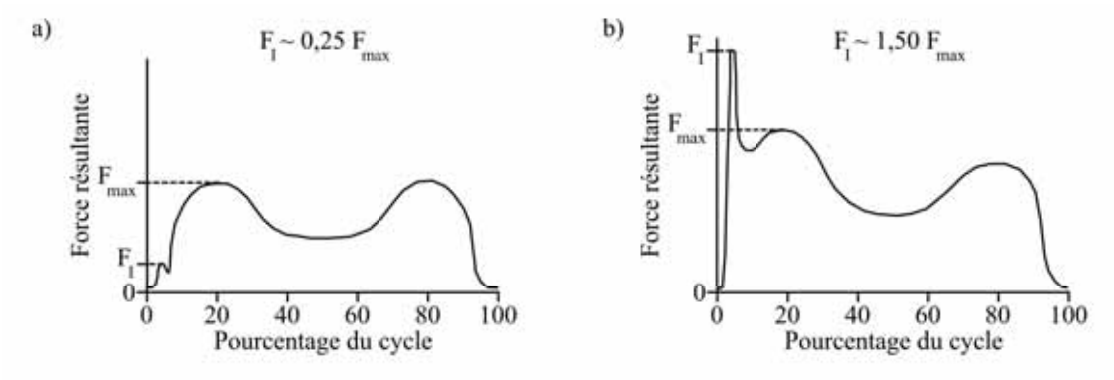

Figure I.6 : Pics de force F_I au niveau de la hanche. a) Lors de la marche. b) Lors de la descente d'escaliers (Jobard 2003).

I.4 Effets de la fatigue musculaire

Les muscles jouent un rôle dans l'atténuation des ondes de chocs transmises au corps humain. Ainsi, la fatigue musculaire réduit la capacité qu'a le système musculo-squelettique à atténuer et à dissiper ces ondes, ce qui soumet les cartilages et les ligaments à des charges dynamiques excessives. En effet, des études par accélérométrie ont montré une augmentation significative des forces résultantes avec la fatigue (Voloshin et al. 1998). Des accéléromètres, placés au niveau de la tubérosité tibiale (protubérance située sous le plateau tibial, du côté antérieur) et du sacrum, ont été utilisés pour mesurer les accélérations au niveau du tibia et du sacrum au cours d'une course sur tapis roulant de 30 minutes en condition anaérobie. Les valeurs de l'accélération ont augmenté de 60 % au niveau du tibia au cours de la mesure, et de 35 % au niveau du sacrum, l'augmentation étant détectable au bout de 20 minutes au niveau du tibia mais seulement au bout de 15 à 30 minutes au niveau du sacrum.

L'augmentation de l'accélération mesurée au cours de ce test de fatigue prouve l'incapacité du système fatigué à atténuer les ondes de chocs. Cette incapacité apparaît à des moments différents selon l'endroit du corps où elle est constatée. Dans la partie supérieure du corps, la capacité d'atténuation est préservée plus longtemps. De plus, la valeur de la fréquence moyenne reste à peu près constante, prouvant que le système de locomotion humain contrôle l'amplitude et la proportion des composantes hautes fréquences.

I.5 Calculs des forces articulaires associées à diverses activités

La table ci-dessous (Tab. I.1) présente les forces maximales enregistrées ou calculées lors d'études menées sur des sujets implantés, ainsi que les forces d'impact en découlant (Fig. I.6). Il est clair que ces forces varient en fonction des tâches considérées mais aussi de la vitesse d'exécution de ces dernières (Fig. I.7).

Table I.1 : Forces maximales et forces d'impact au niveau de la hanche (%P).

Tâche	**Marche**				**Descentes d'escaliers**			
Vitesse (m/s)	0,76	1,24	1,73	1,94	0,76	1,24	1,73	1,94
(Bergmann et al. 1993)	280	445	550					
(Bergmann et al. 1995)	304	381		493	304	352	393	446
(Bergmann et al. 2001 - 1)	242	238	250			260		
(Duda et al. 1997)	270							
(Heller et al. 2001)		270						
(Stansfield et al. 2002)		441				424		
d'après les citations de l'article ci-dessus		320				420		
(Stansfield et al. 2003)	200		400					
F_{max} moyenne (%P)	**260**	**350**	**400**	**493**	**304**	**364**	**393**	**446**
F_I (%P)	**65**	**88**	**100**	**123**	**456**	**546**	**590**	**669**

Ainsi, les forces d'impact peuvent s'élever à presque sept fois le poids du corps lors de la descente d'escaliers à vitesse rapide. Pour un patient pesant 75 kg, cela correspond à une force d'environ 5,2 kN. Les forces agissant au niveau de la hanche peuvent donc être ponctuellement bien supérieures aux forces usuellement considérées, en particulier au moment du contact du talon avec le sol lors de la descente d'escaliers.

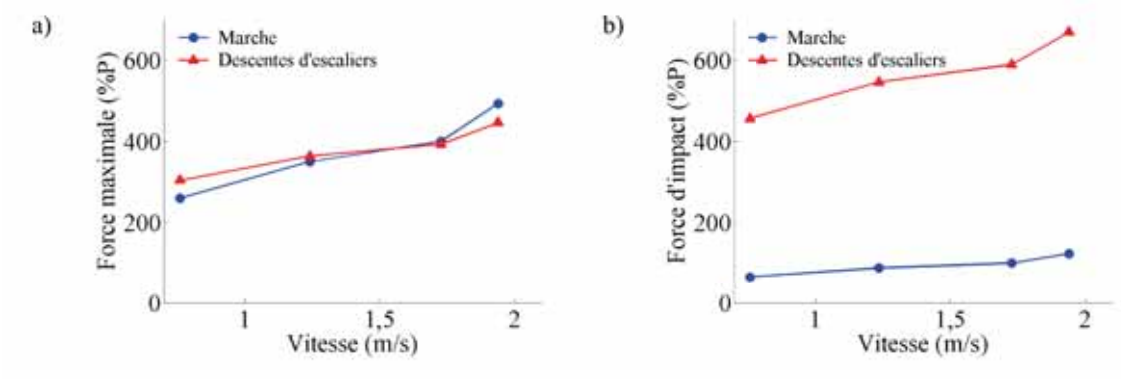

Figure I.7 : Force au niveau de la hanche (%P) en fonction du type d'activité et de la vitesse d'exécution. a) Force maximale. b) Force d'impact.

Dans la deuxième partie, nous introduisons les prothèses totales de hanche, leur design ainsi que les biomatériaux les plus utilisés. Ensuite, nous présentons les valeurs typiques des forces générées dans ce type de prothèses, ainsi que les paramètres pouvant influer sur ces forces. Enfin, nous introduisons le phénomène de décoaptation, dont les effets sur l'usure et les ruptures éventuelles de prothèses seront testés lors de cette étude.

II LES PROTHÈSES TOTALES DE HANCHE (PTH)

II.1 Historique et chiffres clefs

L'âge ou l'arthrite peuvent être la cause de dégénérations cartilagineuses ou osseuses, provoquant des douleurs aiguës au niveau des articulations et, à plus ou moins long terme, une perte des fonctions motrices. Ces problèmes ont toujours existé mais il faut attendre 1925 pour que le Docteur Smith-Petersen, un chirurgien de Boston, façonne un hémisphère en verre et l'ajuste sur la tête fémorale d'un patient. Le verre est un matériau trop fragile pour ce type d'utilisation donc d'autres matériaux ont été expérimentés : plastiques, métaux inoxydables, et finalement un alliage de cobalt-chrome (CoCr), qui donne des résultats encourageants. Jusque dans les années 1940, cette technique de resurfaçage de la tête fémorale est la meilleure solution. Néanmoins, elle n'est pas sans faille et de nombreux patients continuent à avoir des douleurs et à être limités dans leurs mouvements. Au cours des années 1940, deux chirurgiens français, les frères Judet, commencent à remplacer la tête toute entière par une sphère en méthacrylate de méthyle, un procédé appelé hémi-arthroplastie. La tête artificielle est connectée au fémur par l'intermédiaire d'un col en métal mais l'assemblage n'est pas parfait et les patients souffrent de douleurs lorsque l'assemblage se désolidarise, ce qui arrive fréquemment.

Aucune des deux techniques précédentes n'apporte de modifications à l'acetabulum. Il faut attendre 1958 pour qu'un chirurgien anglais, Sir John Charnley (1911-1982), remplace un acetabulum arthritique par un implant en téflon. Cet essai est un échec mais il tente à nouveau l'expérience, avec succès, en utilisant un implant en polyéthylène. La tête de diamètre 22,2 mm est quant à elle en acier. Ce couple de matériaux permet de réduire les contraintes de frottement générées au niveau des surfaces de contact (Hall et al. 1997). A partir de 1968, Sir John Charnley réalise avec succès de nombreuses implantations de ce que l'on nomme dorénavant des Prothèses Totales de Hanche (PTH). Le second changement le plus significatif, en ce qui concerne la réduction de l'usure, est le remplacement des cupules en polytétrafluoroéthylène (PTFE), par des cupules en polyéthylène à très haut poids moléculaire (Ultra High Molecular Weight Polyethylene : UHMWPE) (Hall et al. 1997). Les têtes en céramique apparaissent une dizaine d'années plus tard. L'utilisation du couple alumine-UHMWPE débute en 1974 et celle du couple zircone-UHMWPE en 1986 (Willmann et al. 1996). Au début des années 1990, les céramiques pressées isostatiquement à chaud (Hot Isostatic Pressed : HIPed) sont introduites. Elles sont plus pures, plus denses (3,98 contre 3,95 g/cm^3 pour l'alumine) et avec des tailles de grains plus faibles (1,8 μm contre 3,2 μm, toujours pour l'alumine) que les céramiques classiques (Tipper et al. 2002).

Le marché mondial de l'orthopédie était, en 2004, d'environ 3 milliards d'euros, dont 1,5 milliard dédié aux PTH aux Etats-Unis, et 860 millions en Europe. En effet, en Europe, les PTH représentent 53 % des dépenses orthopédiques, tandis que les prothèses de genoux représentent 45 %, et que les 2 % restants sont les prothèses de coude et d'épaule. En Europe, il y a donc eu près de 730 000 PTH implantées en 2004, dont 160 000 en France, pour un marché d'environ 200 millions d'euros (source : AVICENNE). De nos jours, la PTH de type Charnley, avec une tête métallique et une cupule en UHMWPE, est toujours considérée comme l'une des meilleures, étant donnée sa bonne tenue *in vivo*, même si environ 20 % des têtes produites dans le monde

sont en céramique, dont 60 % en alumine et 40 % en zircone (Masonis et al. 2004).

II.2 Mise en oeuvre

Le design et les matériaux utilisés ont fortement évolué depuis les années 1950, et ce grâce notamment 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 cinq éléments (Fig. I.8) : l'anneau cotyloïdien, ou métal-back, fixé dans le pelvis et servant d'intermédiaire entre ce dernier et la cupule, ou insert cotyloïdien ; la tête et la cupule, qui constituent les deux surfaces de contact par l'intermédiaire desquelles le mouvement de l'articulation va pouvoir se faire. Les couples de biomatériaux tête-cupule utilisés sont : acier inoxydable austénitique (316L ou 316LN) - UHMWPE, alliage de cobalt-chrome (CoCr) - UHMWPE, CoCr - CoCr, alumine (Al_2O_3) ou zircone (ZrO_2) - UHMWPE, Al_2O_3 - Al_2O_3, ZrO_2 - Al_2O_3, et, dans une moindre mesure, ZrO_2 - ZrO_2. La tige fémorale, insérée comme son nom l'indique dans le fémur, est maintenue en place soit par du ciment chirurgical soit par ostéointégration, cette dernière étant favorisée par un revêtement préalable de la tige avec de l'hydroxyapatite. La tige fémorale se termine du côté proximal par un cône sur lequel est insérée la tête. Cette tige peut être en acier inoxydable austénitique (316L ou 316LN), en cobalt-chrome (CoCr) ou en alliage de titane (Ti-6Al-4V).

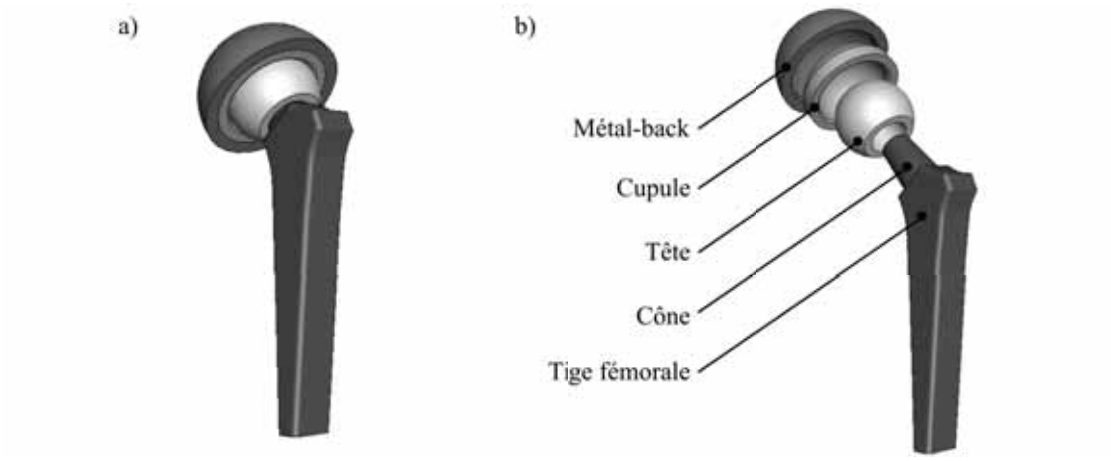

Figure I.8 : Eléments constituant une prothèse totale de hanche. a) Vue de l'assemblage. b) Vue éclatée.

II.3 Forces et contraintes développées dans une PTH

II.3.1 Implants instrumentés

Le fait d'introduire des biomatériaux dans le corps humain, dont les propriétés mécaniques sont certes remarquables, mais loin d'être aussi adaptatives que celles de l'os, entraîne des

différences notoires avec les forces et contraintes estimées pour des articulations saines. Afin de vérifier les résultats obtenus par la méthode de la dynamique inverse, des prothèses instrumentées ont été développées. La première tentative d'implant instrumenté a été réalisée par Rydell, qui a mesuré une pression maximale de l'ordre de 5,5 MPa durant la marche (Andriacchi et al. 1997). Ensuite, d'autres PTH instrumentées plus sophistiquées ont été mises au point (Bergmann et al. 1993, Bergmann et al. 1995, Bergmann et al. 2001 - 1), (Graichen et al. 1999). Des jauges de déformations ont été implantées dans le col afin de mesurer les forces selon les trois axes, la précision des mesures atteignant 1 %. De plus, la répartition des activités des patients a été estimée, montrant que l'activité la plus fréquente est de rester assis, puis se tenir debout, marcher, rester allongé et monter ou descendre des escaliers, les activités restantes n'ayant pu être classifiées (Morlock et al. 2001). Le nombre moyen de pas par an a été calculé et est de l'ordre de 1,1 million, tandis qu'environ 60 000 marches d'escaliers sont gravies ou descendues par an.

II.3.2 Etude de la marche

En ce qui concerne la majorité des patients, les fonctions motrices après implantation ne reviennent jamais à la normale, il subsiste toujours une déficience et une dissymétrie, ceci pouvant être dû à une anormalité déjà présente avant opération, ou à une adaptation après implantation (Andriacchi et al. 1997, McCrory et al. 2001, Miki et al. 2004, Perron et al. 2000). En particulier, la vitesse de déambulation reste de 15 à 20 % inférieure à la normale, ceci étant corrélé avec une diminution du moment développé par les muscles extenseurs et une diminution de l'amplitude d'extension de la hanche (Perron et al. 2000). Cette vitesse libre de marche a été mesurée à environ 0,8 m/s. De plus, les patients mettent moins de charge sur leur jambe prothésée, et celle-ci est appliquée moins vite, entraînant une diminution des contraintes induites (Heller et al. 2001, Stansfield et al. 2002). Ceci confirme la persistance d'une posture antalgique lors de la marche, même plusieurs mois après l'opération. En ce qui concerne la diminution de l'amplitude du mouvement, il a été démontré qu'elle représente une réponse adaptative afin de diminuer les micro-mouvements de torsion apparaissant si l'articulation travaille à une amplitude élevée (Andriacchi et al. 1997).

Les valeurs des forces mesurées par l'intermédiaire de PTH instrumentées confirment celles calculées de façon indirecte par la méthode de la dynamique inverse. En particulier, la présence du double maximum de force est démontrée (Bergmann et al. 2001 - 1, Heller et al. 2001). Pour la déambulation, les valeurs des maximums de force varient selon les patients de 150 à 480 %P selon la vitesse (Bergmann et al. 1993, Bergmann et al. 1995, Bergmann et al. 2001 - 1, Heller et al. 2001, Stansfield et al. 2002, Stansfield et al. 2003).

Les études réalisées concordent pour montrer que la force résultante de contact de la tête sur la cupule est toujours dirigée dans la direction postéro-supérieure et médiale (Fig. I.9) (Bergmann et al. 1993, Pedersen et al. 1997). De plus, les charges importantes sur la tête du fémur ont des directions qui dépendent peu du type d'activité. Ceci vient du fait que les contractions musculaires créent la plus grande partie de la charge sur l'articulation et que les directions effectives des muscles les plus gros sont alignées avec le fémur. Par contre, la direction des forces agissant au niveau de la cupule varie considérablement car les lignes d'actions musculaires relatives au pelvis varient énormément au cours des diverses activités

(Pedersen et al. 1997).

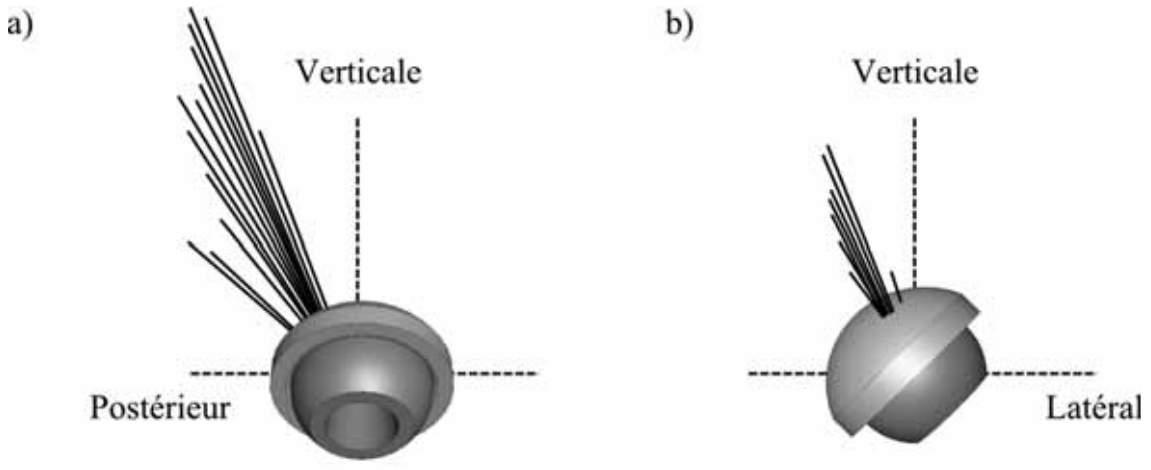

Figure I.9 : Orientation des forces de contact au niveau de la cupule pendant la marche, dans le cas d'une PTH implantée à droite (Pedersen et al. 1997). a) Vue latérale. b) Vue postérieure.

Les contraintes sont principalement localisées sur le bord antérieur et du côté latéral de la cupule (Ipavec et al. 1999, Mavcic et al. 2002). Il a été montré que, en moyenne, la force résultante et les contraintes au niveau de la hanche sont plus importantes pour les sujets équipés d'une PTH que pour les sujets sains. En effet, cette force résultante, calculée lors d'un appui statique unipodal, est de l'ordre de 310 %P pour les sujets équipés de PTH, et de 270 %P pour les sujets sains (Mavcic et al. 2002). Comme nous l'avons vu, le maximum de contraintes est dépendant de la qualité de couverture de la tête par la cupule (Mavcic et al. 2002). Or, les sujets opérés ont de plus petits angles de Wiberg et donc une surface de contact plus réduite que les sujets sains, ce qui implique des contraintes plus élevées. Un autre paramètre influent est la contraction musculaire. En effet, quand l'angle de Wiberg est faible, ce qui est donc le cas pour un patient prothésé, le maximum de pression de contact change considérablement avec la direction des forces des muscles abducteurs (Genda et al. 2001, Ipavec et al. 1999).

II.3.3 Etude des montées et descentes d'escaliers

La courbe de force est similaire à celle obtenue lors de la marche, la force résultante maximale étant atteinte lors de la phase d'appui unipodal (Bergmann et al. 1995). Lors de montées d'escaliers à vitesse normale, la force est de 10 % supérieure à celle mesurée pendant la marche à 3 km/h. Pendant les descentes d'escaliers, cette force est supérieure de 20 % (Bergmann et al. 1995, Bergmann et al. 2001 - 1). Les variations du chargement de l'articulation lors de la montée d'escaliers sont beaucoup plus importantes que pour la marche. Le premier maximum est plus important lors de la montée tandis que le second est plus important lors de la descente, ces deux instants correspondant à des phases pendant lesquelles les muscles extenseurs sont activés.

La direction de la force résultante varie très peu, ce qui tendrait à démontrer que certaines parties de la prothèse ne sont jamais contraintes (Bergmann et al. 1995). L'angle de cette force par rapport à l'axe transverse est d'environ 46° lors de la montée d'escaliers et de 35° lors de

la descente, tandis qu'il varie de 28 à 35° lors de la marche (Bergmann et al. 2001 - 1). Un an après l'opération, la pression mesurée dans l'articulation est environ deux fois plus élevée pour la montée d'escaliers que pour la marche. Mais, après trois ans, la pression est quasi identique (Bergmann et al. 1995). De plus, les points d'application de la force sont plus étalés sur la surface de la tête, cet effet a été observé chez des sujets mais aussi chez des animaux et semble être caractéristique d'une marche non sécurisée.

II.4 Le phénomène de décoaptation et ses conséquences

Lors d'une opération pour une pose de PTH, le ligament de la tête fémorale est coupé, la tête fémorale n'est donc pas reliée à la cupule et un phénomène de décoaptation, c'est-à-dire de microséparation entre la tête et la cupule, peut avoir lieu (Fig. I.10). Une étude de la position relative de la tête par rapport à la cupule lors de mouvements d'adduction/abduction a montré que ni les hanches saines ni les PTH contraintes, c'est-à-dire celles dont la cupule est maintenue en place par un anneau de fixation, ne présentaient de microséparation, tandis que toutes les PTH non contraintes présentaient une microséparation moyenne de 3,3 mm (de 1,9 à 5,2 mm), cette séparation pouvant augmenter les contraintes induites dans la prothèse (Dennis et al. 2001, Lombardi et al. 2000).

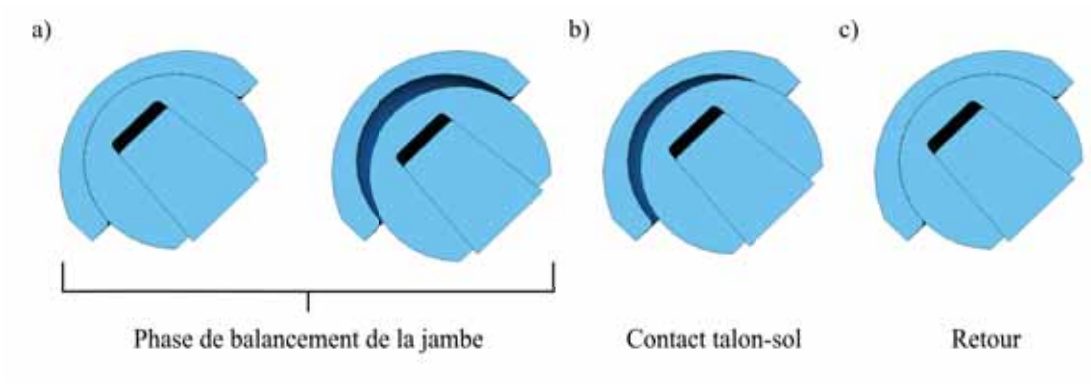

Figure I.10 : Phénomène de décoaptation. a) Décollement de la tête pendant la phase de balancement de la jambe. b) Impact de la tête sur le bord supérieur de la cupule, en bordure du chanfrein. c) Relogement de la tête dans la cupule en fin de cycle (Dennis et al. 2001).

De plus, il existe des différences entre les profils d'usure observés sur simulateurs et ceux observés sur explants, il existe donc des différences entre ce qui est simulé et ce qui se passe réellement *in vivo*. En effet, l'ablation de tissus mous stabilisant la hanche change la cinématique de l'articulation et peut donc conduire à des taux d'usure plus élevés. Hodge et al. ont montré, grâce à un implant instrumenté, que la pression entre la tête et la cupule s'annulait parfois lors de la marche, ce qui prouverait la présence de ce phénomène de décoaptation (Bono et al. 1994). De récentes modifications apportées à des simulateurs de marche ont permis de prendre en compte ce phénomène de décoaptation. Les premiers résultats ont montré que, dans des conditions de décoaptation limitée, l'usure d'un couple alumine-alumine est de l'ordre de 0,2 mm^3/million de cycles, tandis qu'elle passe à 1,8 mm^3/million de cycles dans des conditions de décoaptation plus sévère (Fisher et al. 2003, Stewart et al. 2003). Pendant

la séparation, la tête fémorale entre en contact avec le bord supérieur de la cupule, sur la partie latérale, produisant une concentration de contraintes dans cette région. Des études avec implants instrumentés ont montré que les forces résultantes lors du contact du talon sont plus importantes que celles lors de la phase de poussée, ces forces pouvant être, au moins en partie, dues aux conditions d'impacts créées par la décoaptation. Ceci prouve que le phénomène de décoaptation accélère l'usure et donc peut éventuellement diminuer la durée de vie de la PTH. Par conséquent, ce phénomène est à prendre en compte lors de tests *in vitro*.

II.5 Influence de la température

Une étude basée sur des implants instrumentés avec des jauges de contraintes et des capteurs de température a permis de mesurer l'élévation de température en différents endroits des PTH durant diverses activités (Bergmann et al. 2001 - 2, Bergmann et al. 2001 - 3). Durant la marche, la moitié de l'élévation totale de la température a lieu durant les six premières minutes, tandis que le maximum est atteint au bout d'environ une heure. Même si les variations inter-individus sont importantes, ce maximum de température est toujours mesuré au niveau de la tête, démontrant que cette production de chaleur résulte de la dissipation de l'énergie de frottement entre la tête et la cupule. Le maximum de température est de 42,5 ^{o}C pour un couple alumine-alumine et de 43,1 ^{o}C pour un couple alumine-UHMWPE. Néanmoins il n'y a pas de corrélation évidente, ni entre le poids du sujet et le maximum de température, ni entre le maximum de force et le maximum de température, d'autres paramètres devant masquer l'influence de la force, tels la longueur des pas et la fréquence de marche, ainsi que le volume de fluide synovial. Une comparaison intéressante a été effectuée en faisant pédaler les sujets. La moyenne du pic de température n'atteint alors que 39,9 ^{o}C, au lieu de 41,4 ^{o}C pour la marche. Ceci démontre tout de même l'influence de la force sur le pic de température, puisque, dans le cas du vélo, les forces n'atteignent que 45 % de celles mesurées durant la marche. Cette augmentation de température excessive peut être problématique puisqu'elle est susceptible d'entraîner une détérioration du liquide synovial et donc de ses propriétés lubrifiantes, conduisant à une usure plus rapide des parties frottantes de la prothèse.

II.6 Taux d'échec des PTH en biocéramiques

Les principaux organismes d'alertes concernant les produits de santé sont, en France : l'Agence Française de Sécurité Sanitaire des Produits de Santé (AFSSAPS), aux Etats-Unis : la Food and Drug Administration (FDA), et au Royaume Uni : la Medicines and Healthcare products Regulatory Agency (MHRA). Ces organismes collectent les informations provenant des chirurgiens et des fabricants et émettent des bulletins d'alerte préconisant le retrait de lots de produits susceptibles de poser problème. En ce qui concerne les alertes et rappels de lots d'éléments de PTH en zircone, dès 1996, la stérilisation à la vapeur d'eau est déconseillée, celle-ci favorisant le vieillissement des matériaux et la dégradation de leurs propriétés mécaniques. Mais l'alerte la plus importante concerne plusieurs lots de têtes céramiques en zircone fabriquées par la société Saint Gobain Céramiques Avancées Desmarquet, entre janvier 1998 et août 2001. En effet, en août 2002, 191 ruptures étaient survenues en France. Les mauvaises propriétés mécaniques des céramiques concernées étaient dues à un mauvais réglage des fours, ce qui a

entraîné une température de frittage trop faible et donc une hétérogénéité importante de la microstructure. Ce rappel est à l'origine de la perte de confiance des chirurgiens en la zircone. En 2003, quelques cas de fractures de têtes alumine de diamètre 28 mm ont été reportés, faisant grimper les taux de rupture à 2,4 %. En 2004, quatre cas de ruptures de têtes alumine à cols courts ont été détectées, ces ruptures s'étant produites entre trois et neuf mois après implantation. En 2005, d'autres cas de ruptures de têtes alumine de diamètre 32 mm sont survenus, portant le taux de rupture à environ 4 %. Toutes ces ruptures concernent des têtes et non des cupules. Ceci vient du fait que très peu de couples céramique-céramique sont implantés, en comparaison avec les couples céramique-UHMWPE. Dans ces derniers, la tête en céramique est évidemment plus susceptible de casser que la cupule en UHMWPE.

De plus, ces ruptures sont déclarées volontairement par les chirurgiens et les sociétés fabriquant ces prothèses, il n'est donc pas irréaliste de penser que d'autres ruptures surviennent sans être déclarées, et que le taux de rupture global réel est supérieur au taux admis de 1 tête fracturée pour 10 000 implantées (Weisse et al. 2003). Après plusieurs discussions avec des chirurgiens collaborant avec notre laboratoire, il semblerait que le taux de casse soit proche de 1 à 3 pour 1 000, soit 10 à 30 fois supérieur à celui annoncé par les fabricants de prothèses.

Dans la troisième et dernière partie, nous introduisons les biocéramiques utilisées dans les prothèses totales de hanche, ainsi que leurs modes de dégradations : usure et fissuration. Ensuite, nous présentons les différents essais normés menés sur les prothèses afin de tester leur tenue vis à vis de chaque mode de dégradation. Enfin, nous détaillons les deux biocéramiques qui seront testées lors de cette étude : l'alumine et la zircone, avant d'évoquer brièvement les biocéramiques composites.

III LES BIOCÉRAMIQUES DANS LES PROTHÈSES DE HANCHE

III.1 Généralités

Les céramiques possèdent une combinaison unique de légèreté, de dureté et de biocompatibilité, ce qui en fait d'excellents matériaux pour les applications orthopédiques, notamment pour les prothèses totales de hanche. Leur utilisation, en tant que composantes articulaires, conduit à des taux d'usure moindres comparés à ceux des couples métal-UHMWPE, et sans rejet d'ions métalliques dans le corps (De Aza et al. 2002). Leur unique désavantage est leur relative fragilité, celle-ci pouvant conduire à des ruptures *in vivo* catastrophiques et peu prévisibles (Hsu et al. 2004). Néanmoins, de nos jours, la durée de vie des PTH en céramique est de l'ordre d'une dizaine d'années, soit la durée de vie d'une PTH classique métal-UHMWPE (De Aza et al. 2002). Les modes de dégradations des biocéramiques sont l'usure par frottement et la rupture fragile.

III.2 Usure

III.2.1 Mécanismes physiques

L'usure d'un matériau céramique dépend généralement de la géométrie du contact, de la rugosité de surface, de la taille des grains, de la résistance à la rupture, de la valeur de la charge appliquée, de sa vitesse et sa durée d'application, mais aussi de l'environnement, en particulier de la qualité de la lubrification. De plus, la fatigue du matériau est aussi à prendre en compte, puisque ce phénomène est susceptible de dégrader ses paramètres mécaniques. Ainsi, en régime de fonctionnement normal, même si les contraintes de contact macroscopiques n'excèdent pas la contrainte limite de résistance à la rupture, les contraintes au niveau des aspérités de surface peuvent devenir supérieures à cette limite et une microfissure localisée peut apparaître. Ceci entraîne généralement une fissuration aux joints de grains et conduit à des arrachements de grains. Un des paramètres importants concernant l'usure des céramiques est la rugosité de surface ou la taille d'un éventuel troisième corps pouvant entrer en contact avec les éléments frottants. Les céramiques ont une forte résistance à la compression mais une faible résistance à la tension, par conséquent, ce sont les contraintes de tension qui sont les plus susceptibles d'initier la rupture de la pièce (Hsu et al. 2004). Ainsi, les contraintes de tension à la surface peuvent aussi bien générer des microfissures en surface que des décohésions de grains en volume dans le matériau.

Entre deux corps, la pression de contact induit des contraintes qui provoquent des microfissures de tension et des ruptures fragiles intergranulaires. Les fonds de fissures ou de zones érodées agissent comme des concentrateurs de contraintes et l'usure à ce niveau produit de nombreuses particules, agissant ensuite elles-mêmes en tant que troisième corps. Ce mécanisme d'usure par troisième corps a été proposé par Godet (Godet 1984). Il implique tout d'abord une production de débris, qui se retrouvent ensuite piégés entre les deux corps initialement en contact (Fig. I.11.a), d'où l'appellation de troisième corps. Ce dernier est susceptible de transmettre la force normale et d'accommoder la différence de vitesse, et donc les contraintes

de cisaillement, entre les deux corps massifs initiaux (Fillot et al. 2007). Il est généralement possible d'identifier cinq sites d'accommodation dans un tel contact (Berthier et al. 1989) : les deux corps initiaux (S1 et S2) , le troisième corps (S3) et deux zones intermédiaires écrans (S4 et S5) (Fig. I.11.b). Chacun de ces sites possède au maximum quatres modes d'accomodation (Berthier 1988). Le premier mode correspond à une déformation élastique, le deuxième à une rupture du matériau, le troisième à un écoulement par cisaillement et le quatrième au roulement des débris à l'intérieur du contact. Pour que ce phénomène se poursuive, il est nécessaire d'atteindre un équilibre entre la production de débris et le flux d'éjection de ces débris en dehors de la zone de contact, dû au mouvement relatif des deux corps massifs. Le piégeage des débris au niveau de la zone de contact peut alors avoir un effet de lubrification bénéfique et ainsi limiter l'usure.

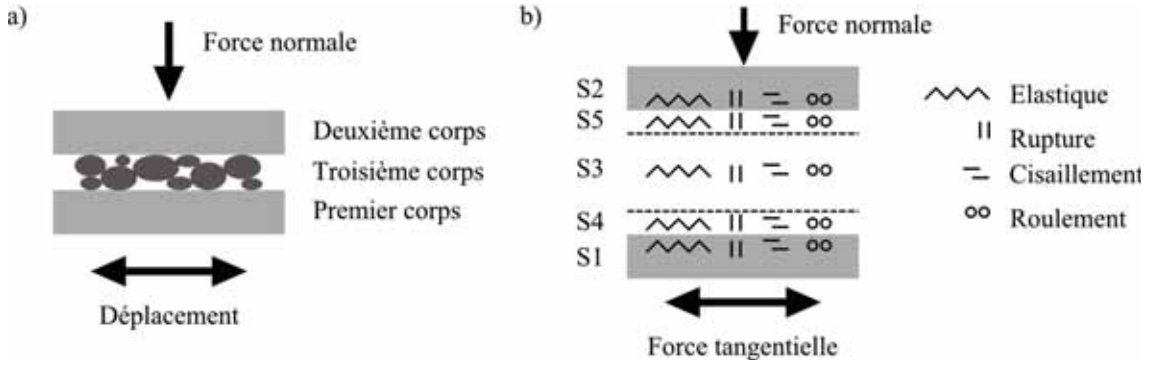

Figure I.11 : Mécanisme d'usure par troisième corps. a) Schématisation du système composé des trois corps et définition des forces agissant sur celui-ci. b) Sites et modes d'accommodation du déplacement dans un contact soumis à des forces normale et tangentielle (**?**).

Néanmoins, dans le cadre des applications orthopédiques, le but est de limiter la production de débris, étant donné qu'ils peuvent provoquer des réactions inflammatoires et conduire à plus ou moins long terme à une résorption osseuse autour de la prothèse, et donc à un descellement de cette dernière (Ingham et al. 2005).

III.2.2 Test de résistance à l'usure des biocéramiques (Norme ISO 6474)

Le test de résistance à l'usure, défini dans la norme ISO 6474 relative à l'alumine, consiste à faire frotter un anneau en biocéramique contre un disque plan. L'anneau est mis en rotation, en présence d'eau, suivant un arc de $\pm$ 25 ^{o} à une fréquence de 1 Hz, et ce pendant 100 heures, sous une charge axiale de 1 500 N. Le volume d'usure est déterminé à partir de profils de la trace d'usure obtenue sur le disque. Le résultat final est une moyenne de cinq essais.

III.2.3 Test de résistance à l'usure des PTH (Norme ISO 14242-1)

Un des premiers problèmes d'ordre mécanique relatif aux PTH a été l'usure de la cupule à long terme. Cette usure est directement dépendante du niveau de contraintes dans la prothèse, ainsi est-elle plus importante pour des vitesses de marche élevées et augmente linéairement avec le poids du patient (Pietrabissa et al. 1998). Elle dépend aussi du type

de mouvement des éléments entre eux et donc du coefficient de frottement entre la tête et la cupule. Ce coefficient est lui-même dépendant du diamètre de la tête (il est en particulier plus faible pour des têtes de diamètre 22,2 mm), de la rugosité des surfaces en contact (l'usure augmente avec la rugosité de la tête), et de l'épaisseur et de la rigidité du métal-back (Bowsher et al. 2001, Hall et al. 1997, Pietrabissa et al. 1998). Une bonne lubrification de la PTH est bien évidemment indispensable puisqu'il a été montré que l'usure est beaucoup plus importante lorsque les tests sont réalisés à sec (Nevelos et al. 2001). Dans une hanche saine, la lubrification est purement hydrodynamique. Dans le cas d'une PTH, la lubrification est mixte, c'est-à-dire qu'il peut ne pas y avoir assez de pression générée par le lubrifiant pour supporter la charge, ceci pouvant entraîner des contacts ponctuels intermittents entre les aspérités des deux surfaces. Il peut donc y avoir du frottement dû à la fois au cisaillement dans le fluide et au contact entre les deux surfaces solides.

Les mesures électro-goniométriques de l'articulation de la hanche ont été réalisées en 1969 par Johnston et Smith. Ces courbes sont à la base de la définition des mouvements sous forme d'ondes, et servent de données d'entrée aux simulateurs de marche utilisés pour tester les prothèses. Les PTH sont testées en frottement selon la norme ISO 14242-1, pendant cinq millions de cycles, représentant cinq ans de fonctionnement normal (Affatato et al. 2001). En effet, il est considéré qu'un patient fait approximativement un million de pas par an, soit 45 minutes de marche en continu par jour. Cette approximation représente assez bien l'activité post-opératoire de patients âgés de 22 à 85 ans.

Le test d'usure, défini par la norme ISO 14242-1, consiste à tester l'assemblage tête-cupule par le biais d'un simulateur de marche, et d'estimer le volume d'usure à intervalles réguliers par mesures gravimétriques. Le mouvement de la tête par rapport à la cupule reproduit les trois rotations effectuées dans la hanche lors d'un cycle de marche (Fig. I.12.a). De plus, l'amplitude et les variations de la force appliquée sont définies suivant la courbe à double maximum caractéristique de la marche (Fig. I.12.b). Le cycle est appliqué à une fréquence de 1 Hz, représentative de la fréquence naturelle de la marche, et le test prend fin au bout de cinq millions de cycles, ou dès que l'un des composants de la prothèse casse. Le taux d'usure est ensuite déterminé pour la tête et la cupule. Le nombre et les tailles des débris engendrés peuvent aussi être caractérisés et ainsi apporter des renseignements précieux concernant les modes de dégradation par frottement.

L'usure des couples céramique-céramique est généralement inférieure à celle des couples métal-UHMWPE, grâce notamment à une dureté plus importante de la céramique, une mouillabilité accrue (Hall et al. 1997), un meilleur état de surface général (Ra $\leq$ 0,02 μm), et un coefficient de frottement inférieur (Masonis et al. 2004). Lors de tests classiques avec des couples alumine-alumine, les taux d'usure sont de l'ordre de 0,05 à 0,1 mm^3/million de cycles et l'usure n'est pas visible sur les éléments (Fisher et al. 2003). Par comparaison, lors de tests avec décoaptation, les taux d'usure s'élèvent à 1,8 mm^3/million de cycles et des rayures sont visibles sur la tête fémorale, en adéquation avec les observations de PTH explantées présentant des taux d'usure de 1 à 5 mm^3/an (Fisher et al. 2001, Nevelos et al. 2001, Stewart et al. 2003). Ce phénomène de décoaptation entraîne la formation de bandes d'usure, sur la tête et la cupule, d'une largeur d'environ 4 mm, ainsi qu'une production de deux types de débris : de petits débris de taille nanométrique (2 à 35 nm), dus au polissage des éléments, ainsi

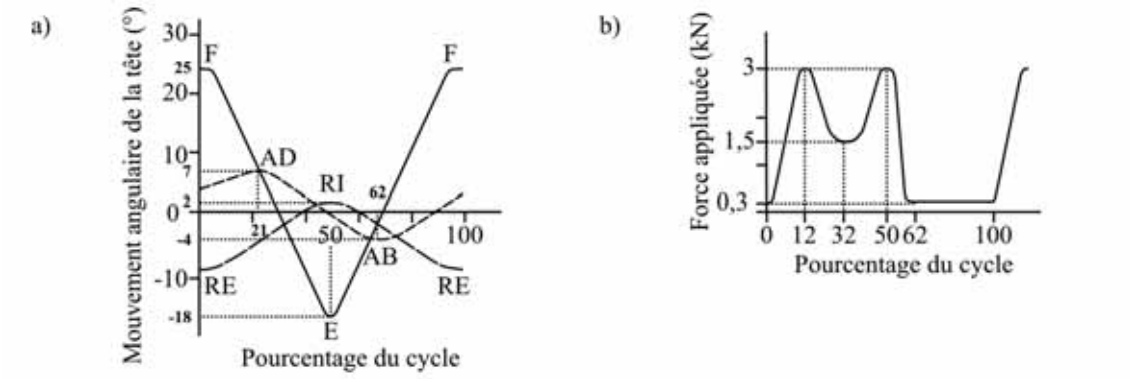

Figure I.12 : Test d'usure défini par la norme ISO 14242-1. a) Mouvements angulaires imposés lors d'un cycle (F : Flexion, E : Extension, AD : Adduction, AB : Abduction, RE : Rotation Externe, RI : Rotation Interne). b) Amplitude du chargement imposé lors d'un cycle.

que de plus grosses particules de taille micrométrique (0,2 à 35 μm), venant des bandes d'usure (Fisher et al. 2001, Stewart et al. 2003, Tipper et al. 2002). La rugosité augmente donc lorsque les tests sont effectués avec décoaptation, passant de 0,007 à 0,03 μm pour les céramiques pressées à chaud et à 0,06 μm pour les céramiques non-pressées à chaud. Concernant les céramiques composites à base d'alumine et de zircone, les proportions de chacun de ces constituants influencent les taux d'usure. Dans une étude visant à démontrer cet effet, Stewart et al. (Stewart et al. 2003) ont montré qu'un couple d'éléments en céramique composite (75 % Al_2O_3, 24 % ZrO_2 et 1 % de CrO_2 et SrO_2) s'use moins, en frottement, que les alumines classiques. De plus, il est aussi intéressant de noter que, dans le cas où les matériaux sont les mêmes pour la tête et la cupule, l'usure est généralement également répartie entre les deux éléments (Stewart et al. 2003).

III.3 Fissuration et rupture fragile

III.3.1 Mécanismes physiques

Les céramiques sont de nature fragile et sont donc sensibles aux facteurs agissant comme concentrateurs de contraintes, comme, par exemple, les défauts intrinsèques que sont les porosités, les microfissures, mais également les rayures en surface du matériau (De Aza et al. 2002, Deville et al. 2006). Les matériaux fragiles cassent à cause de propagations progressives de fissures. La mécanique de la rupture est fondée sur le critère de Griffith, qui est un critère de conservation de l'énergie comparant l'énergie de déformation et l'énergie nécessaire à la création de nouvelles surfaces dans le matériau. Le facteur d'intensité de contraintes (K_I) (I.1) représente l'amplitude des contraintes au voisinage d'une fissure ou d'une porosité, la rupture ayant lieu quand ce facteur excède le facteur d'intensité de contraintes critique (K_{Ic}). Au voisinage d'une fissure ou d'une porosité, le facteur d'intensité de contrainte est défini par :

$$K_I = Y\,\sigma\,\sqrt{\pi\,a} \tag{I.1}$$

avec Y une constante, proche de l'unité, tenant compte de la géométrie du défaut et de

sa localisation, σ la contrainte de tension, et a la dimension maximale du défaut, c'est-à-dire la profondeur pour une fissure ou le rayon pour une porosité. Le facteur d'intensité de contraintes critique représente la résistance à la rupture d'un matériau (Chevalier et al. 1997, Chevalier et al. 1999, De Aza et al. 2002, Hsu et al. 2004). Néanmoins, les matériaux céramiques sont susceptibles de casser pour des valeurs de K_I inférieures à K_{Ic}, ceci étant dû au phénomène de propagation lente des fissures, ou phénomène de propagation sous-critique (Chevalier et al. 1997). Ce type de propagation est extrêmement sensible à la charge appliquée mais dépend aussi de la concentration des espèces chimiques environnantes, de la température et d'autres variables externes. Ceci signifie que, sous certaines conditions, les fissures se propagent de façon sous-critique durant un certain temps, jusqu'à la rupture brutale inévitable du matériau.

• Propagation sous-critique : la propagation sous-critique des fissures est décrite par un diagramme mettant en relation la vitesse de propagation (v) et le facteur d'intensité de contrainte (K_I). Ainsi, pour chaque type de matériau et d'environnement, il est possible d'établir une relation unique entre v et K_I (Chevalier et al. 1997, Chevalier et al. 1999, De Aza et al. 2002). Pour chaque partie du diagramme (Fig. I.13), il existe une loi de puissance du type loi de Paris :

$$v = A\,K_I^n \tag{I.2}$$

avec A et n des constantes dépendantes des propriétés du matériau et des variables environnementales. K_{I0} définit un état d'équilibre indépendant de la température et en-dessous duquel il n'y a aucune propagation de fissures.

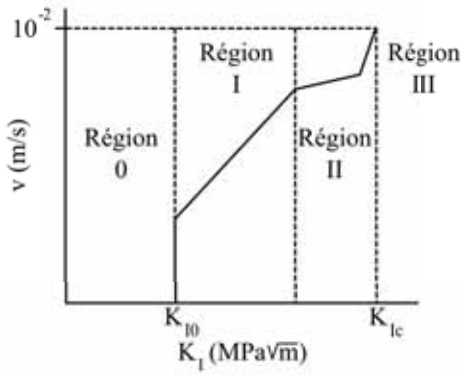

Figure I.13 : Relation entre la vitesse de propagation des fissures (v) et le facteur d'intensité de contraintes (K_I) sous chargement statique et sous air. Ces tests ont été réalisés sur de la zircone stabilisée à l'oxyde d'yttrium (De Aza et al. 2002).

• Effet du milieu : dans la région 0, les valeurs du facteur d'intensité de contraintes sont trop faibles pour engendrer la croissance des défauts présents. Le comportement dans la région I dépend fortement des variables externes, des contraintes appliquées, de la température, mais aussi de la composition chimique de l'environnement, en particulier pour la zircone. En effet, il existe un phénomène de corrosion des biocéramiques : les molécules d'eau, avec l'aide d'une partie de l'énergie mécanique stockée, peuvent casser les liaisons Zr-O-Zr et ainsi créer des

groupements hydroxyles de surface, entraînant une diminution de l'énergie de surface en fond de fissure et favorisant une ouverture et une propagation de cette dernière (Fig. I.14.a). Le comportement dans la région II est insensible aux contraintes appliquées, suggérant un processus de transport durant lequel la vitesse moyenne de diffusion des espèces corrosives, à savoir les molécules d'eau, est plus faible que la vitesse de propagation de la fissure. Cette région est donc caractérisée par la vitesse de diffusion des molécules d'eau en fond de fissure. La région III correspond à la rupture brutale (De Aza et al. 2002). De plus, il est important de constater qu'en milieu aqueux, uniquement la région I est présente, puisque le facteur limitant qu'est la vitesse de diffusion des molécules d'eau, et définissant la région II, n'existe pas. Sous vide, seule la région III existe, puisqu'il n'y a pas de corrosion due à la présence de molécules d'eau (Fig. I.14.b). La durée de vie des matériaux peut donc être évaluée, connaissant A et n pour chaque étape. Idéalement, les propriétés des biocéramiques doivent être ajustées pour que leur régime de fonctionnement se situe dans la région 0, afin qu'aucun défaut intrinsèque ne puisse croître, même si cette approche, fondée sur la mécanique de la rupture linéaire élastique (Linear Elastic Fracture Mechanics : LEFM), ne peut rendre compte que de la fissuration engendrée par des défauts de taille relativement importante pour les céramiques, de l'ordre de quelques centaines de nanomètres.

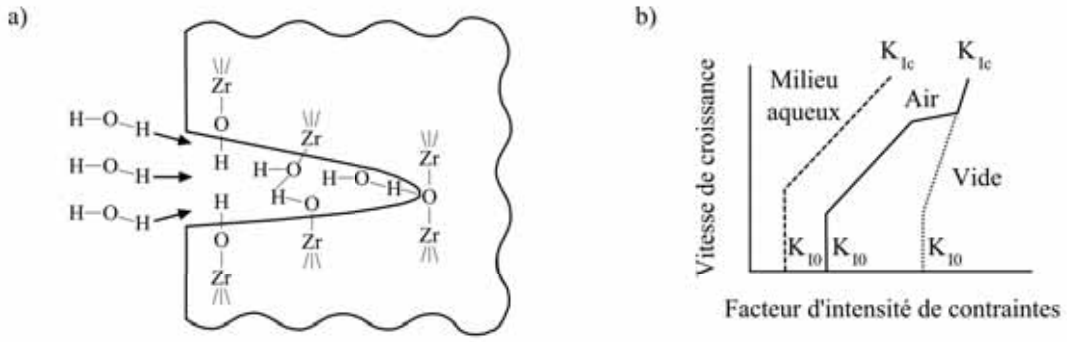

Figure I.14 : Principe de la corrosion en fond de fissure et effet du milieu. a) Principe du phénomène de corrosion des biocéramiques en fond de fissure. b) Comparaison des comportements en milieu aqueux, à l'air et sous vide (De Aza et al. 2002).

• Effet du type de chargement : un autre paramètre peut influencer les valeurs de K_{I0} et K_{Ic}, il s'agit du type de chargement. En effet, des tests conduits sur de la zircone stabilisée (Chevalier et al. 1997) ont montré que, sous chargement cyclique, la loi donnant la vitesse de croissance en fonction du K_I (I.2) est modifiée et se présente sous la forme :

$$v = A' \, K_{max}^{m} \, \Delta K^2 \tag{I.3}$$

avec A' et m des constantes dépendantes des propriétés du matériau et des variables environnementales, K_{max} et ΔK étant, respectivement, la valeur maximale et l'amplitude de K_I au cours d'un cycle. Cette équation peut être écrite sous la forme :

$$v = A' \, K_{max}^{m+2} \, (1 - R)^2 \qquad \text{avec : } R = \frac{K_{min}}{K_{max}} \tag{I.4}$$

Ce changement de comportement sous chargement cyclique peut être expliqué par la fatigue du matériau, qui entraîne une perte d'efficacité des mécanismes de renforcement. Dans le cas de la zircone stabilisée, par exemple, les zones suceptibles de se transformer au voisinage de la fissure créent de moins en moins de contraintes de compression et le facteur d'intensité de contraintes est de plus en plus élevé au cours des cycles, et ce même si la charge maximale reste constante. Ainsi, les courbes $v - K_I$, sous chargement cyclique, sont décalées vers les basses valeurs de K_I (Fig. I.15). De plus, ce décalage semble dépendre uniquement du rapport de K_{min} et K_{max}, et semble donc en particulier être indépendant de la fréquence d'application du chargement. Un chargement cyclique, ce qui est le cas pour les prothèses, est donc plus néfaste qu'un chargement statique, en terme de vitesses de croissance des défauts et donc de durée de vie.

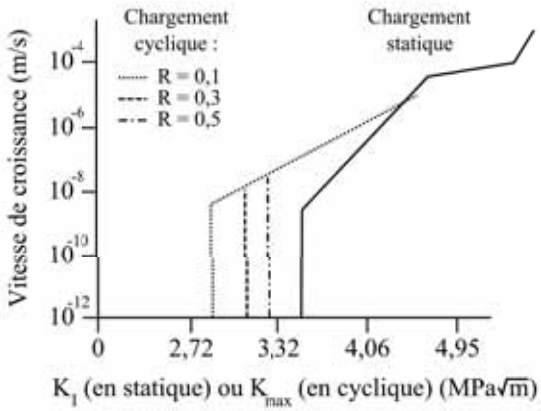

Figure I.15 : Relation entre la vitesse de propagation des fissures (v) et le facteur d'intensité de contraintes (K_I) sous chargement statique et cyclique, sous air, avec R = K_{min}/K_{max}. Ces tests ont été réalisés sur de la zircone stabilisée à l'oxyde d'yttrium (Chevalier et al. 1997).

III.3.2 Test de résistance à la rupture des biocéramiques (Normes ISO 6474 et ISO 13356)

Le test de résistance à la rupture, défini par les normes ISO 6474 pour l'alumine, et ISO 13356 pour la zircone, consiste en un test de flexion biaxiale. Le disque à tester, de diamètre 36 mm et d'épaisseur 2 mm, est placé entre deux anneaux coaxiaux en acier durci, de diamètre 30 mm pour l'anneau porteur, et 12 mm pour l'anneau de charge. Une force de compression en augmentation constante est ensuite appliquée, à la vitesse de 500 N/s, jusqu'à rupture du disque. Cet essai est réalisé entre 10 et 30 fois et la contrainte nominale moyenne de rupture en est déduite.

III.3.3 Test de résistance à la rupture des PTH

• Test statique : le test de résistance statique à la rupture, défini par la norme ISO 7206-10, est effectué contre un cône d'angle au sommet 100° (Fig. I.16.a) (Piconi et al. 1999 - 1,

Weisse et al. 2003). Une force compressive axiale en augmentation constante est appliquée, à la vitesse de mise en charge de 500 N/s, ou à la vitesse de mise en déplacement de 0,04 mm/s, et ce jusqu'à, soit l'apparition d'une discontinuité sur la courbe de mise en charge, soit l'apparition de rayures ou de fissures sur la tête, soit la rupture ou la déformation permanente du col, soit jusqu'à atteindre la force maximale prédéfinie. Cet essai est réalisé au moins cinq fois, et la force maximale moyenne est alors déterminée. La contrainte statique de rupture dépend du design du matériau et des caractéristiques du cône et de la tête : l'angle du cône, la rugosité, la valeur et la position de la contrainte maximale sur la tête (Piconi et al. 1999 - 1). Une étude par éléments finis a montré que, lors du test contre un cône à 100°, la zone soumise aux plus fortes contraintes se situe à l'interface cône-tête, au niveau du fond de l'alésage, ce qui est conforme à ce qui se passe *in vivo* (Fig. I.16.b) (Piconi et al. 1999 - 1, Weisse et al. 2003). Les contraintes maximales en tension observées au niveau du fond de l'alésage peuvent être minimisées en augmentant l'aire de la surface de contact, en augmentant la distance cône-alésage, mais aussi en centrant la surface de contact le long de l'alésage. Dans les designs avec cols longs, la zone de contact et les contraintes se situent plus bas le long de l'alésage, augmentant ainsi les contraintes de tensions en fond d'alésage, et donc le risque de rupture (Masonis et al. 2004).

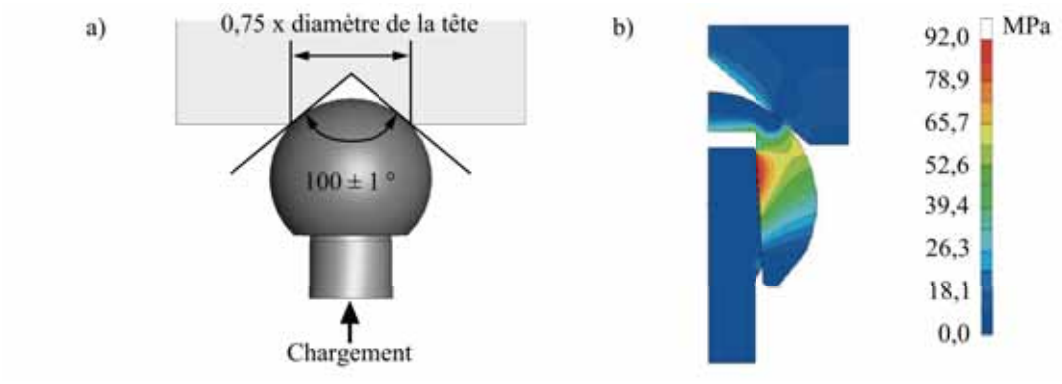

Figure I.16 : Test de résistance statique à la rupture. a) Montage des éléments à tester (norme ISO 7206-10). b) Distribution des contraintes dans la tête, simulées par éléments finis lors d'un test avec une force axiale de 14,2 kN (Weisse et al. 2003).

• Test dynamique de fatigue : ce test, défini par la norme française NF S 90-443, vise à vérifier le comportement en fatigue des éléments de prothèse. Le montage est le même que celui décrit dans la norme ISO 7206-3 (qui, d'ailleurs, n'est plus en vigueur à ce jour), à ceci près que l'application de la force se fait par l'intermédiaire de la cupule et d'un plateau mobile (Fig. I.17). La force appliquée est sinusoïdale, allant de 0,3 à 8,3 kN, et de fréquence maximale 20 Hz. L'essai est interrompu après cinq millions de cycles, ou dès que l'un des éléments casse.

Au niveau international, la norme ISO 7206-6 précise le montage pour les essais de fatigue des têtes et tiges, mais les performances à réaliser ne sont pas encore définies. Elles le seront dans la norme 7206-XX, actuellement en cours d'écriture.

La plupart de ces tests sont à réaliser dans une solution appelée solution de Ringer.

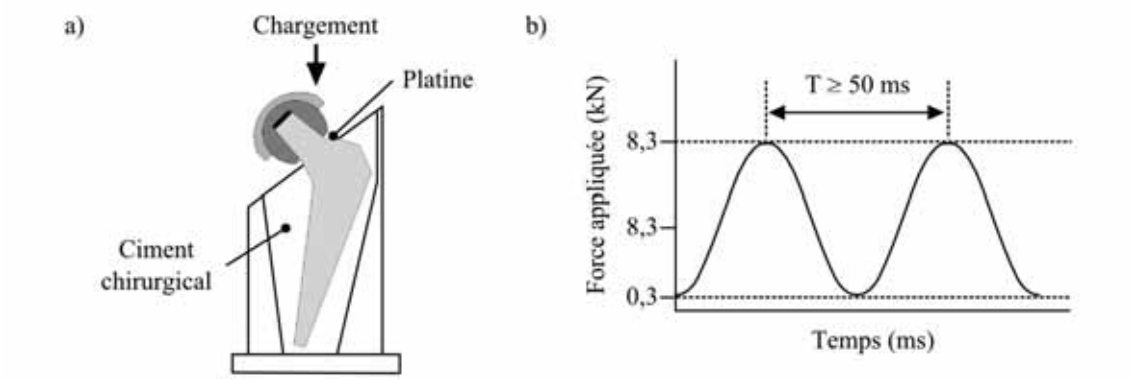

Figure I.17 : Test de résistance dynamique à la rupture. a) Mise en place des éléments à tester : la tige fémorale est cimentée dans un bac solidaire du bâti, au niveau de la platine de la tige fémorale. b) Force appliquée.

Cette solution est composée d'eau déminéralisée et d'un certain nombre d'autres constituants (Tab. I.2), dosés afin de simuler le liquide physiologique dans lequel baignent les organes du corps humain.

Table I.2 : Composition chimique de la solution de Ringer utilisée au laboratoire.

Composant	Dosage (g/L)
NaCl	8,50
KCl	0,25
$CaCl_2$	0,22
$NaHCO_3$	0,15

• Test en chocs : le test de résistance aux chocs est défini par la norme NF S 90-443, et est réalisé en lâchant verticalement une masse de 500 g dans l'axe de l'assemblage cupule-tête-cône (Fig. I.18). La hauteur de chute (h), initialement de 1 m, est augmentée de 20 cm à chaque lâcher, jusqu'à rupture d'un élément de la prothèse, les chocs étant effectués toutes les minutes environ. Ces tests ne reflètent en rien la réalité physiologique et biomécanique de la situation *in vivo*. En effet, le choc réel n'a pas lieu dans l'axe de l'assemblage, ce dernier étant incliné de 45 ^{o} dans le plan frontal. De plus, les spectres de chocs sont plus complexes que ceux simulés par le simple lâcher d'une masse, en particulier leur intensité varie selon le type d'activité et la vitesse d'exécution.

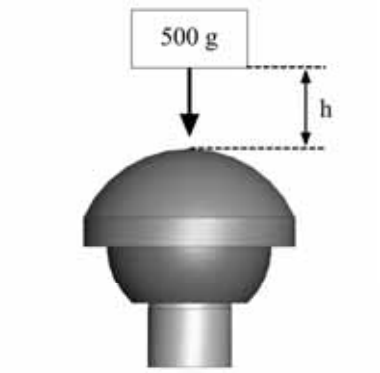

Figure I.18 : Procédure de test de résistance aux chocs (norme NF S 90-443).

III.4 L'alumine : Al_2O_3

L'alumine de haute densité et haute pureté a été la première biocéramique utilisée cliniquement, à partir du milieu des années 1970 (Lee et al. 2003). Avec plus de deux millions de têtes fémorales implantées dans le monde, elle est une des biocéramiques les plus utilisées (Piconi et al. 1999 - 1). Ceci est dû à la combinaison d'une très bonne résistance à l'usure, d'une bonne biocompatibilité et d'une excellente résistance à la corrosion, ceci malgré une résistance à la fracture modeste, avec un K_{Ic} de l'ordre de 4 à 5 MPa$\sqrt{m}$ (Teoh 2000). Ainsi, un nombre non négligeable de ruptures *in vivo* a été reporté, principalement dues à la progagation sous-critique de fissures. Le taux de rupture actuel du couple alumine-UHMWPE est inférieur à 0,01 % en ce qui concerne les dix dernières années, mais cela reste néanmoins problématique (De Aza et al. 2002, Piconi et al. 1999 - 1). La table I.3 (Tab. I.3) présente les propriétés imposées aux alumines de haute pureté par la norme ISO 6474, en cours d'évolution vers une taille moyenne des grains plus faible et la prise en compte de la dispersion de ces tailles. L'alumine présente de plus un module d'Young de l'ordre de 400 GPa et un coefficient de Poisson d'environ 0,23.

III.5 La zircone : ZrO_2

La zircone a été introduite au milieu des années 1980 comme alternative à l'alumine car elle présente une meilleure résistance à la rupture, avec un K_{Ic} de l'ordre de 5 à 8 MPa$\sqrt{m}$, ainsi qu'un module d'Young du même ordre de grandeur que celui de l'acier inoxydable (Piconi et al. 1999 - 2, Santos et al. 2004). De plus, le fait que la taille des grains de zircone, de l'ordre de quelques centaines de nanomètres, soit 10 fois inférieure à celle des grains d'alumine, a pour conséquence que le déchaussement d'un grain dans la zircone crée un défaut nettement moins critique que dans le cas de l'alumine. La zircone présente de plus un module d'Young deux fois moins élevé que celui de l'alumine, de l'ordre de 200 GPa, et un coefficient de Poisson similaire d'environ 0,23.

La zircone présente trois phases cristallines différentes : monoclinique (m), tétragonale (t) et cubique (c). A température ambiante, la zircone pure est monoclinique, et cela jusqu'à 1 170 ^{o}C, ensuite la phase tétragonale apparaît, puis la phase cubique à 2 370 ^{o}C. Pendant le

refroidissement, une transformation t-m se produit à environ 1 000 ^{o}C, cette transformation de phase s'accompagne d'une expansion volumique de 3 à 4 % (Fig. I.19.a) (Piconi et al. 1999 - 2, Santos et al. 2004). Ce mécanisme de transformation confère à la zircone des propriétés mécaniques hors normes, en particulier en ce qui concerne sa résistance à la fissuration. En effet, la phase tétragonale, métastable à température ambiante, peut se transformer en phase monoclinique grâce à un apport d'énergie. Cette énergie peut se trouver sous forme mécanique, lors de l'action d'un champ de contraintes comme celui précédant la propagation d'une fissure (Fig. I.19.b). L'expansion volumique résultante crée un champ de contraintes de compression qui s'oppose aux contraintes de tension favorisant l'ouverture de la fissure. Le résultat est l'arrêt de la propagation par dissipation de l'énergie de rupture (Piconi et al. 1999 - 2, Teoh 2000). Néanmoins, la métastabilité de la phase tétragonale nécessite l'utilisation d'oxydes stabilisants (CaO, MgO), et ceci conduit à de la zircone partiellement stabilisée (Partially Stabilized Zirconia : PSZ) dont la microstructure à température ambiante consiste en général en une phase prépondérante cubique et des grains monocliniques et tétragonaux, aux joints de grains ou dans la matrice cubique. Plusieurs de ces solutions solides ont été testées mais les efforts se sont vite tournés vers la zircone yttriée (ZrO_2 - Y_2O_3), qui a l'avantage de présenter une microstructure exclusivement stabilisée en phase tétragonale. Cette zircone yttriée est connue sous le nom de Polycristal de Zircone Tétragonale (Tetragonal Zirconia Polycristal : TZP). La teneur optimale d'oxyde d'yttrium est de l'ordre de 2 à 3 % molaire (3Y-TZP), ce qui permet d'obtenir des grains tétragonaux de quelques centaines de nanomètres (Chevalier et al. 2004, De Aza et al. 2002, Piconi et al. 1999 - 2, Santos et al. 2004). La concentration d'yttrium doit en effet être contrôlée car la proportion de phase tétragonale métastable dépend à la fois de cette concentration d'yttrium et de la taille des grains. En effet, il existe une taille de grains critique au-dessus de laquelle la transformation spontanée t-m a lieu (Piconi et al. 1999 - 2).

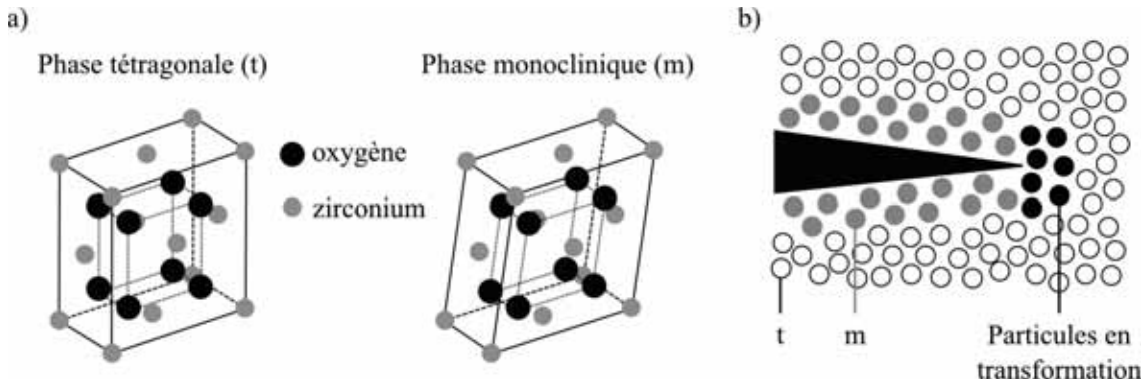

Figure I.19 : Structures de la zircone et transformation de phase. a) Structures tétragonale et monoclinique de la zircone. b) Transformation de phase au voisinage d'un fond de fissure se propageant (Piconi et al. 1999 - 2).

La transformation de phase t-m peut aussi avoir lieu sous l'effet du vieillissement du matériau, soit en milieu aqueux soit à l'air libre, dû à la vapeur d'eau présente. En effet, une corrélation a été démontrée entre la proportion de phase monoclinique présente en surface et la durée d'implantation. Cette proportion pouvant s'élever à plus de 20 % pour des PTH explantées contre 3 % pour des PTH neuves (Santos et al. 2004). Cette

transformation de surface peut engendrer des décohésions de grains, augmenter la rugosité, diminuer la dureté et créer des microfissures, conduisant à une usure accélérée du matériau (Chevalier 2006, De Aza et al. 2002, Piconi et al. 1998, Piconi et al. 1999 - 2). La stabilité de la phase tétragonale peut aussi être fortement diminuée en présence d'impuretés en phase vitreuse (SiO_2, Al_2O_3, TiO_2, CaO) aux joints de grains (Piconi et al. 1999 - 2). De plus, cet effet de vieillissement est plus prononcé en milieu aqueux (Chevalier et al. 2004, Gremillard et al. 2004). Les modèles proposés pour cette transformation de phase se basent sur la formation d'hydroxydes de zirconium et d'hydroxydes d'yttrium, qui agissent comme des concentrateurs de contraintes (Teoh 2000, Piconi et al. 1998). La diminution de la taille des grains et/ou l'augmentation de la concentration d'oxydes stabilisants peuvent réduire la vitesse de la transformation, mais une réduction trop importante de la taille des grains leur ferait perdre leur métastabilité, et l'augmentation de concentration d'oxydes stabilisants au-dessus de 3,5 % molaire peut favoriser la croissance d'une proportion non négligeable de phase cubique (Piconi et al. 1998).

Néanmoins, grâce à ses propriétés mécaniques hors normes (Tab. I.3) et son mécanisme de résistance à la fissuration par transformation de phase, la zircone stabilisée a été très utilisée cliniquement, avec plus de 300 000 têtes actuellement implantées dans le monde (Piconi et al. 1999 - 2), même si son utilisation a fortement décru depuis 2002.

Table I.3 : Paramètres fixés par des normes ISO, pour l'alumine et la zircone.

Caractéristiques	Unités	ISO 6474 alumine	ISO 13356 zircone
Densité	g/cm^3	$\geqslant$ 3,94	$\geqslant$ 6,00
Al_2O_3	% massique	$\geqslant$ 99,5	$<$ 0,5
$ZrO_2 + HfO_2 + Y_2O_3$	% massique		$\geqslant$ 99,0
Y_2O_3	% massique		4,5 à 5,4
Taille moyenne des grains	μm	$\leq$ 4,5	$\leq$ 0,6
Résistance en flexion biaxiale	MPa	$\geq$ 250	$\geq$ 500
Résistance en flexion 4 points	MPa		$\geq$ 800

III.6 Les céramiques composites

III.6.1 Les composites à matrice d'alumine

Le désavantage de l'alumine par rapport à la zircone est sa plus faible résistance à la rupture, néanmoins, elle n'est pas sujette au vieillissement que subit la zircone en présence d'eau. Cette résistance peut néanmoins être améliorée en dispersant dans la matrice d'alumine une seconde phase céramique de taille nanométrique (Fig. I.20). L'idée est donc naturellement apparue de combiner les propriétés de ces deux biocéramiques standards. Ainsi, il est possible de créer une céramique composite constituée d'une matrice d'alumine renforcée par des particules de

zircone, appelée alumine renforcée en zircone (Zirconia Toughened Alumina : ZTA), ou une matrice de zircone stabilisée renforcée par des particules d'alumine, appelé zircone renforcée en alumine (Alumina Toughened Zirconia : ATZ). La solution du renforcement par la zircone (ZTA) est la plus souvent retenue étant donné que, dans le cas d'une matrice de zircone, le problème de la stabilité hydrothermique, donc du vieillisement, subsiste. De plus, en ce qui concerne la ZTA, la stabilisation par l'oxyde d'yttrium n'est pas nécessaire puisque, lors de l'élaboration, la matrice d'alumine contraint naturellement les particules de zircone, retenant la phase tétragonale dans un état métastable. La dureté d'un composite à matrice d'alumine est également plus élevée que celle d'un composite à base de zircone car l'alumine est plus dure que la zircone, ceci conduisant à une plus grande résistance à l'usure (De Aza et al. 2002). La microstructure est constituée de grains d'alumine sub-micrométriques et d'une fine distribution, principalement intergranulaire, de particules de zircone nanométriques. Ceci conduit à une proportion importante de phase tétragonale susceptible de se transformer sous l'effet d'un champ de contraintes (De Aza et al. 2002, Piconi et al. 1999 - 2).

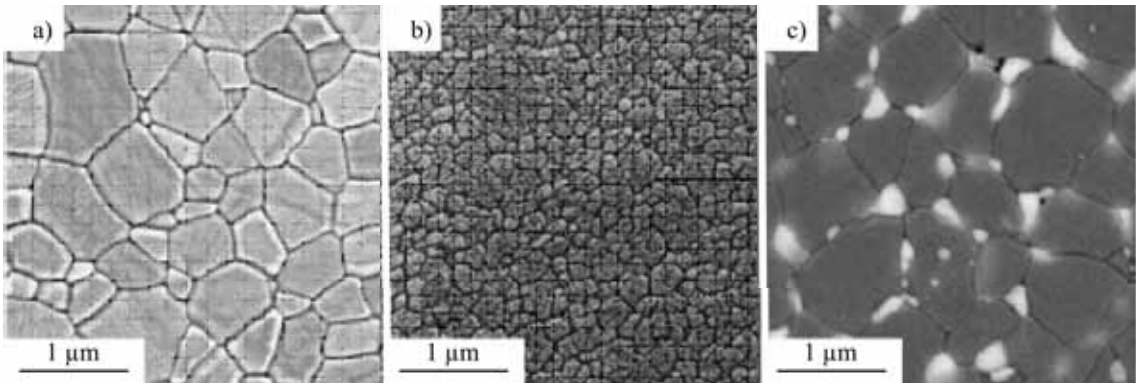

Figure I.20 : Microstructures de trois biocéramiques. a) Alumine (Piconi et al. 1998). b) Zircone (Krell et al. 2003). c) Composite à matrice d'alumine (grains grisés) avec 10 %vol de zircone (grains blancs) (De Aza et al. 2002).

III.6.2 Comparaison avec les biocéramiques standards

La dureté et la stabilité sont deux paramètres importants en orthopédie, les composites alumine-zircone avec relativement peu de zircone (10 % en volume), ont des valeurs de dureté similaires à celles de l'alumine. L'addition de zircone dans une matrice d'alumine présente deux avantages : la propagation de fissures se fait principalement dans la matrice d'alumine, donc le composite présente une susceptibilité moindre au vieillissement que la zircone seule, et les particules de zircone sont susceptibles de se transformer sous l'effet de contraintes, déplaçant la courbe $v - K_I$ de l'alumine vers de plus hautes valeurs de K_I (Fig. I.21). Les céramiques composites ont de meilleurs résultats que les céramiques monolithiques, en particulier grâce à un K_{I0} et à un K_{Ic} plus élevés (Tab. I.4). Par conséquent, pour de mêmes tailles de défauts intrinsèques, ces céramiques composites peuvent résister à des contraintes plus importantes que les céramiques monolithiques (De Aza et al. 2002). Il est à noter que, pour l'estimation de la durée de vie d'une céramique, il est important de prendre en compte le K_{I0}, et non le K_{Ic}, puisque ce dernier est en relation avec une rupture brutale, tandis que l'initiation de propagation

des fissures est contrôlée par le K_{I0}. L'ajout de 10 % de zircone semble correspondre à un maximum de renforcement, l'augmentation de cette proportion étant susceptible de diminuer les propriétés de surface de la céramique composite.

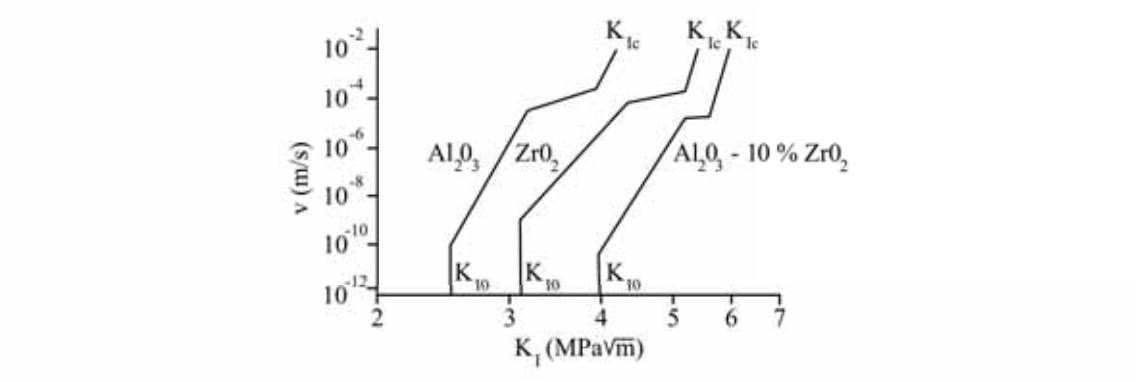

Figure I.21 : Comparaison des courbes $v - K_I$ de l'alumine (Al_2O_3), de la zircone (ZrO_2), et d'une céramique composite à matrice d'alumine renforcée par 10 %vol de zircone (Al_2O_3 - 10% ZrO_2). Ces test ont été réalisés sous chargement statique et sous air (De Aza et al. 2002).

Table I.4 : Facteurs d'intensité de contraintes (K_{I0} et K_{Ic}) et dureté Vickers (Hv) pour trois biocéramiques (De Aza et al. 2002).

Matériaux	K_{I0} (MPa$\sqrt{m}$)	K_{Ic} (MPa$\sqrt{m}$)	Hv (Vickers)
Al_2O_3	2,5 ± 0,2	4,2 ± 0,2	1 600 ± 50
ZrO_2	3,1 ± 0,2	5,5 ± 0,2	1 290 ± 50
Al_2O_3 - ZrO_2	4,0 ± 0,2	5,9 ± 0,2	1 530 ± 50

Résumé

• **Forces agissant sur une PTH** : les forces agissant sur l'articulation de la hanche, ou sur une PTH, dépendent de la tâche considérée et de la vitesse d'exécution. De plus, il existe un pic de force à chaque impact du talon avec le sol, cette force d'impact pouvant être jusqu'à 1,5 fois supérieure aux forces usuellement mesurées. **Ainsi, les forces agissant au niveau d'une PTH peuvent atteindre six à sept fois le poids du corps lors de la descente d'escaliers, soit environ 5 kN pour un patient pesant 75 kg**.

• **Phénomène de décoaptation** : ce phénomène peut avoir lieu lorsque les muscles ou les ligaments du patient ne sont pas assez robustes. Lors de la phase de balancement de la jambe, la tête se décolle de la cupule et le contact a alors lieu sur le bord de cette dernière, créant des concentrations de contraintes dans cette zone. Des essais sur simulateurs de marche ont montré que ce phénomène est à l'origine de taux d'usure élevés, ainsi que de l'apparition de bandes d'usure sur les têtes céramiques, bandes qui avaient déjà été observées sur des explants. **Néanmoins, nous ne savons pas si ces bandes résultent du choc seul ou bien d'une combinaison du choc et du mouvement relatif de la tête par rapport à la cupule**.

• **Fissuration des biocéramiques** : les mécanismes de fissuration des biocéramiques, que sont l'alumine et la zircone, dépendent à la fois du milieu (sous air ou en milieu aqueux), et du type de sollicitations (statique ou cyclique). **La vitesse de propagation d'une fissure est plus élevée en milieu aqueux**, ceci étant dû à un phénomène de corrosion en fond de fissure. De plus, **cette vitesse de propagation est aussi plus importante dans le cas de sollicitations cycliques**, ce qui est le cas pour les PTH.

CHAPITRE II : Techniques expérimentales

Dans ce chapitre, nous présentons la machine de chocs utilisée lors de cette étude ainsi que les différentes techniques expérimentales mises en oeuvre afin de caractériser l'endommagement des éléments de prothèse testés. Dans cette première partie, nous détaillons le cahier des charges de cette machine originale, ainsi que les résultats des tests préliminaires menés afin de vérifier son bon fonctionnement, cette machine n'ayant jamais été utilisée auparavant.

I PRÉSENTATION DE LA MACHINE DE CHOCS

I.1 Cahier des charges

Le cahier des charges de la machine de chocs, sa conception et sa fabrication, ont été réalisés dans le cadre d'un programme de recherche coordonné par l'Ecole des Mines de Saint-Etienne, auquel étaient associés le laboratoire de mécanique MECAL de Lyon, l'Ecole Nationale d'Ingénieurs de Saint-Etienne et le service d'orthopédie et de traumatologie du CHU de Saint-Etienne. Ce programme de recherche a fait l'objet de subventions de la région Rhône-Alpes dans le cadre du programme Avenir 1999-2002. Ce cahier des charges a été établi sur la base du travail de thèse de Benoît Jobard (Jobard 2003). Ce dernier a étudié les impacts transmis à l'articulation de la hanche lors de diverses activités, telles la marche et les montées et descentes d'escaliers. La valeur maximale de cette force d'impact au niveau de la hanche lors de ces diverses activités est de l'ordre de 3,5 fois le poids du corps, soit environ 2,6 kN pour un sujet de 75 kg, sa direction estimée sensiblement alignée avec l'axe longitudinal. En ce qui concerne la machine de chocs, la valeur maximale de la force verticale peut atteindre 10 kN en 10 à 15 ms (Fig. II.1). Cette valeur a été surestimée par rapport aux valeurs couramment admises agissant au niveau de la hanche, ceci dans le but d'aboutir à la rupture des prothèses, notamment en ayant la possibilité de simuler des accidents. De plus, lors du contact du talon avec le sol, il a été démontré la présence d'un moment d'impact agissant au niveau de la surface de contact tête-cupule, suivant l'axe médio-latéral (Fig. II.1).

I.2 Description physique de la machine

La machine de chocs a été fabriquée par la société Quiri (Strasbourg) et installée à l'Ecole des Mines de Saint-Etienne en 2003. Elle est constituée de trois parties distinctes : le groupe hydraulique, le banc de test, et la console de pilotage (Fig. II.2). Le groupe hydraulique inclut un réservoir d'huile de 200 L et une pompe immergée permettant de fournir au vérin l'huile sous pression. La température de l'huile, entre 30 ^{o}C et 70 ^{o}C dans le réservoir, est régulée par un système de refroidissement à eau.

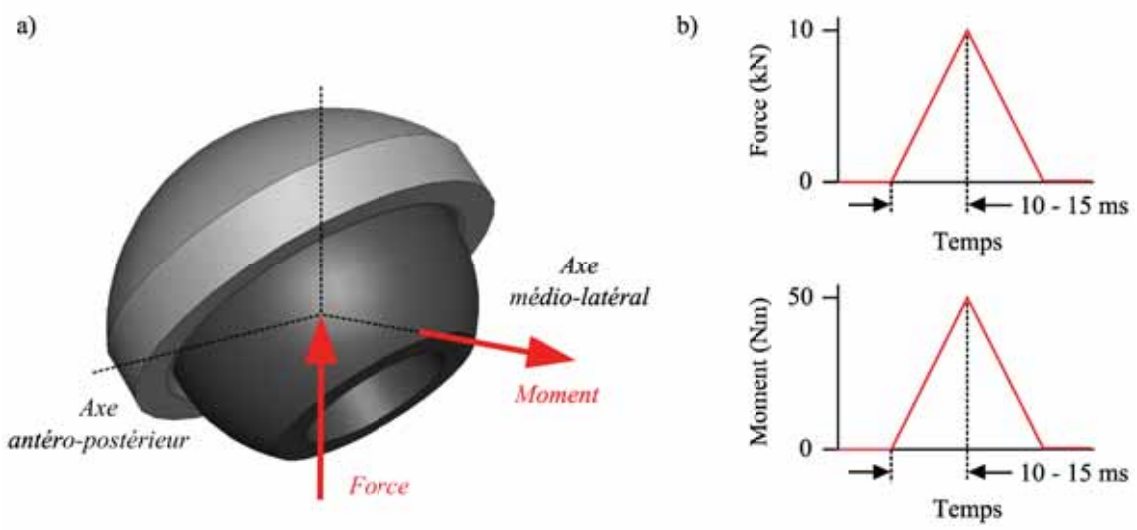

Figure II.1 : Définition des impacts en force et en moment agissant au niveau d'une prothèse de hanche. a) Direction. b) Variations temporelles.

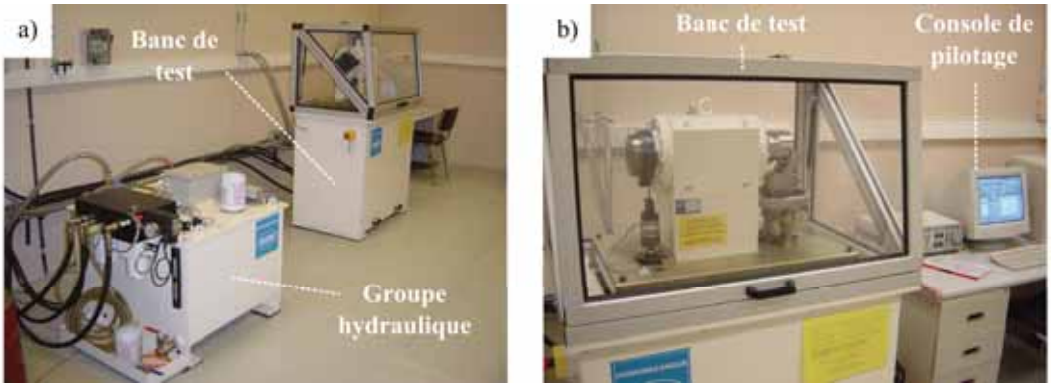

Figure II.2 : Vue d'ensemble de la machine de chocs. a) Groupe hydraulique et banc de test. b) Vue rapprochée du banc de test et de la console de pilotage.

Le banc de test est constitué d'un bâti supportant un palier glissant hydraulique, sur lequel est fixé le porte-cupule. Ce palier, par l'intermédiaire du vérin appelé **vérin rotation**, peut tourner de $\pm$ 2 ^{o} autour de l'axe horizontal, représentant l'axe médio-latéral (Fig. II.3). Cette rotation a pour but de simuler l'impact en moment au niveau de la surface de contact tête-cupule. De plus, le palier hydraulique est susceptible de translater le long de l'axe horizontal, cette propriété sera d'ailleurs exploitée pour les tests avec décoaptation. Le cône supportant la tête est fixé au porte-cône et cet ensemble est mis en mouvement par l'intermédiaire du vérin appelé **vérin force**. Ce dernier applique la force verticale simulant l'impact en force sur la prothèse.

I.3 Montage des éléments de prothèse à tester

En ce qui concerne la mise en place de la tête et de la cupule, elle respecte les positions anatomiques rencontrées *in vivo*, c'est-à-dire que ces éléments sont inclinés de 45 ^{o} dans le plan

frontal (Fig. II.3). Dans cette étude, l'angle d'antéversion de la cupule est nul, bien que dans la réalité clinique il soit compris entre 5 et 15 ^{o}. Néanmoins, il suffirait de modifier le porte-cupule pour être en mesure de tenir compte de cette inclinaison.

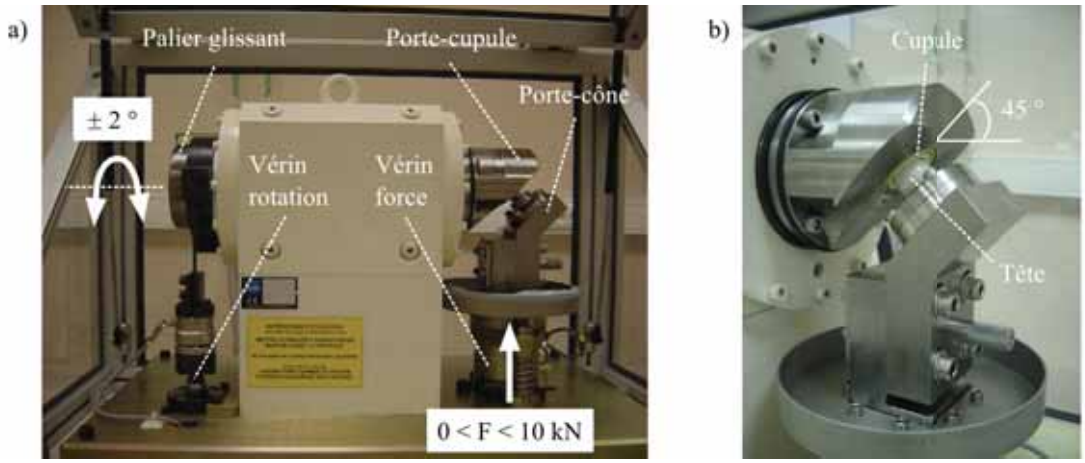

Figure II.3 : Banc de test. a) Localisation des différents éléments et mouvements associés. b) Positionnement des éléments de prothèse à tester.

I.3.1 Montage des prothèses zircone-zircone

Les couples tête-cupule en zircone, conformes à la norme ISO 13556, ont été gracieusement fournis par la société HTI Technologies, le diamètre de la tête étant de 28 mm. Les premiers tests ont été réalisés avec l'ajout d'un insert en UHMWPE de 5 mm d'épaisseur entre la cupule et le porte-cupule. Ensuite, un nouveau porte-cupule a été usiné (Fig. II.4.a) afin, d'une part, de pouvoir observer la cupule sans avoir à désolidariser le porte-cupule du palier glissant et, d'autre part, de pouvoir cimenter la cupule sans recourir à l'ajout d'un insert, la suppression de ce dernier allant dans le sens de l'augmentation de la sévérité des essais. Lors des premiers essais, la cupule était simplement cimentée dans le porte-cupule, mais l'intensité des chocs a provoqué un descellement, d'où la nécessité de développer un système de fixation par bridage. Dans le montage final, la cupule est cimentée au niveau de son pourtour et maintenue en place par une bague de bridage (Fig. II.4.b).

La tête est montée sur un cône en Ti-6Al-4V. Afin de pouvoir changer de cône pour chaque essai sans avoir à réusiner toute la partie de fixation de ce dernier, des cônes vissables ont été usinés et du frein-filet a été utilisé afin de s'assurer que les cônes ne se dévissent pas en cours d'essai (Fig. II.5).

I.3.2 Montage des prothèses alumine-alumine

Les couples tête-cupule en alumine, conformes à la norme ISO 6474, ont été gracieusement fournis par la société SERF, ainsi que le métal-back associé et les cônes de tests (Fig. II.6.a). Contrairement aux éléments en zircone, le diamètre de la tête est de 32 mm. De plus, le

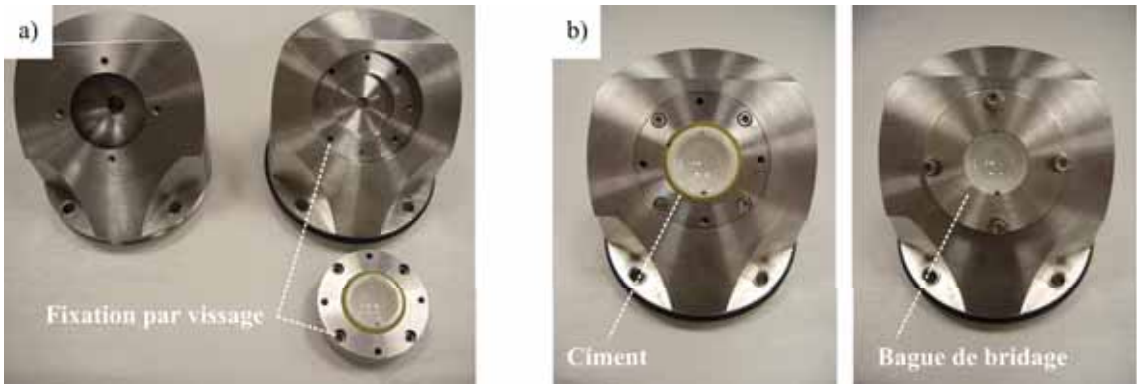

Figure II.4 : Montage des cupules en zircone. a) Ancien et nouveau porte-cupules. b) Fixation par cimentation et bridage.

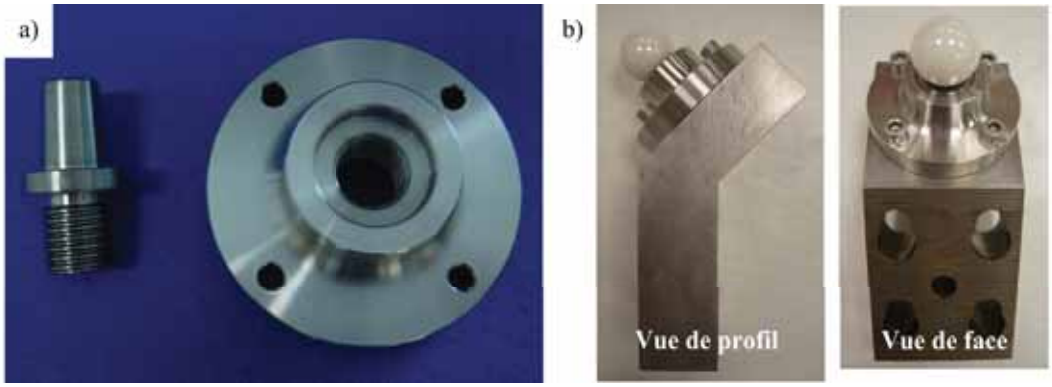

Figure II.5 : Montage des têtes en zircone. a) Cône vissable démontable. b) Vues de l'assemblage tête-cône-porte-cône.

système de fixation de la cupule est légèrement différent. En effet, la cupule est enchâssée dans son métal-back et ce dernier est cimenté dans le porte-cupule, mais aussi maintenu en place par une bague de bridage afin d'éviter un déplacement trop important dans le cas d'un descellement intempestif (Fig. II.6.b). Un autre porte-cupule a été usiné afin de pouvoir accueillir le métal-back, étant donné que l'encombrement de ce dernier est nettement supérieur à celui de la cupule en zircone.

I.4 Développement d'un bac de rétention

Afin de pouvoir tester les prothèses en solution, il a été nécessaire de développer un bac de rétention. Le challenge était de réaliser une étanchéité parfaite tout en permettant les mouvements horizontaux du porte-cupule et verticaux du porte-cône. Un premier système a été développé, constitué d'un soufflet et de deux tubes en plastique permettant la circulation du liquide (Fig. II.7.a). Le montage permettait les mouvements des pièces mais le gros désavantage était son opacité. En effet, il était impossible d'observer la dégradation des éléments en cours d'essai. Par contre, ce système permettait de confiner les débris dans la zone de contact tête-cupule et de se rapprocher des conditions *in vivo*. Afin de résoudre le problème des observations

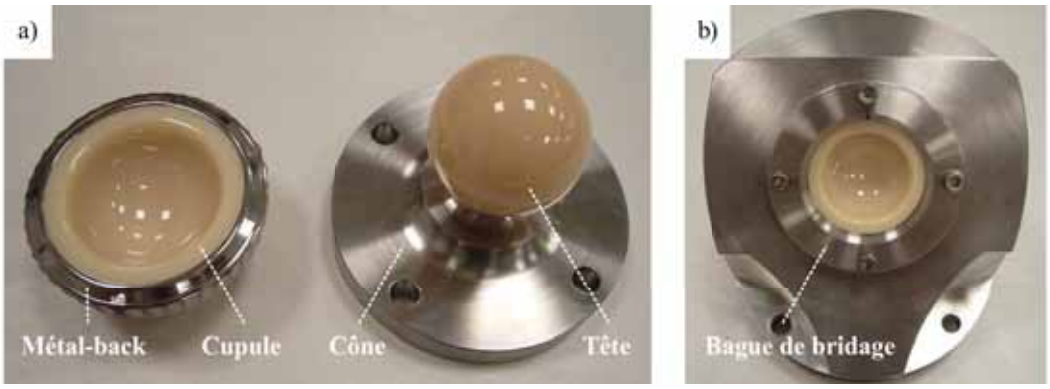

Figure II.6 : Montage des cupules et têtes alumine. a) Assemblage métal-back-cupule et cône-tête. b) Bridage du métal-back dans le porte-cupule.

in situ, un second bac a été développé. Ce dernier était constitué d'une couronne en plastique dur transparent et d'une partie en caoutchouc afin de ne pas entraver le mouvement des pièces (Fig. II.7.b). Ces deux bacs permettaient tous les deux le mouvement des pièces et confinaient les débris dans la zone de contact. Néanmoins, afin de réaliser l'étanchéité, il était nécessaire de siliconer le bord de ces bacs, au niveau du porte-cupule et au niveau du porte-cône (Fig. II.7). Par conséquent, le démontage ne pouvait pas se faire rapidement et il était quasiment exclu de démonter l'assemblage en cours d'essai.

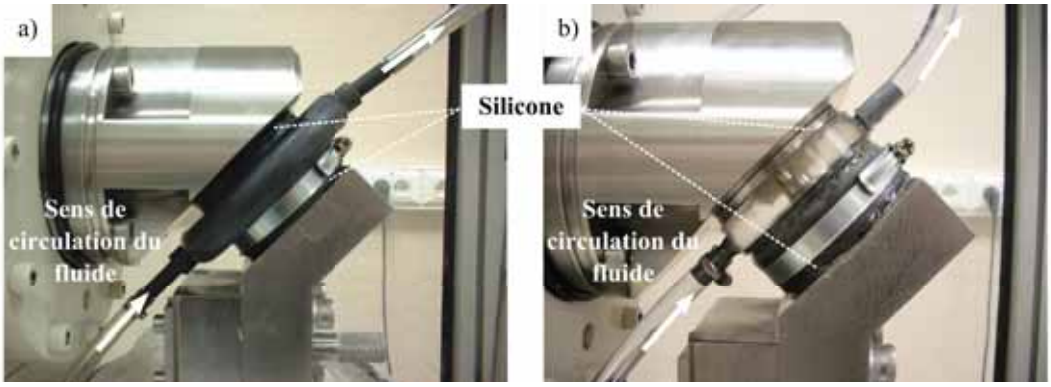

Figure II.7 : Bacs de rétention développés. a) Bac opaque. b) Bac transparent.

Pour pallier ces inconvénients de montage, une solution à long terme a été développée avec l'aide du technicien du laboratoire. L'idée était de concevoir un bac assez grand pour englober tout l'assemblage et ainsi éviter l'utilisation de silicone, tout en permettant un démontage facile, et ceci sans pour autant entraver les différents mouvements des pièces. Le nouveau système développé est constitué d'une équerre en tôle, destinée à supporter le bac, fixée sur le bâti et percée de quatre orifices. Le premier est destiné au porte-cupule et le deuxième au porte-cône, tandis que les deux derniers permettent la circulation du liquide (Fig. II.8.a). Les étanchéités sont assurées par des joints toriques placés sur le porte-cupule et sur une bague solidaire du porte-cône. Le bac transparent est lui-même enchâssé sur la tôle, après avoir préalablement recouvert les arêtes de cette dernière par un joint (Fig. II.8.b). La circulation de liquide s'effectue par un trop-plein. Ce système permet un montage-démontage des éléments

de prothèse rapide et donc réalisable en cours d'essai. De plus, la transparence du bac permet un suivi visuel des dégradations *in situ*.

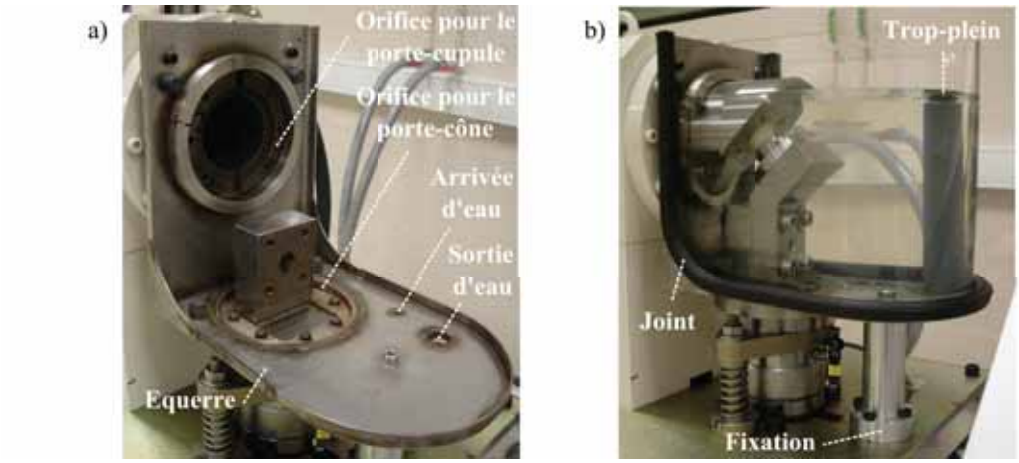

Figure II.8 : Nouveau système de rétention. a) Organes principaux. b) Vue globale du bac complet.

Ce système présente néanmoins certaines limitations. Le volume du bac important, de l'ordre de 9 L, ne permet pas de contrôler facilement la température de la solution utilisée. De plus, toujours à cause de cette taille importante, les débris ne sont plus confinés dans la zone de contact tête-cupule et ne participent donc pas à la dégradation des surfaces de contact, comme ils peuvent le faire *in vivo*. Ainsi, si la température doit être contrôlée, il serait préférable d'utiliser un des deux autres bacs développés précédemment.

I.5 Pilotage de la machine

Le pilotage de la machine de chocs est assuré par un ordinateur. Le logiciel livré avec la machine permet de piloter les deux vérins, et ceci soit à partir d'une consigne de déplacement (ou de rotation dans le cas du vérin rotation), soit à partir d'une consigne de force (ou de couple dans le cas du vérin rotation). Les cycles sont entièrement paramétrables : les déplacements, par rapport à la position de référence des vérins, peuvent être de $\pm$ 5 mm pour le vérin force et de $\pm$ 2 ^{o} pour le vérin rotation ; il est de plus possible d'introduire un déphasage entre ceux-ci. La force d'impact peut, quant à elle, varier de 0 à 10 kN. La durée pendant laquelle ces contraintes sont imposées est programmable et peut varier de 20 à 100 ms. Enfin, le nombre de chocs par seconde peut varier de 0,1 à 50. Ce paramétrage des contraintes imposées rend possible la programmation de nombreux cycles de chocs différents. Les courbes de forces et de déplacements sont affichées en temps réel sur l'écran d'ordinateur et il est bien sûr possible de les enregistrer. De plus, des seuils limites en déplacements, rotation, force, et moment, peuvent être définis afin de s'assurer qu'en cas de déviation trop importante par rapport aux consignes, ce qui arrive en cas de rupture d'une pièce, la machine s'arrête.

I.6 Essais préliminaires

Les essais préliminaires ont été réalisés sans rotation de la cupule par rapport à la tête, c'est-à-dire en utilisant le vérin force uniquement. De plus, deux chocs par seconde ont été appliqués, et ce sans décoaptation.

I.6.1 Codage de la forme du signal

La forme du signal peut être carrée, triangulaire, sinusoïdale ou libre, cette dernière étant définie par les données d'un fichier texte. Etant donné que le but était de simuler un choc, la forme libre a été choisie. Le fichier texte fourni avec le logiciel codait le signal sur 26 bits, ce qui conférait à ce dernier une durée d'environ 50 ms (Fig. II.9.a). Les fichiers sont constitués de 512 bits, les premiers 256 bits codent le signal pour le vérin force et les 256 suivant codent le signal pour le vérin rotation. Chaque bit représente l'intensité du signal, le maximum étant codé par le nombre 4 096. Plusieurs nombres de bits de codage ont été testés afin de déterminer celui permettant d'avoir un pic d'une durée comprise entre 20 et 30 ms, typique de la durée des chocs mécaniques rencontrés *in vivo* (Fig. II.9.a). Finalement, le signal codé sur six bits a été choisi, ce dernier ayant une durée d'envion 24 ms (Fig. II.9.b).

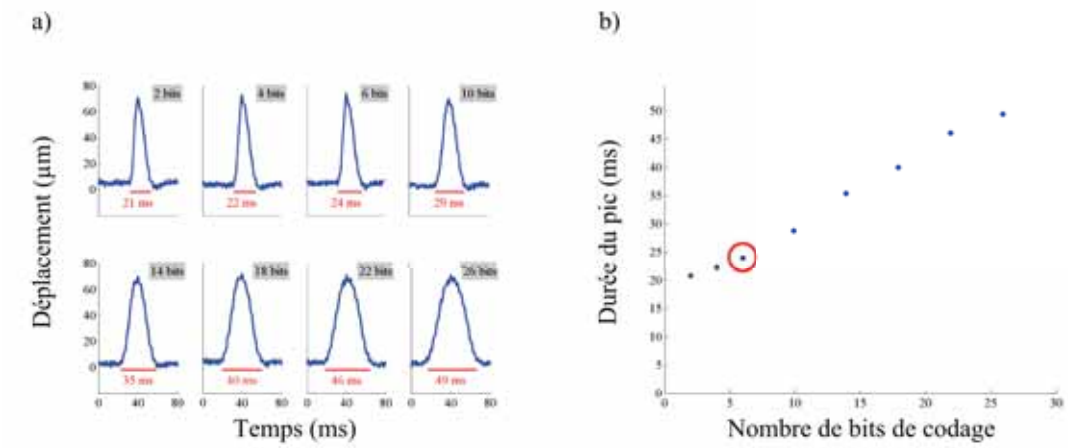

Figure II.9 : Essais de différents codages du signal. a) Allure des signaux et durée associée. b) Durée du signal en fonction du nombre de bits de codage. Le point cerclé correspond au codage choisi pour réaliser tous les tests.

I.6.2 Comparaison des pilotages en force et en déplacement

Cette machine n'ayant jamais servi, il a été nécessaire de vérifier son bon fonctionnement. Une première série de tests préliminaires a été réalisée afin de vérifier que les valeurs mesurées correspondent aux consignes, et qu'elles ne dépendent pas du type de pilotage : en force ou en déplacement. En ce qui concerne le pilotage en force, les valeurs des forces et des déplacements ont été enregistrées pour des valeurs de consigne comprises entre 1 et 10 kN, tandis qu'en ce qui concerne le pilotage en déplacement, les forces et déplacements ont été enregistrés pour des valeurs de déplacements comprises entre 50 et 500 μm, selon le couple tête-cupule de

matériaux testé. Ces tests ont de plus été réalisés avec et sans précharge initiale (0,5 kN). Chaque enregistrement a duré 5 secondes, par conséquent, à raison de deux pics de force par seconde, les calculs d'erreur ont été menés à partir de la moyenne sur 10 valeurs de pics de force. Les pourcentages d'erreur relative, pour le pilotage en déplacement E_d et pour le pilotage en force E_d, ont été calculés comme suit :

$$E_d = 100 \mid \frac{D_{mesure} - D_{consigne}}{D_{consigne}} \mid \tag{II.1}$$

$$E_f = 100 \mid \frac{F_{mesure} - F_{consigne}}{F_{consigne}} \mid \tag{II.2}$$

avec D_{mesure} et F_{mesure} respectivement le déplacement moyen et la force moyenne mesurés, et $D_{consigne}$ et $F_{consigne}$ respectivement le déplacement et la force imposés. Les erreurs relatives calculées pour chacune de ces configurations, pour les couples zircone-zircone et alumine-alumine, montrent que la précision du pilotage est acceptable, l'erreur relative moyenne ne dépassant pas 8 % pour un pilotage en déplacement (Fig. II.10.a), et 4 % pour un pilotage en force (Fig. II.10.b).

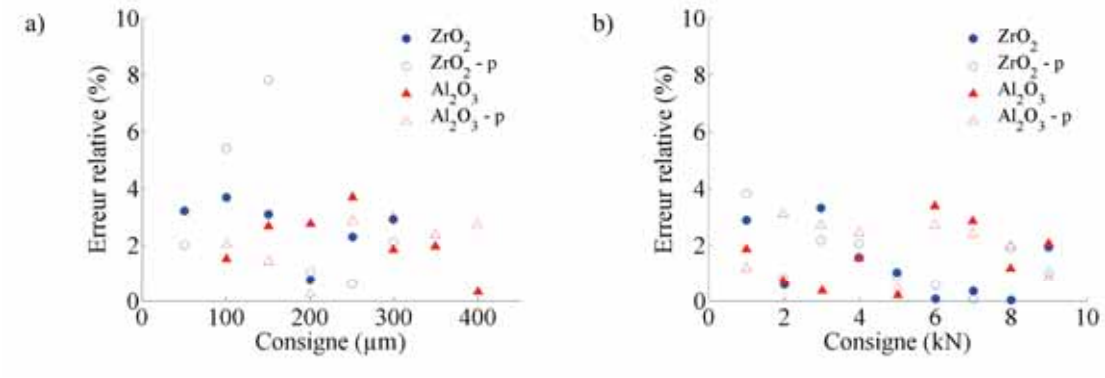

Figure II.10 : Erreur relative en fonction du couple de matériaux testé et de l'application ou non d'une précharge (- p : avec précharge). a) Pilotage en déplacement. b) Pilotage en force. Le maximum d'erreur relative est d'environ 4 % pour le pilotage en déplacement et 8 % pour le pilotage en force.

Les courbes force-déplacement montrent que les valeurs ne dépendent ni du type de pilotage, ni de l'application éventuelle d'une précharge (Fig. II.11).

Les pentes des courbes force-déplacement précédentes (Fig. II.11), correspondant aux coefficients de raideur du système pour les couples zircone-zircone et alumine-alumine, sont respectivement d'environ 35,4 ± 0,4 et 25,8 ± 1,0 kN/mm. Etant donné que le module d'Young de l'alumine est deux fois supérieur à celui de la zircone, la pente de la courbe correspondant à l'alumine devrait être la plus importante des deux. De plus, le fait que ces valeurs soient si proches confirme que le coefficient de raideur ainsi mesuré ne représente pas une caractéristique des matériaux seuls mais plutôt une caractéristique des assemblages : porte-cône - cône - tête - cupule - porte-cupule.

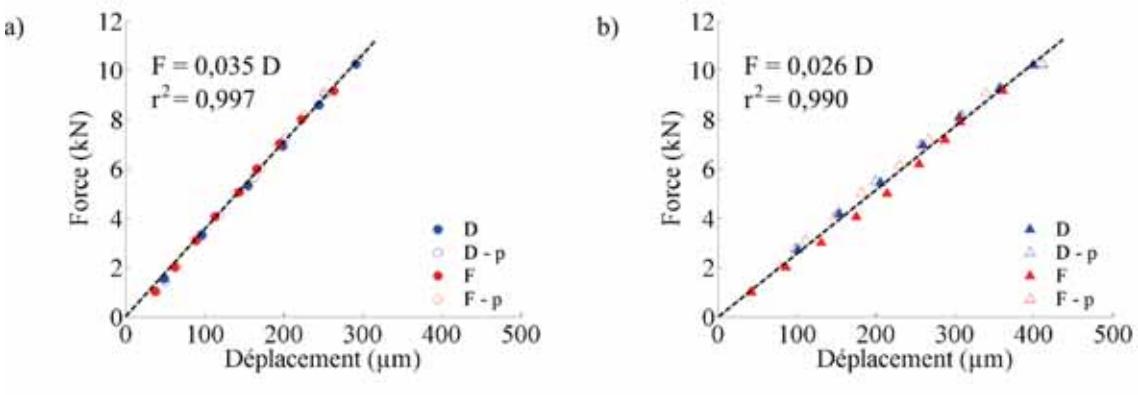

Figure II.11 : Courbes force-déplacement en fonction du type de pilotage (D : déplacement et F : force) et de l'application ou non d'une précharge (-p : avec précharge). a) Couple zircone-zircone. b) Couple alumine-alumine.

I.6.3 Stabilité du signal

La seconde série de tests préliminaires a été réalisée afin de vérifier la stabilité du signal en fonction de la fréquence d'application des chocs. La fréquence de marche naturelle est de l'ordre de 1 Hz, par conséquent, ces tests ont été menés pour des fréquences de 1, 2 et 4 Hz, puisqu'il est souhaitable de travailler à une fréquence supérieure à la fréquence naturelle, ceci afin de diminuer la durée des tests, même si les vitesses de fissuration dépendent évidemment de cette fréquence. Afin de ne pas risquer d'endommager le peu de prothèses en biocéramique dont nous disposions, ces essais ont été menés sur un couple avec une tête en cobalt-chrome et une cupule en UHMWPE, pour des forces de 1, 2,5 et 5 kN. Chaque enregistrement a duré 2 s, les valeurs des forces et déplacements ont donc été calculées à partir de moyennes sur 2, 4 ou 8 pics de force, selon la fréquence testée. Les courbes force-déplacement obtenues montrent que la fréquence d'application des chocs n'influe pas sur les résultats (Fig. II.12). Basé sur ces courbes, le coefficient de raideur de cet assemblage est d'environ 25,0 ± 0,3 kN/mm, soit du même ordre de grandeur que ceux calculés pour les couples alumine-alumine et zircone-zircone, ce qui confirme le fait que ce coefficient caractérise l'assemblage complet, et non juste les matériaux.

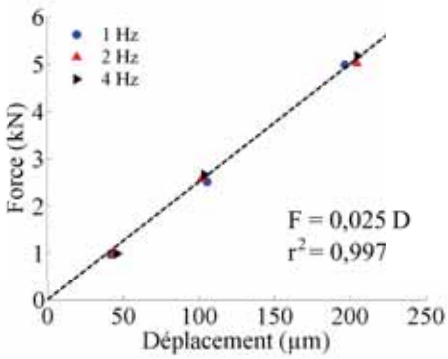

Figure II.12 : Stabilité du signal en fonction de la fréquence des chocs, pour un couple CoCr - UHMWPE.

La stabilité du signal au cours du temps a été vérifiée lors des essais de fatigue réalisés pour chaque couple de matériaux. Ces essais ont été pilotés en force, cette dernière étant de 9 kN, et des enregistrements ont été effectués régulièrement au cours de trois millions de cycles, afin de détecter une éventuelle déviation de l'erreur relative au cours du temps. Pour les deux couples de biocéramiques testés, cette erreur est acceptable puisqu'elle est inférieure à 2 % dans 85 % des cas et ne dépasse pas 5 % (Fig. II.13).

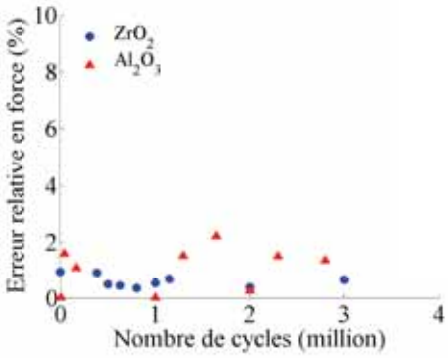

Figure II.13 : Erreur relative pour un pilotage en force (9 kN) au cours du temps, en fonction du couple de matériaux testé.

Cette phase d'essais préliminaires a permis de qualifier la machine et de valider son utilisation pour les tests de prothèses de hanche réalisés par la suite.

I.7 Mise en place des essais

I.7.1 Essais de fatigue

Nous avons défini les essais de fatigue comme étant des essais sans décoaptation, c'est-à-dire que la tête et la cupule sont constamment en contact. Le pilotage est effectué en force, sans précharge initiale, à raison de deux pics de force par seconde.

I.7.2 Essais en chocs

Il a été possible de mettre en place des tests avec décoaptation, qualifiés de tests en chocs, c'est-à-dire au cours desquels la tête et la cupule peuvent se séparer. Ces tests ont pour but de reproduire un phénomène susceptible de se dérouler *in vivo*, et d'accélérer la dégradation des matériaux utilisés. Le fait que le porte-cupule soit monté sur un palier glissant, servant au départ à permettre une rotation éventuelle de la cupule par rapport à la tête, permet aussi une légère translation, de l'ordre de quelques millimètres, de ce porte-cupule suivant la direction horizontale (Fig. II.14).

Ainsi, même si la force de rappel exercée sur le palier n'est pas contrôlable, ce dispositif permet de pouvoir translater verticalement la tête et donc de régler la décoaptation. Cette valeur de décoaptation, caractérisant la distance entre la tête et la cupule (Fig. II.15.a),

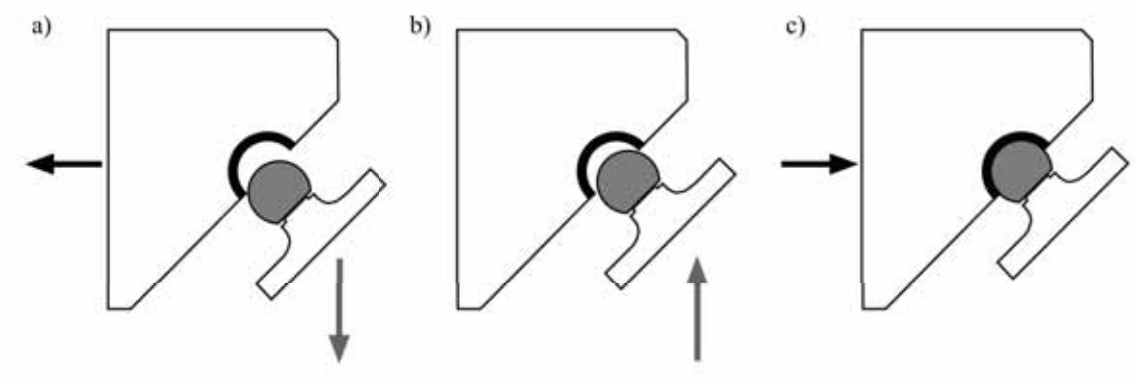

Figure II.14 : Vue en coupe du montage lors des essais avec décoaptation. a) Position initiale : la tête a été translatée verticalement vers le bas et le porte-cupule a donc été poussé horizontalement vers la gauche, à cause du contact entre la tête et la cupule. b) Phase de choc : la tête est translatée verticalement vers le haut en 11 ms et, du fait que le porte-cupule n'a pas le temps de se déplacer, le contact a lieu sur le bord de la cupule. c) Fin du cycle : le porte-cupule se translate horizontalement vers la droite grâce à l'effet de ressort du palier glissant, et un nouveau cycle peut commencer.

dépend de la valeur des déplacements verticaux et horizontaux de la tête. De plus, ce déplacement horizontal dépend de la géométrie de la cupule, et en particulier du rayon du chanfrein. Dans le but de déduire ces valeurs de translation horizontale et de décoaptation, un programme Matlab® a été développé afin de calculer le déplacement horizontal associé à chaque déplacement vertical, en fonction du déplacement vertical de la tête et du rayon du chanfrein de la cupule (Fig. II.15.a). Ce programme modélise la tête et la cupule par des ensembles de lignes polygonales et utilise un algorithme de détection de pénétration, déjà disponible dans Matlab®, afin de trouver la position de la tête ayant la translation verticale voulue et la translation horizontale assurant un contact entre la tête et le bord inférieur de la cupule. La cupule est fixe et la tête est translatée verticalement de la valeur désirée, entraînant une pénétration des deux entités (Fig. II.15.b). Ensuite, la tête est translatée horizontalement, par incréments de 10 μm, jusqu'à ce qu'il y ait contact sans pénétration (Fig. II.15.b).

La décoaptation d, correspondant au déplacement vertical d_v et horizontal d_h, est alors calculée comme suit :

$$d = \sqrt{d_v^2 + d_h^2} \tag{II.3}$$

Contrairement à l'essai de fatigue, le pilotage est effectué en déplacement, évidemment sans précharge initiale puisque la tête et la cupule ne sont initialement pas en contact, et toujours à raison de deux pics de force par seconde. Le fonctionnement même de la machine ne nous permet pas de piloter en force ces essais avec décoaptation. En effet, la mise en place des pièces et l'introduction de la décoaptation initale se font à l'aide du pilotage en déplacement. Ensuite, si l'on bascule d'un pilotage en déplacement à un pilotage en force, la machine déplace le vérin force jusqu'à ce qu'il y ait contact entre les pièces, annulant ainsi la décoaptation. Néanmoins, les essais préliminaires nous ont permis de démontrer que les deux types de pilotage sont équivalents, que ce soit en terme de stabilité ou de précision, même si le pilotage en force semble être légèrement plus précis (Fig. II.10 et II.11).

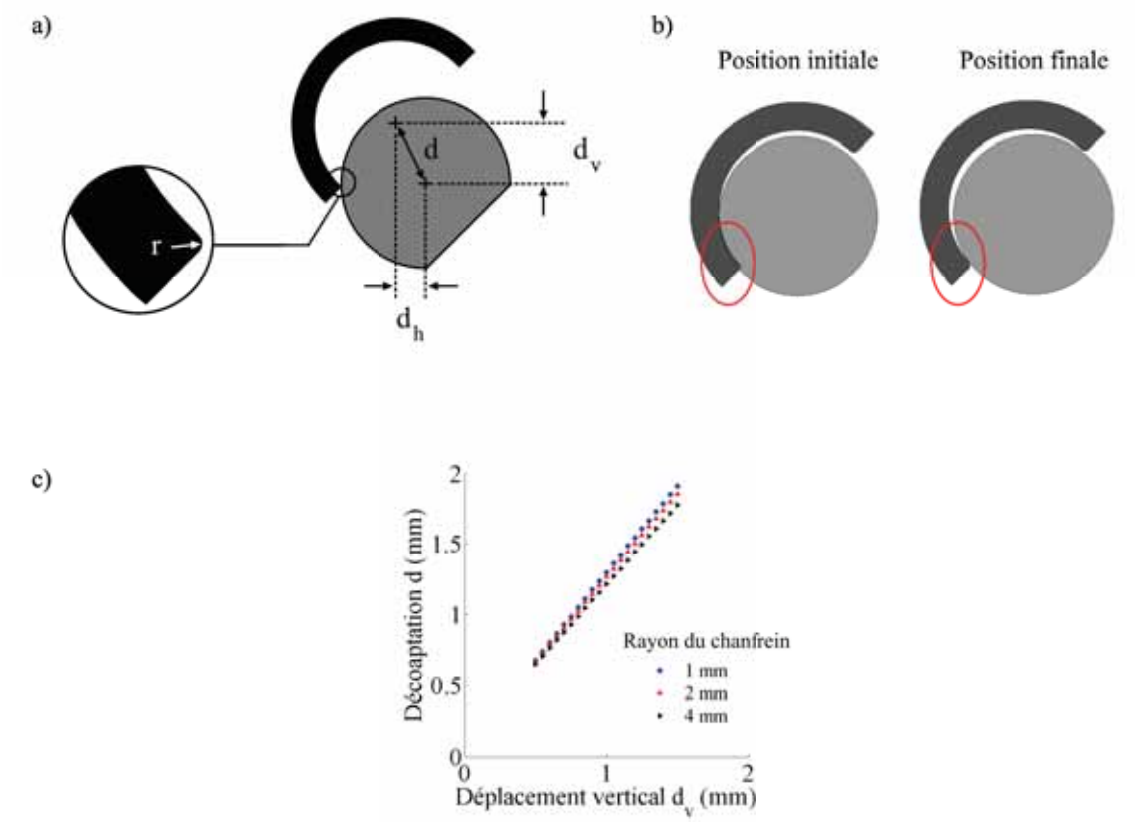

Figure II.15 : Relation entre la décoaptation, le déplacement vertical de la tête, et le rayon du chanfrein de la cupule. a) Définition des différents paramètres : la décoaptation (d), les déplacements verticaux (d_v) et horizontaux (d_h) de la tête, et le rayon (r) du chanfrein de la cupule. b) Positions initale et finale de la tête, les deux ellipses matérialisent respectivement la localisation de l'interpénétration des éléments, et la zone de contact après déplacement de la tête. c) Simulation des valeurs de décoaptation en fonction du déplacement vertical et du rayon du chanfrein (1, 2 et 4 mm).

Dans la seconde partie, nous présentons les techniques utilisées afin de caractériser l'endommagement des éléments de prothèses testés. Ces techniques sont au nombre de quatre. La profilométrie tridimensionelle permet de caractériser la topographie des surfaces usées, à l'échelle du millimètre, et d'estimer le volume d'usure, tandis que la microscopie à force atomique permet aussi de caractériser cette topographie, mais à l'échelle du micron. La diffraction des rayons X a pour but de détecter d'éventuelles transformations de phase dans les biocéramiques, et en particulier dans la zircone. Enfin, la microscopie électronique à balayage permet d'observer les faciès de rupture, les zones usées, ainsi que les débris d'usure.

II MÉTHODES DE CARACTÉRISATION DES PROTHÈSES TESTÉES

II.1 Rugosimétrie tridimensionnelle

II.1.1 Principe de base

Le principe de base est relativement simple : un palpeur mécanique est piloté par ordinateur et balaie la surface de l'échantillon à caractériser, tout en enregistrant sa position verticale. La précision de la mesure dépend évidemment de la taille et de la forme du palpeur. Le rugosimètre SURFASCAN 3D utilisé est celui de l'Ecole Nationale d'Ingénieurs de Saint-Etienne (ENISE), et est commercialisé par la société SOMICRONIC (Fig. II.16.a). Il s'agit d'un appareil permettant de mesurer le profil d'une surface à rayon de courbure modéré, d'où l'appellation tridimensionnelle. Le déplacement suivant les axes horizontaux X et Y est piloté par ordinateur, et la position verticale Z du palpeur est enregistrée, via la déflection du levier le supportant (Fig. II.16.a). Le palpeur qui a été utilisé est une pointe conique, d'angle au sommet 90° et de rayon de pointe 2 μm (Fig. II.16.b).

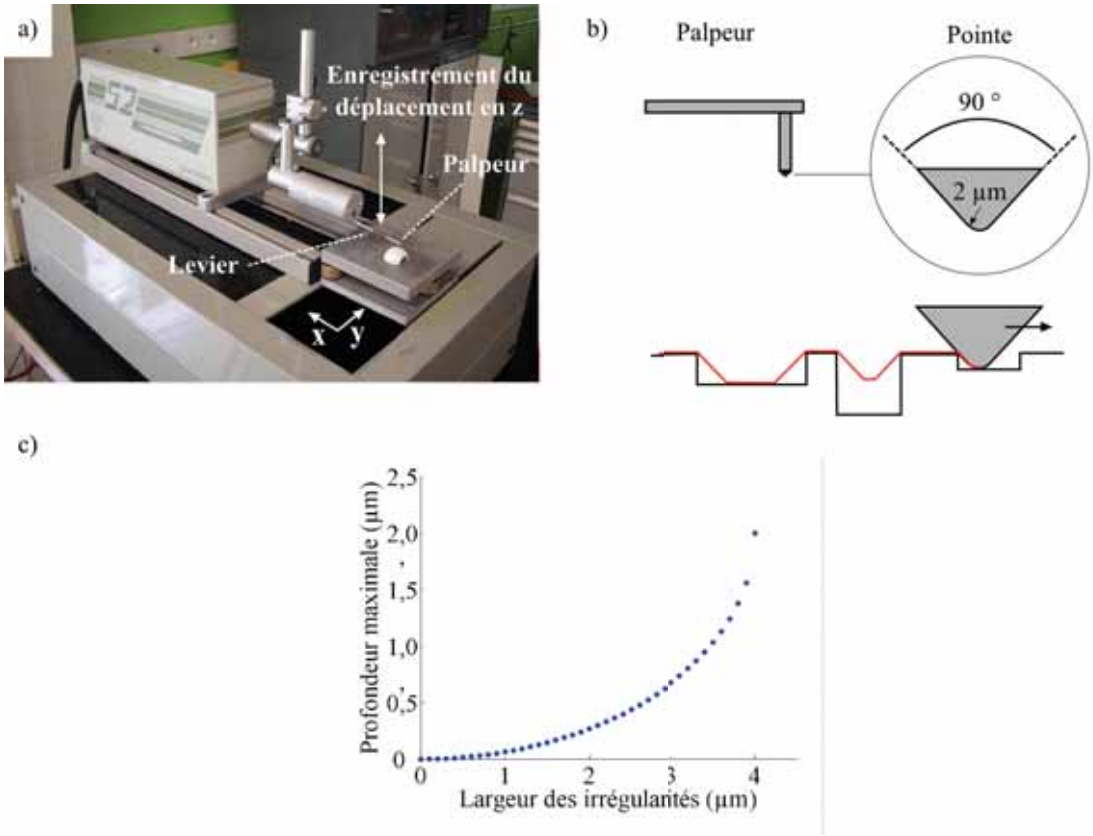

Figure II.16 : Principe de la rugosimétrie tridimensionnelle. a) Aperçu du rugosimètre SURFASCAN 3D. b) Forme du palpeur mécanique et représentation schématique d'une mesure. Le profil mesuré (en rouge) ne correspond pas au profil réel (en noir), et dépend du rayon de la pointe. c) Relation entre la largeur des irrégularités et la profondeur maximale correspondante pouvant être mesurée.

La profondeur maximale z pouvant être mesurée est calculée d'après :

$$z = r - \sqrt{r^2 - \left(\frac{l}{2}\right)^2} \tag{II.4}$$

avec r le rayon de la pointe et l la largeur des irrégularités à mesurer. Ainsi, la largeur limite l_0 en-dessous de laquelle se produit un filtrage mécanique, est définie par :

$$l_0 = 2\,r \tag{II.5}$$

Par conséquent, dans cette étude, les profondeurs des irrégularités de largeur inférieure à environ 4 μm et de profondeur supérieure à la profondeur maximale de mesure correspondante seront sous-évaluées (Fig. II.16.c).

II.1.2 Paramètres utiles

La normalisation classe les défauts de surface selon quatre ordres : les défauts du premier ordre sont les défauts de forme, de basse fréquence, induits par l'usinage ou par des déformations macroscopiques de l'échantillon. Les défauts du second ordre sont les défauts d'ondulation, de basse fréquence, induits par les phénomènes vibratoires créés par les procédés d'usinage. Les défauts du troisième et quatrième ordre sont des défauts de rugosité (Fig. II.17.a). Ceux du troisième ordre sont directement induits par le mode d'usinage et sont des défauts pseudo-périodiques de basse fréquence, tandis que les défauts de quatrième ordre, de haute fréquence, sont des irrégularités anarchiques typiques, par exemple, d'un phénomène de dégradation. Par conséquent, seuls les défauts de rugosité du quatrième ordre ont été pris en compte dans cette étude. Afin d'effectuer cette sélection, le profil brut est filtré mathématiquement à l'aide d'un filtre passe-haut, ainsi, seuls les défauts de haute fréquence sont conservés. Concernant les mesures effectuées lors de cette étude, la longueur de base du profil a été fixée à 4,8 mm, et la longueur de coupure à 0,8 mm. Le paramètre de rugosité pris en compte a été la rugosité Ra, pour un profil, ou Sa, pour une surface, qui est un critère statistique égal à la moyenne de la somme des valeurs absolues des altitudes des points du profil, par rapport à la ligne moyenne (Fig. II.17.b), calculé comme suit :

$$Ra = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^{n} \mid Z_i - Zmoy \mid \tag{II.6}$$

avec n le nombre de points de mesure, Z_i leurs altitudes et $Zmoy$ l'altitude moyenne du profil (Fig. II.17.b).

II.1.3 Estimation du volume d'usure

Le profilomètre utilisé permet de balayer automatiquement une surface suivant les directions X et Y (Fig. II.16.a). Néanmoins, le temps d'acquisition augmente fortement avec la surface de la zone à palper. Dans cette étude, les surfaces à caractériser sont relativement importantes, de l'ordre de 200 mm^2, ce qui exclut l'utilisation de l'acquisition automatique. Par conséquent, un dispositif de positionnement de tête fémorale a été développé afin de pouvoir placer

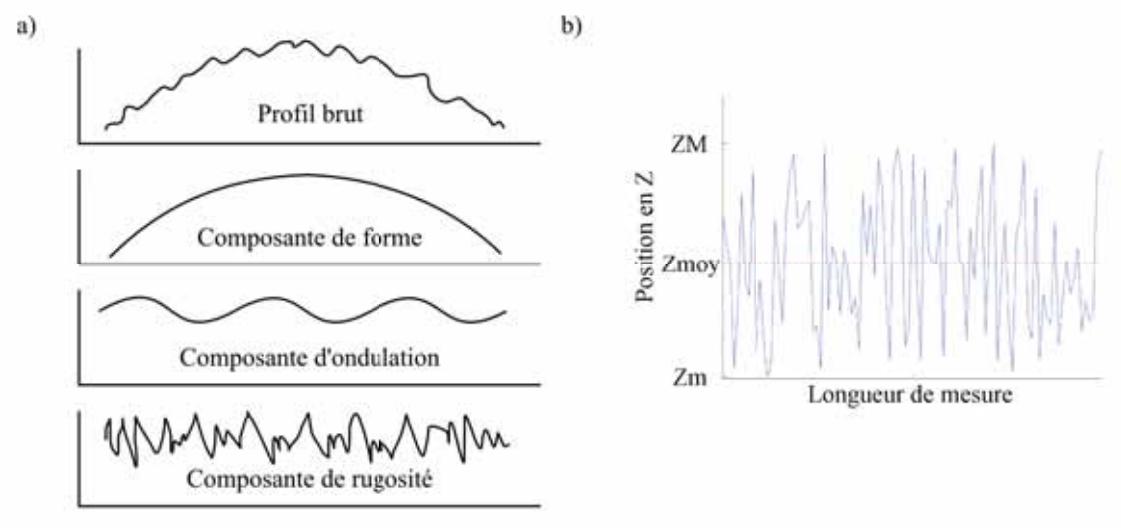

Figure II.17 : Filtrage des données pour mesurer une rugosimétrie. a) Filtrage du profil brut. b) Exemple d'un profil de rugosité après filtrage.

précisément cette dernière et acquérir des profils de rugosité tous les 10° (Fig. II.18.a). Ainsi, la caractérisation complète de la tête peut être effectuée à partir de 36 mesures. Ensuite, un algorithme développé sous Matlab® permet de reconstituer le profil de rugosité 3D en interpolant les valeurs entre les différents profils 2D (Fig. II.18.b). Les informations utiles extraites de ces mesures de rugosité sont, d'une part, la profondeur maximale de la zone usée et, d'autre part, le volume d'usure. Ce dernier est estimé à partir de la reconstruction 3D suivant le principe suivant (Fig. II.18.b) : le minimum d'altitude de la zone non dégradée est déterminé et sauvegardé comme altitude de référence, puis, pour chaque élément de surface dont l'altitude est inférieure à cette altitude de référence, le volume de matière érodé est calculé comme suit :

$$V_u = I_x \, I_y \sum_{i=1}^{n} \mid Z_i - Z_r \mid \tag{II.7}$$

avec I_x et I_y les intervalles d'interpolation suivant les directions X et Y respectivement, n le nombre de points interpolés, Z_i l'altitude du point considéré, et Z_r l'altitude de référence. Du fait que ce volume est calculé à partir d'une interpolation, il ne représente qu'une estimation du volume d'usure. Néanmoins, l'erreur est minimale (inférieure à 10 %), étant donnée la relative homogénéité des zones usées à caractériser.

II.2 Microscopie à Force Atomique (Atomic Force Microscopy : AFM)

Le principe de l'AFM se base sur les forces interatomiques. A faible distance, les forces de van der Waals attractives ont tendance à attirer les atomes les uns vers les autres. Mais, à très faible distance, les forces répulsives entrent en jeu afin de séparer les atomes selon le principe d'exclusion de Pauli, qui stipule que les nuages électroniques de ces derniers ne peuvent s'interpénétrer. Dans un AFM, une pointe est montée sur un levier et balaye la surface

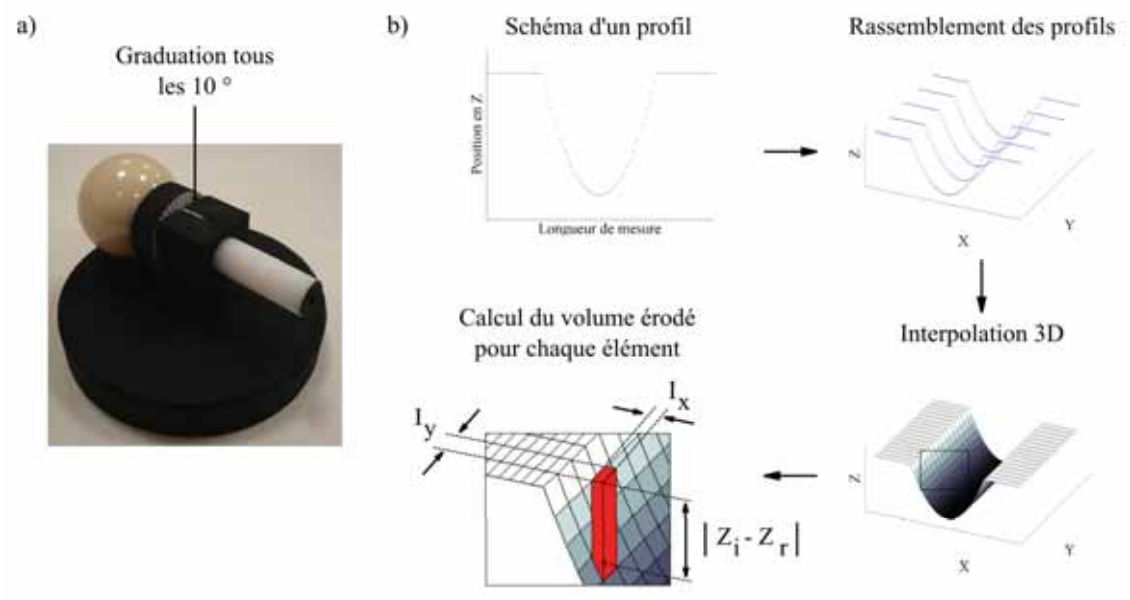

Figure II.18 : Reconstruction tridimensionnelle d'une partie de la surface d'une tête fémorale. a) Dispositif de positionnement d'une tête fémorale. b) Reconstruction 3D par interpolation et principe de calcul du volume d'usure.

à caractériser, les forces d'attraction-répulsion contribuant à faire dévier ce levier de sa position initiale. Ainsi, la déviation du levier est en relation avec la distance entre la pointe et la surface. Il existe trois modes d'utilisation de l'AFM : le mode contact, le mode non-contact et le mode contact intermittent. Dans cette étude, seul le mode contact a été utilisé. Ce dernier consiste à appuyer la pointe sur la surface et à mesurer la déviation du levier causée par les forces d'interactions répulsives. La mesure de la déviation est réalisée par l'intermédiaire d'un laser se réfléchissant sur le levier, la position du rayon réfléchi dépendant du fléchissement du levier (Fig. II.19). Le balayage d'une surface par la pointe permet de reconstituer une image 3D de cette surface. La pointe utilisée est en nitrure de silicium Si_3N_4, avec une constante de raideur de 0,12 N/m et un rayon terminal de 20 nm, définissant une largeur limite des irrégularités pouvant être mesurées d'environ 0,3 μm. La taille des images obtenues est de 45 μm par 45 μm, ainsi, bien que la surface de la zone étudiée soit plus restreinte qu'avec le rugosimètre, la précision est nettement supérieure. Tandis que les mesures de rugosimétrie 3D permettent d'estimer le volume d'usure sur une zone relativement étendue, de l'ordre de quelques millimètres, les mesures AFM permettent d'observer, à l'échelle de quelques nanomètres, la topographie d'une surface de l'ordre de quelques dizaines de microns.

II.3 Diffractométrie des Rayons X (DRX)

II.3.1 Principe de base

La diffractométrie de rayons X est une méthode d'analyse basée sur la diffraction des rayons X par la matière. Cette technique permet, entre autres, de différencier les différentes phases cristallographiques présentes dans un échantillon, comme les phases monoclinique et

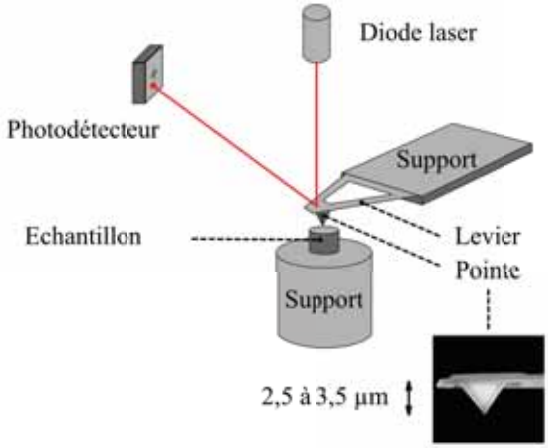

Figure II.19 : Schéma de principe d'un microscope à force atomique : suivant le type d'AFM, un des deux supports est déplacé par le biais d'un piézo-électrique, afin de permettre un balayage de l'échantillon.

tétragonale de la zircone utilisée dans cette étude. Le principe consiste à bombarder la surface de l'échantillon à analyser par des rayons X et à mesurer l'intensité des rayons réfléchis dans toutes les directions de l'espace (Fig. II.20). Les différents rayons vont interférer, de manière constructive ou destructive, pour donner des franges d'interférence. Les positions des maxima d'interférence, appelés pics de diffraction, sont en relation avec la distance interréticulaire, par le biais de la loi de Bragg :

$$2\, d\, sin\theta = n\, \lambda \tag{II.8}$$

avec d la distance interréticulaire, θ le demi-angle de déviation, n l'ordre de réflexion, et λ la longueur d'onde des rayons X.

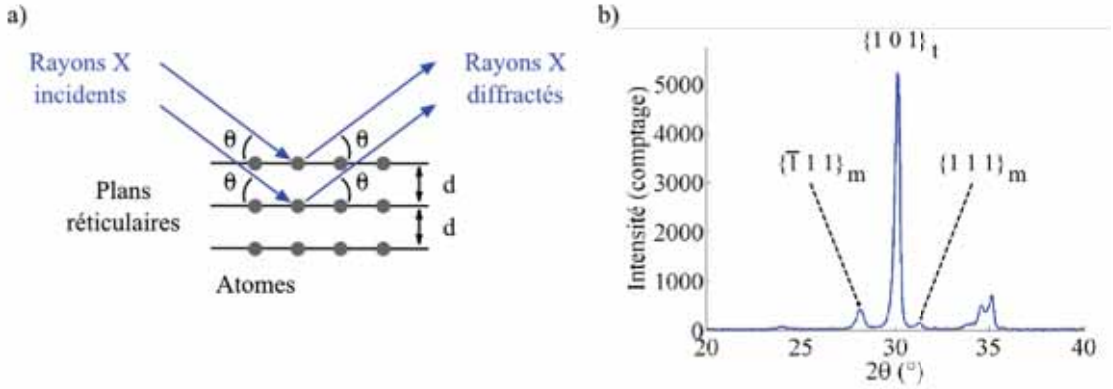

Figure II.20 : Principe de mesure DRX. a) Schéma de principe. b) Exemple de diagramme de diffraction d'une zone usée, sur une tête en zircone yttriée. Seuls les trois pics servant à quantifier la proportion de phase monoclinique sont mis en évidence. L'indice m représente la phase monoclinique, tandis que l'indice t représente la phase tétragonale.

II.3.2 Identification et quantification de phases cristallographiques

Une phase cristallographique donnée conduit toujours à un même diagramme de diffraction. Ainsi, en comparant un résultat de mesure à une base de données de diagrammes, il est possible de retrouver les phases présentes dans l'échantillon étudié. En ce qui concerne la transformation de phase ayant lieu dans la zircone, la proportion de phase monoclinique f peut être calculée à partir de l'équation de Garvie et Nicholson :

$$f = \frac{I_m\{\bar{1}11\} + I_m\{111\}}{I_m\{\bar{1}11\} + I_m\{111\} + I_t\{101\}} \tag{II.9}$$

avec $I_j\{hkl\}$ l'aire sous le pic correspondant à la phase j et au plan défini par les indices de Miller h,k et l (Gremillard et al. 2004). Ainsi, dans cette étude, la diffractométrie par rayons X permet d'évaluer la proportion de phase monoclinique présente dans la zircone et, par conséquent, de mettre en évidence le rôle des chocs mécaniques cycliques dans le vieillissement de cette biocéramique.

II.4 Microscopie Electronique à Balayage (MEB)

II.4.1 Principe de base

Le principe de base repose sur les interactions entre les électrons et la matière. En effet, lorsqu'un faisceau d'électrons vient frapper un solide, les chocs entre ces électrons et les atomes du solide libèrent, entre autres, des électrons dits secondaires, qui peuvent être captés par un collecteur. A chaque point d'impact correspond ainsi un signal électrique, dont l'intensité dépend à la fois de la nature de l'échantillon et de sa topographie. Ainsi est-il possible, en balayant la surface de l'échantillon par le faisceau, d'obtenir une cartographie de cette surface. Un MEB se compose d'une colonne, abritant le canon à électrons, les différentes bobines permettant la focalisation du faisceau et le balayage, le collecteur d'électrons secondaires, et la chambre dans laquelle l'échantillon à observer est placé. Le second élément est le système permettant d'obtenir un vide dans la chambre d'analyse, afin d'éviter un maximum d'interactions des électrons secondaires avec les molécules d'air ou d'éventuelles particules en suspension. Enfin, le troisième élément est la console de commande, avec en particulier l'écran de visualisation, qui est un simple tube cathodique (Fig. II.21.a et b). De plus, dans le cas de matériaux non-conducteurs comme les céramiques, les pièces doivent préalablement être métallisées. Ceci est réalisé par dépôt d'une fine couche d'or de quelques nanomètres, par pulvérisation cathodique (Fig. II.21.c et d).

II.4.2 Informations apportées par les images MEB

Les images MEB apportent des informations sur la topographie des zones usées, en particulier sur les modes d'érosion, puisqu'il est possible de différencier des arrachements de grains par ruptures intragranulaires ou intergranulaires. De plus, l'observation des faciès de rupture permet d'identifier les zones probables d'initiation de rupture. Enfin, l'observation des débris d'usure apporte des informations concernant leur taille et leur forme.

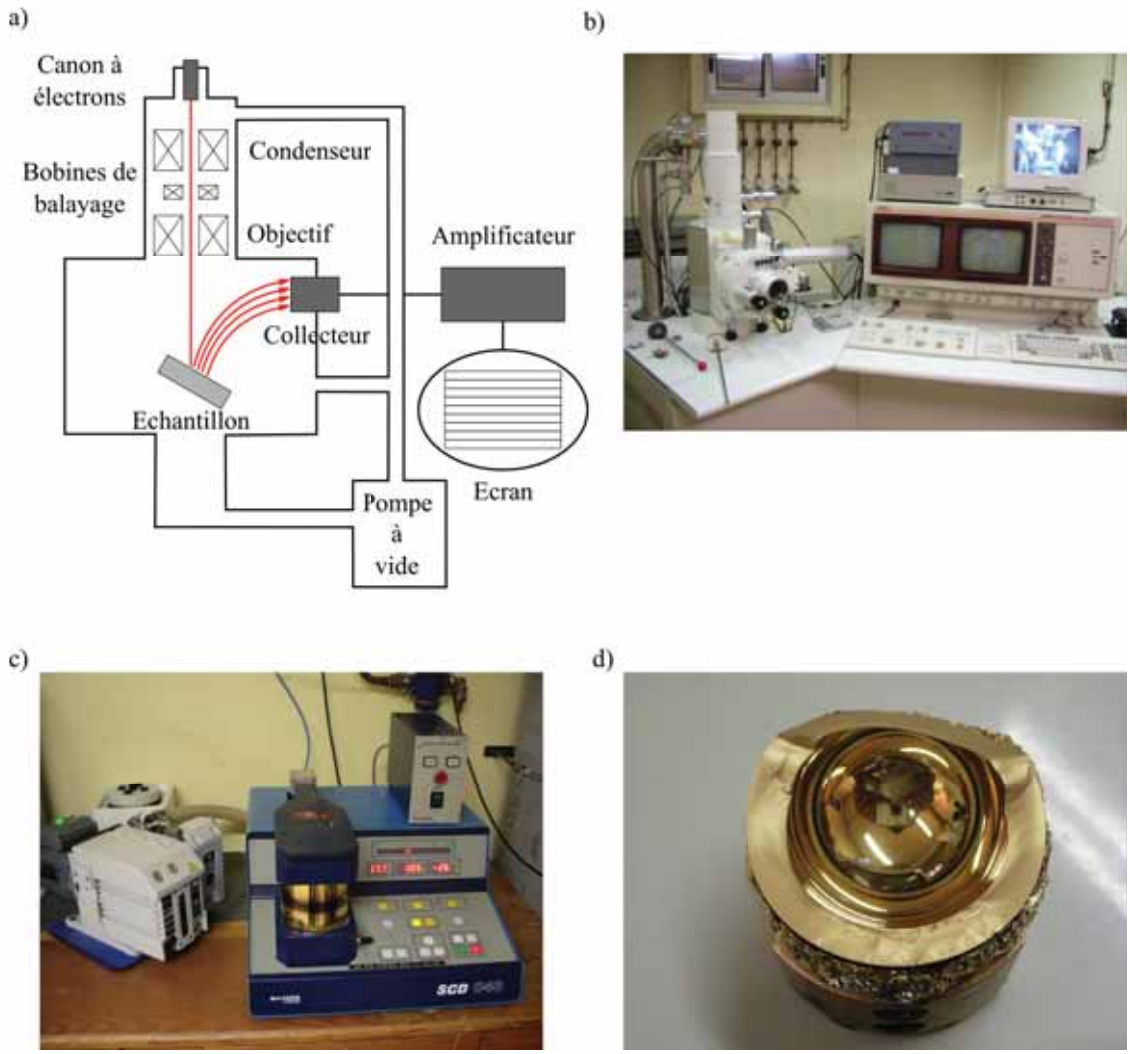

Figure II.21 : Microscopie électronique à balayage. a) Schéma de principe. b) MEB utilisé. c) Appareil de métallisation. d) Aperçu de la surface de rupture d'une cupule en alumine après métallisation.

Résumé

• **Machine de chocs** : les essais préliminaires réalisés sur la machine de chocs ont permis de mettre au point les protocoles de tests, de développer différents montages, correspondant chacun à un type de prothèse à tester, et de démontrer la précision et la stabilité de la machine, que ce soit en fréquence ou au cours du temps. De plus, ces tests ont permis de démontrer la faisabilité des essais de chocs. Les différents paramètres des deux types d'essais, de fatigue et en chocs, sont :

- paramètres fixes : pas d'antéversion, inclinaison de la cupule à 45°, deux pics de force par seconde,
- paramètres variables : force appliquée, couple de matériaux testé, valeur de la décoaptation : nulle pour les tests en fatigue et égale à 1,3 mm pour les tests en chocs.

• **Techniques de caractérisation** : les techniques utilisées s'articulent autour de trois axes. Le premier axe correspond à la mesure de la topographie des surfaces à étudier et à la quantification du volume d'usure, ce qui est réalisé par le biais de la rugosimétrie 3D et de l'AFM. Le deuxième axe concerne la caractérisation cristallographique des matériaux testés, à l'aide de la DRX. Enfin, le troisième axe vise à préciser le type de rupture, sa localisation, l'aspect visuel des faciès de rupture, ainsi que les formes et tailles des débris d'usure ; tout ceci est réalisé par le biais de la microscopie électronique à balayage.

CHAPITRE III : Résultats expérimentaux

Dans ce chapitre, nous présentons les résultats des essais pour chacun des couples de biocéramiques testés. Etant donné le nombre de prothèses testées, six en zircone et sept en alumine, nous nous sommes efforcés de mettre en avant les mécanismes de dégradation communs, mais aussi les différences, plutôt que de tenter de généraliser les résultats obtenus. De plus, pour les mêmes raisons, nous nous sommes attachés à décrire les résultats d'une façon plus qualitative que quantitative. Dans cette première partie, nous détaillons les résultats expérimentaux obtenus concernant le couple zircone-zircone, en termes de durée de vie, de caractéristiques des ruptures et de volumes d'usure.

I COUPLE ZIRCONE-ZIRCONE

I.1 Test de fatigue

I.1.1 Description du test

Le but de cet essai était de vérifier la tenue mécanique de l'ensemble tête-cupule, testé sans décoaptation. Il a été décidé de débuter l'essai avec une force verticale de 1 kN, et d'augmenter cette force par paliers de 1 kN tous les 2.10^5 cycles, et ce jusqu'à la ruine de la prothèse ou jusqu'à ce que la force maximale de 10 kN soit atteinte. Un cycle est défini par une montée en charge (Fig. III.1.a). Cette première partie du test, qualifiée de montée en force par paliers, amène à un total de deux millions de cycles. Ensuite, l'essai se poursuit avec une force constante de 9 kN (Fig. III.1.b), et ce jusqu'à la ruine de la prothèse ou un maximum de cinq millions de cycles, valeur couramment utilisée lors des tests normés de durée de vie des prothèses (cf. Chapitre I). Ce test a été réalisé en solution de Ringer, sur un ensemble tête-cupule-insert en UHMWPE (Ultra High Molecular Weight PolyEthylene) (Fig. III.1.c), puisque certaines prothèses en biocéramique sont montées avec un tel insert dans leur métal-back. A raison de deux cycles par seconde, la durée de cet essai est d'environ 29 jours, sans compter les temps de montage-démontage nécessaires pour observer régulièrement les surfaces de contact et vérifier l'intégrité des éléments testés. Cette durée relativement importante explique que ce test n'ait pas été reconduit avec le second porte-cupule sans insert, même si l'absence de ce dernier entraîne une augmentation de la sévérité de l'essai, puisque aucun effet d'amortissement n'est engendré.

I.1.2 Résultat obtenu

Aucune dégradation n'a été observée à la fin des cinq millions de cycles, que ce soit en terme de fissuration ou de dégradation de surface. Ce résultat est conforme à nos attentes puisque, selon la norme NF S 94-168, les prothèses doivent résister au moins durant 10^7 cycles

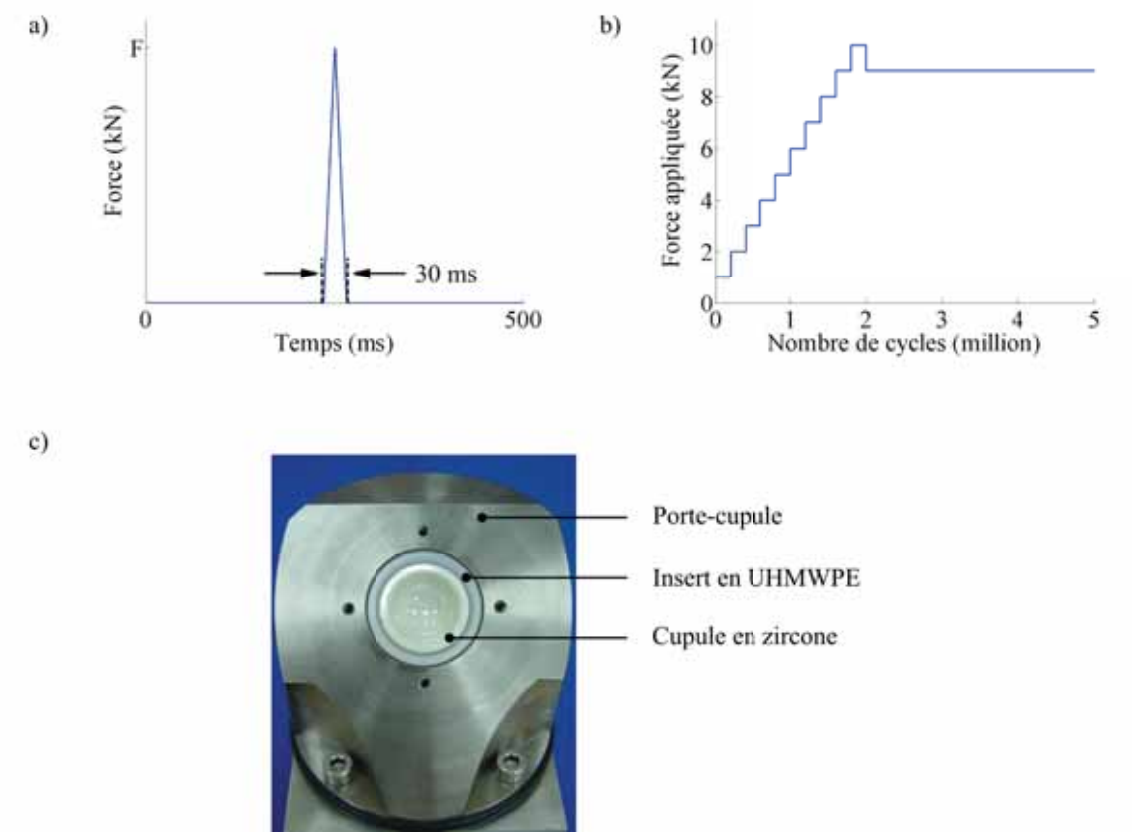

Figure III.1 : Description du test de fatigue. a) Définition d'un cycle. b) Courbe de montée en charge. c) Aperçu de l'assemblage cupule-insert-porte-cupule.

à une force sinusoïdale comprise entre 1,4 et 14,0 kN. Or, dans l'essai décrit précédemment, la force appliquée est plus faible que celle préconisée dans cette norme et sa durée d'application nettement plus courte.

I.2 Test en chocs avec insert

I.2.1 Observations qualitatives

Le premier test en chocs a été effectué sur le couple déjà testé en fatigue (cf. I.1), donc avec l'insert en UHMWPE entre la cupule et le porte-cupule. Afin de sévériser l'essai au maximum, celui-ci a été conduit à sec, avec un déplacement vertical initial de la tête de 1 mm, soit une décoaptation de 1,3 mm (cf. Chapitre II), et une force de 9 kN. Trois enregistrements de 5 secondes chacun ont été réalisés : au début de l'essai, puis après 1 000 et 2 000 chocs (Fig. III.2). Le temps de montée du pic de déplacement, donc du pic de force, est en moyenne de 11,6 ms, le minimum étant de 10,3 ms et le maximum de 12,9 ms.

Il est à noter que le pic de déplacement du vérin n'est pas symétrique par rapport à son maximum (Fig. III.2.b), néanmoins, ceci ne revêt pas une importance capitale puisque l'intensité du choc dépend de la vitesse acquise par la tête avant le contact, et donc du temps de montée du vérin. Ce phénomène de ralentissement du vérin est dû au fait que, afin de retrouver sa

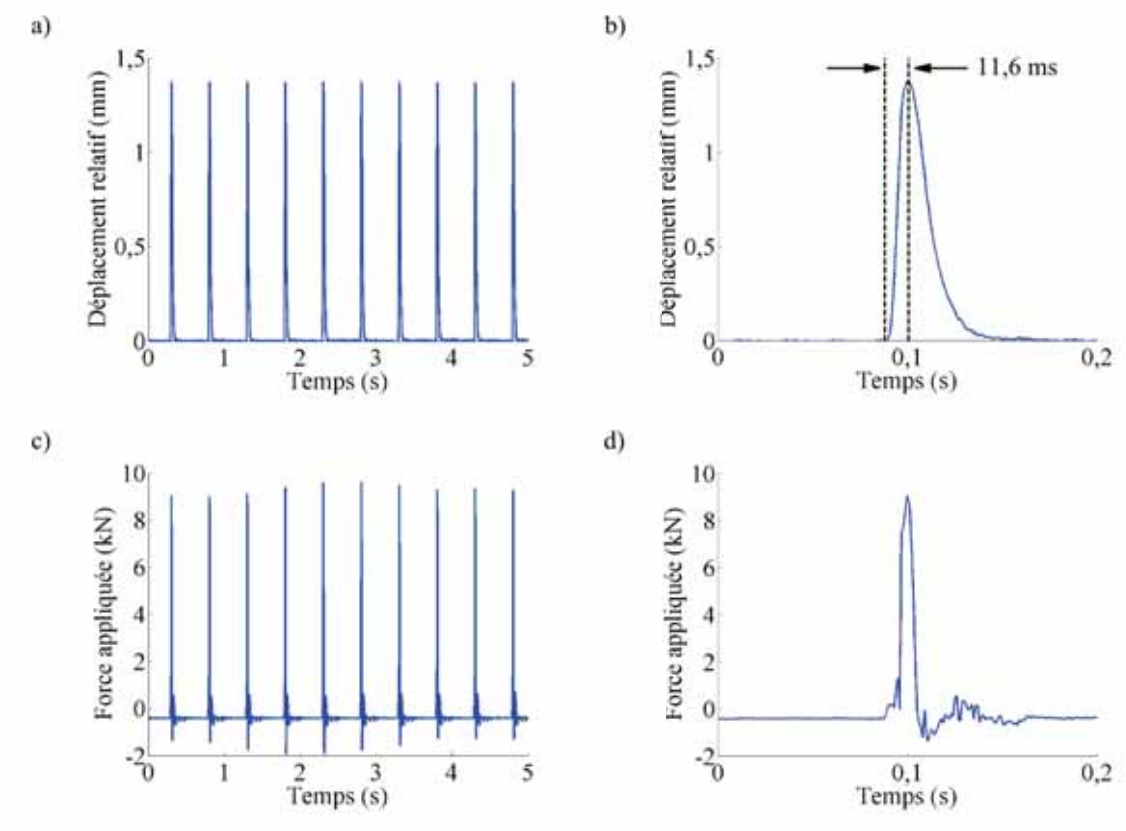

Figure III.2 : Déplacement du vérin force et variation de la force appliquée résultante lors d'un test en chocs. a) Déplacement relatif du vérin, par rapport à sa position initale, en fonction du temps. b) Allure d'un pic de déplacement. c) Variation de la force appliquée à l'assemblage tête-cupule en fonction du temps. d) Allure d'un pic de force.

position initiale, la tête doit pousser la cupule et le porte-cupule. En ce qui concerne le pic de force (Fig. III.2.d), l'allure du signal est encore plus complexe. Lors des premières millisecondes de la montée, il semble qu'il y ait plusieurs contacts avant le choc principal. De plus, le fait que la force oscille entre des valeurs positives et négatives après le choc principal tend à prouver l'existence de mouvements secondaires de la tête dans la cupule. Nous aurons l'occasion de discuter à nouveau de ce phénomène par la suite.

Ce test a été suspendu après 8 000 chocs, afin d'examiner les surfaces de contact de la tête et de la cupule. Une bande d'usure, d'une largeur maximale d'environ 2 mm, a été observée, aussi bien au niveau de la tête qu'au niveau de la cupule (Fig. III.3.a et b). Ensuite, afin de s'assurer que cette bande d'usure était bien une conséquence des chocs, la tête et la cupule ont été retournées et le même test a été effectué, à ceci près qu'il a été stoppé après 5 000 chocs. De nouvelles bandes d'usure ont été observées sur la tête et la cupule, démontrant qu'elles découlent effectivement des chocs mécaniques répétés (Fig. III.3.c).

L'apparition de ces bandes d'usure est à mettre en relation avec des observations de prothèses explantées (Fig. III.3.d), pour lesquelles la tête et la cupule présentaient des bandes d'usure similaires. Cette usure caractéristique a été mise en relation avec un phénomène éventuel de décoaptation. Ainsi, plusieurs études ont porté sur la modification de simulateurs de marche

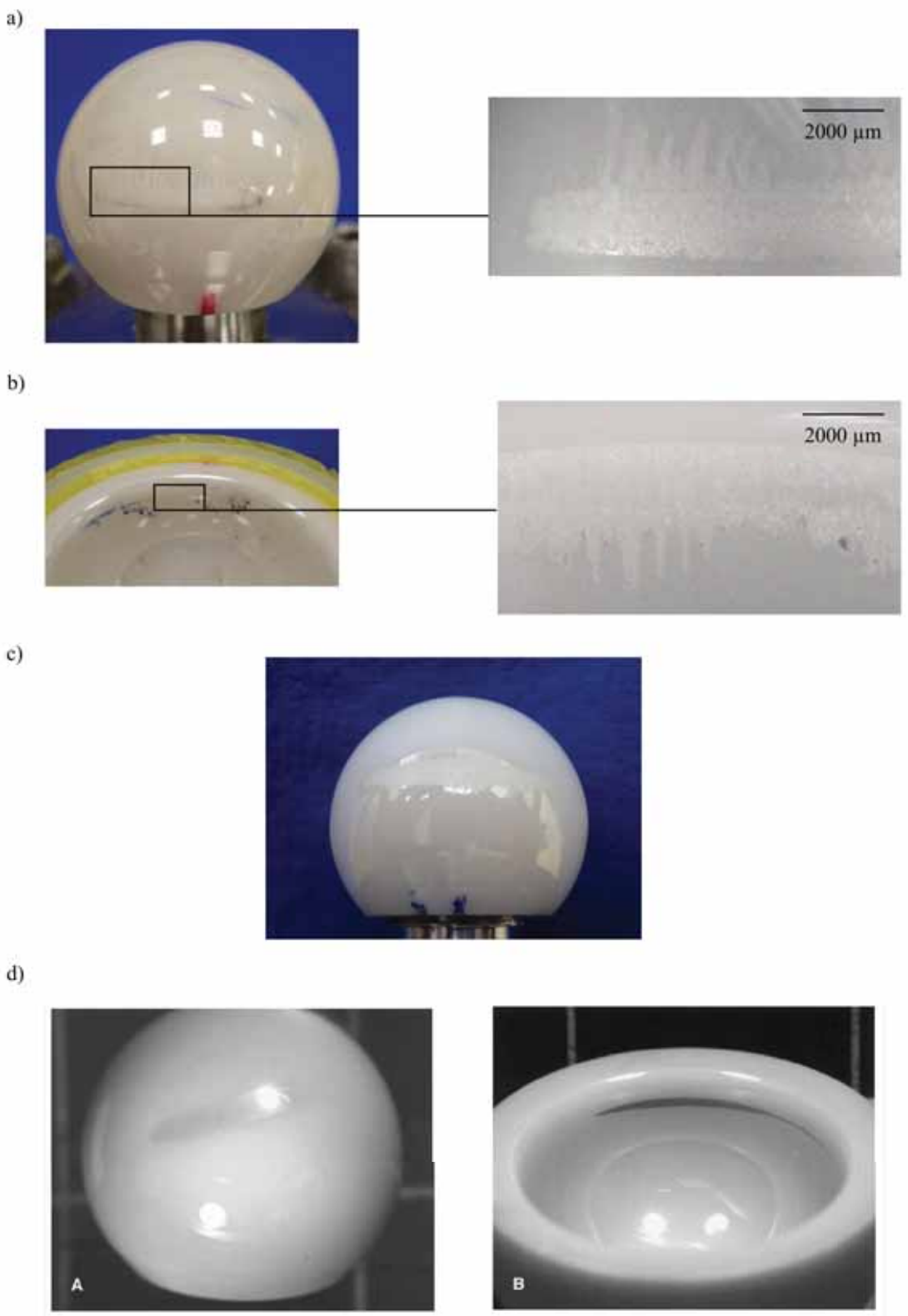

Figure III.3 : Observations des bandes d'usure après 8 000 chocs, sur des têtes et cupules de diamètre 28 mm. a) Photo de la bande d'usure au niveau de la tête et observation à la binoculaire, après 8 000 chocs. b) Photo de la bande d'usure au niveau de la cupule et observation à la binoculaire, après 8 000 chocs. c) Photo de la bande d'usure au niveau de la tête lors du second test, après l'avoir retournée et après 5 000 chocs. d) Photos d'une tête (A) et d'une cupule (B) en alumine explantées (Walter et al. 2004), les bandes d'usure ont été noircies pour une meilleure observation.

existants afin de prendre en compte ce phénomène (Stewart et al. 2003, Walter et al. 2004). En effet, l'introduction d'une séparation possible entre la tête et la cupule a engendré des bandes d'usure similaires à celles observées *in vivo*. La différence fondamentale de notre travail par rapport à ces études est que la machine de chocs ne reproduit que le mouvement vertical, et non les mouvements rotatifs de la tête dans la cupule. Ce découplage des mouvements nous assure que les bandes d'usures observées ne résultent que du choc à proprement parler, et non des phénomènes de frottement apparaissant lors du mouvement complet de la tête dans la cupule.

Après ces deux premiers démontages, le test a été poursuivi, et un autre démontage a eu lieu après un million de chocs. L'observation de la cupule a permis d'observer des fissures en surface (Fig. III.4.a). Grâce à divers enregistrements effectués au cours du test, nous pouvons estimer que la rupture est vraisemblablement intervenue entre $1{,}5.10^5$ et $6{,}5.10^5$ chocs, puisque les valeurs de la force enregistrées à ces deux instants montrent une diminution de celle-ci, diminution probablement causée par des micro-mouvements des différentes parties de la cupule. La rupture de la cupule n'a malheureusement pas pu être observée plus tôt car, celle-ci étant cimentée dans l'insert en UHMWPE, les fragments cassés ne se sont désolidarisés que lorsque la cupule a été extraite de l'insert (Fig. III.4.b).

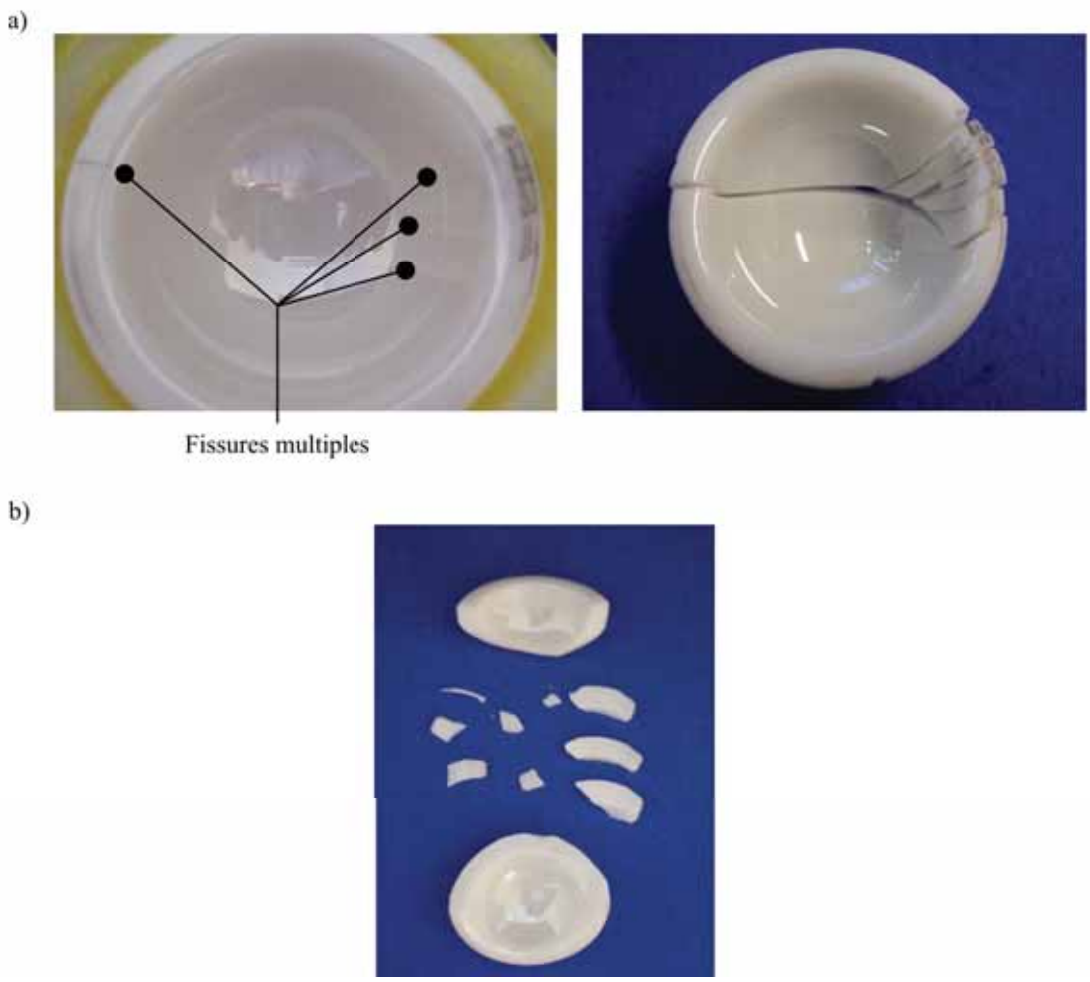

Figure III.4 : Observations de la cupule après un million de chocs. a) Cupule dans son insert et reconstitution après extraction. b) Aperçu des fragments les plus importants.

En ce qui concerne la tête, la bande d'usure s'est nettement étalée sur la surface, mesurant un maximum d'environ 5 mm de large (Fig. III.5.a), par comparaison aux 2 mm mesurés après 8 000 chocs. De plus, des observations à l'oeil nu permettent de remarquer que la zone usée est plus homogène que lors du démontage précédent, ceci mettant en avant un éventuel phénomène de rodage par abrasion au cours du test. Cette tête a ensuite été sciée afin de pouvoir examiner les zones d'appui du cône, et également afin de faciliter les mesures DRX (Diffractométrie des Rayons X). L'observation de l'intérieur de l'alésage a permis de déterminer deux principales zones d'appui du cône : une première située au bord de l'alésage et une seconde située au fond de ce dernier (Fig. III.5.b). Ces zones d'appui correspondent bien aux zones observées sur des prothèses explantées qui ont été expertisées dans notre laboratoire.

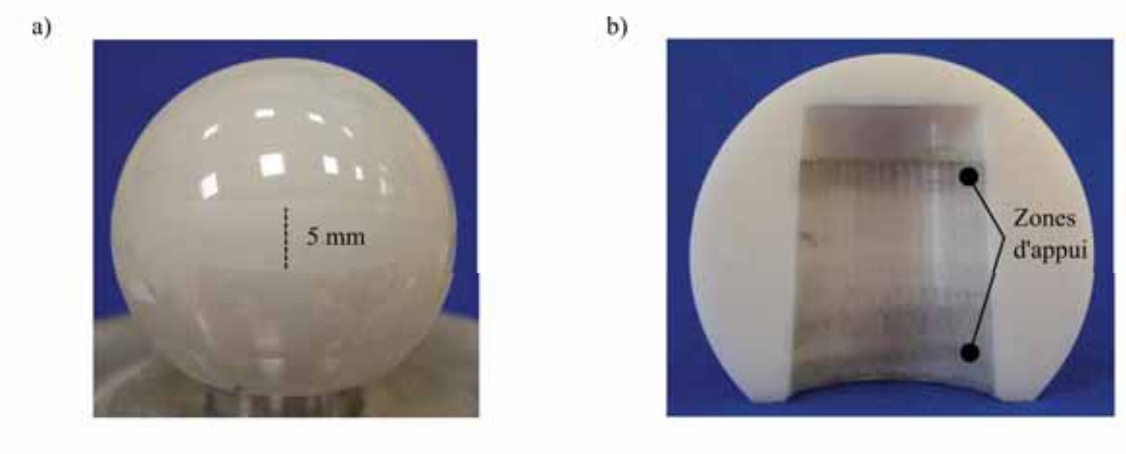

Figure III.5 : Observations de la tête après un million de chocs. a) Photo de la tête et de la bande d'usure. b) Aperçu de l'intérieur de l'alésage, montrant les deux principales zones d'appui du cône.

I.2.2 Mesures profilométriques

Ces mesures ont été réalisées à la fin du milion de chocs, c'est-à-dire après rupture de la cupule. En ce qui concerne la tête, trois zones ont été définies (Fig. III.6.a). La première zone est qualifiée de zone libre, c'est-à-dire non sollicitée, puisque n'entrant jamais en contact avec la cupule, elle s'étend de la base de la tête à la bordure inférieure de la bande d'usure. La deuxième zone est la bande d'usure elle-même. Enfin, la troisième zone, qualifiée de zone en contact, est la calotte sphérique délimitée par la bordure supérieure de la bande d'usure. Grâce à la reconstruction tridimensionnelle de la zone étudiée (Fig. III.6.b et c), il est possible d'estimer la largeur maximale de la bande d'usure, qui est ici d'environ 4,6 mm. De plus, des bourrelets de matière semblent s'être formés aux interfaces entre les différentes zones. Ceci peut être dû à de la déformation plastique et/ou à l'accumulation de débris suite au glissement relatif de la cupule par rapport à la tête. Ces bourrelets seront étudiés plus finement grâce aux mesures AFM.

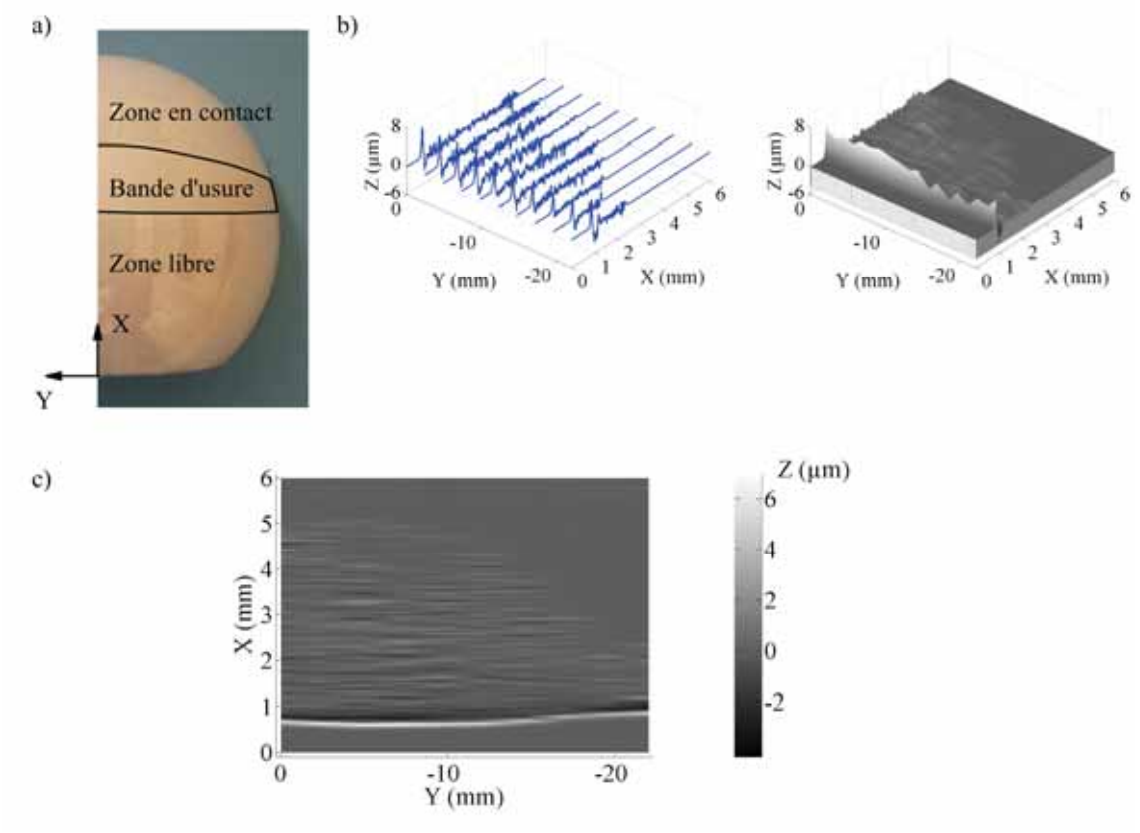

Figure III.6 : Mesures profilométriques de la tête. a) Définition des différentes zones étudiées. b) Aperçu des profils de rugosité 2D réalisés et reconstruction 3D de la rugosité de la surface étudiée. c) Vue de dessus de la surface, le bourrelet de matière (en blanc) entre la surface libre et la bande d'usure est nettement visible.

I.2.3 Imagerie AFM

Le microscope à force atomique du laboratoire impose d'utiliser des échantillons circulaires ne dépassant pas 10 mm de diamètre. Ainsi, une partie de la bande d'usure a été découpée afin de satisfaire cette condition (Fig. III.7). Les mesures réalisées nous ont permis de déterminer la rugosité des différentes zones de la tête, ainsi que leur profil tridimensionnel (Fig. III.8). Le paramètre de rugosité Sa, pour des surfaces de 45 x 45 μm, est de l'ordre de 0,013 μm pour la zone libre, 0,011 μm pour la zone en contact et 0,300 μm pour la bande d'usure.

Des bourrelets de matière sont de nouveau observables au niveau des interfaces entre les différentes zones (Fig. III.8.b et c). Des calculs de pente sur une dizaine de profils régulièrement espacés ont donné des valeurs d'angles avec l'horizontale comprises entre 4 et 15 ^{o}. Ces angles sont relativement faibles et il est probable que des débris aient été accumulés au niveau de ces zones de transition, puis érodés lors des chocs successifs.

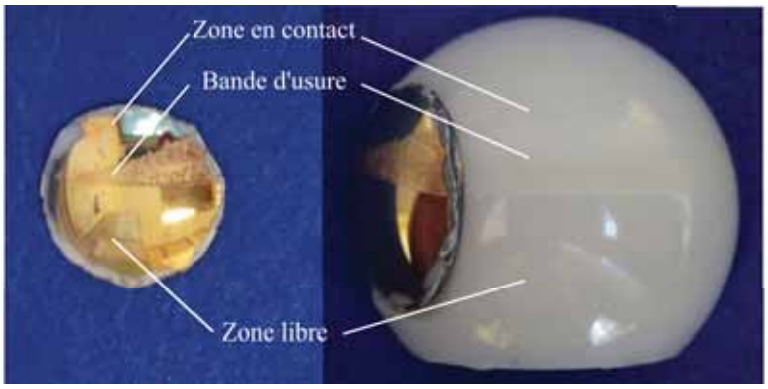

Figure III.7 : Découpe de la tête pour les mesures AFM : la partie utilisée est le disque métallisé. Cette photo a été prise après les mesures AFM et la métallisation, réalisée afin de faire ressortir la bande d'usure.

I.2.4 Observations au MEB

Les observations de la surface de rupture de la cupule au MEB ont pour but de déterminer, si possible, la ou les zones d'amorçage probables. Nous avons pu observer une telle zone sur le côté gauche de la cupule, en bout de la bande d'usure (Fig. III.9.a). L'hypothèse est que des grains ont été arrachés en surface, constituant alors un site préférentiel d'amorçage et de propagation de fissures (Fig. III.9.b). En effet, nous pouvons observer un défaut de surface d'une profondeur assez conséquente d'une dizaine de microns (Fig. III.9.c), suffisant pour provoquer une amorce de rupture.

La zone de transition entre la propagation initiale lente et la propagation rapide conduisant à la rupture a été définie par le changement de pente brutal des surfaces observées (Fig. III.10). Plusieurs images ont été réalisées pour ces différentes zones de propagation mais la taille relativement faible des grains n'a pas permis d'observer des différences topographiques notables entre ces surfaces. De plus, la métallisation des surfaces a pu atténuer des différences potentielles normalement visibles à l'échelle microscopique, ce phénomène restant à vérifier.

En ce qui concerne la tête, des sites d'arrachements de grains sont visibles en certains endroits, notamment en bordure de la bande d'usure (Fig. III.11.a). De plus, d'autres sites d'arrachements sont visibles au niveau des zones de transitions (Fig. III.11.b et c), ce qui étaye l'hypothèse que la progression de la bande d'usure s'opère par arrachements successifs de grains en surface, ces grains étant ensuite susceptibles de rester piégés entre la cupule et la tête, et donc de participer à la dégradation des surfaces de contact lors du glissement relatif de ces deux éléments.

L'observation de la bande met nettement en évidence les zones de transition (Fig. III.12.a). De plus, une observation à l'aide d'un grandissement plus important permet de supposer des mécanismes d'érosion par microfissurations intergranulaires et arrachements de grains (Fig. III.12.b).

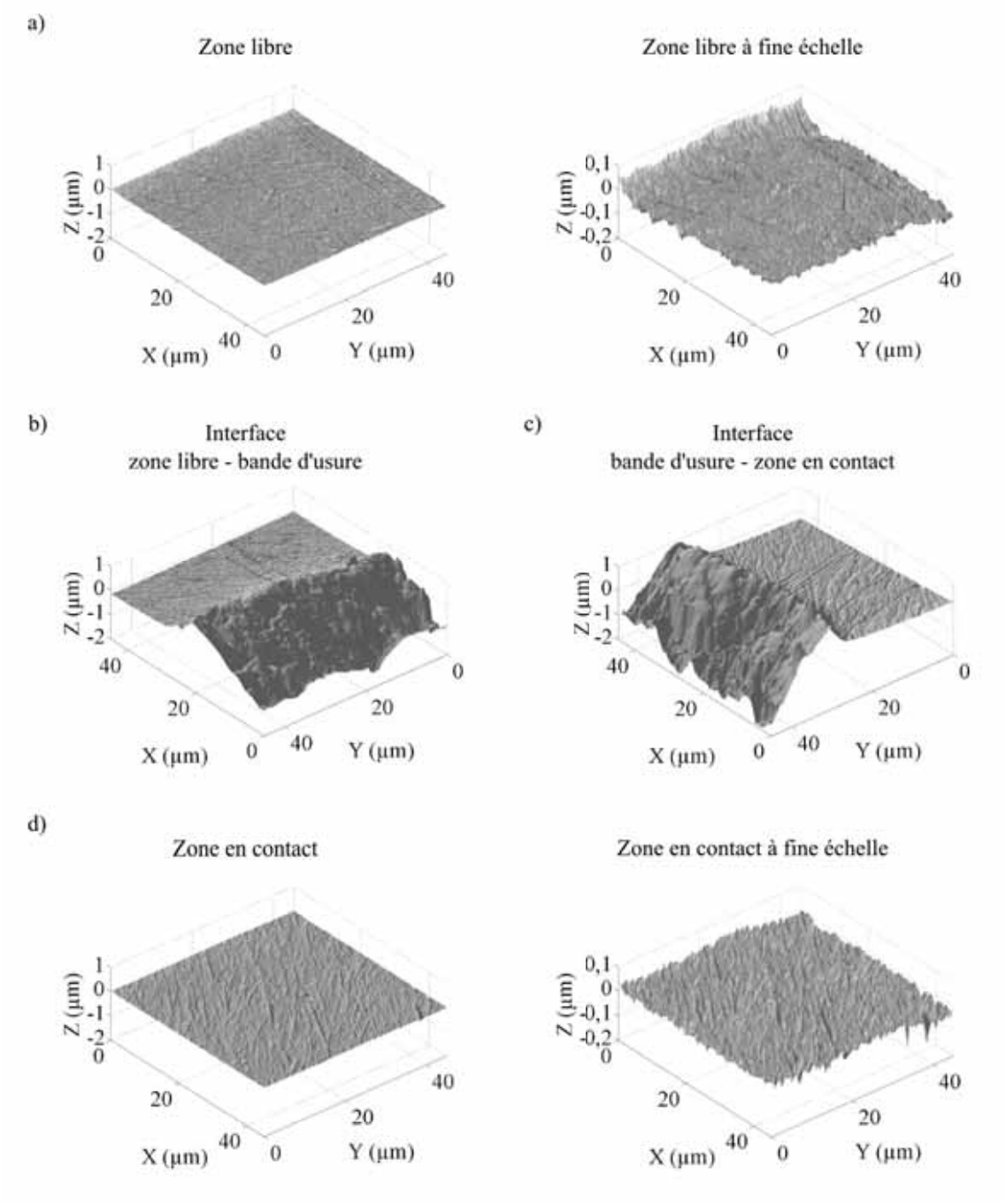

Figure III.8 : Images AFM. a) Aperçu d'un échantillon de la surface de la zone libre et même image avec une échelle plus fine. b) Aperçu de la surface au niveau de la zone de transition zone libre - bande d'usure. c) Aperçu de la surface au niveau de la zone de transition bande d'usure - zone en contact. d) Aperçu d'un échantillon de la surface de la zone en contact et même image avec une échelle plus fine.

I.2.5 Mesures DRX

Les géométries des têtes et cupules et les montages associés n'ont pas permis de réaliser les mesures avec des rayons incidents rasants. Par conséquent, il a été impossible de mesurer

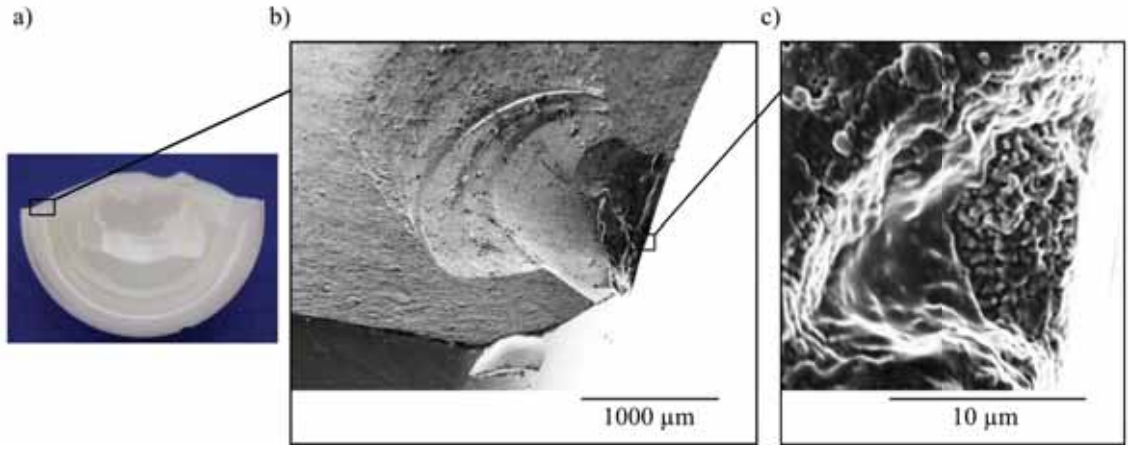

Figure III.9 : Observations au MEB de la surface de rupture de la cupule. a) Photo de la partie inférieure de la cupule. b) Observation de la zone d'amorçage probable de la rupture. c) Observation d'un défaut de surface relativement important, probablement provoqué par l'arrachement de grains.

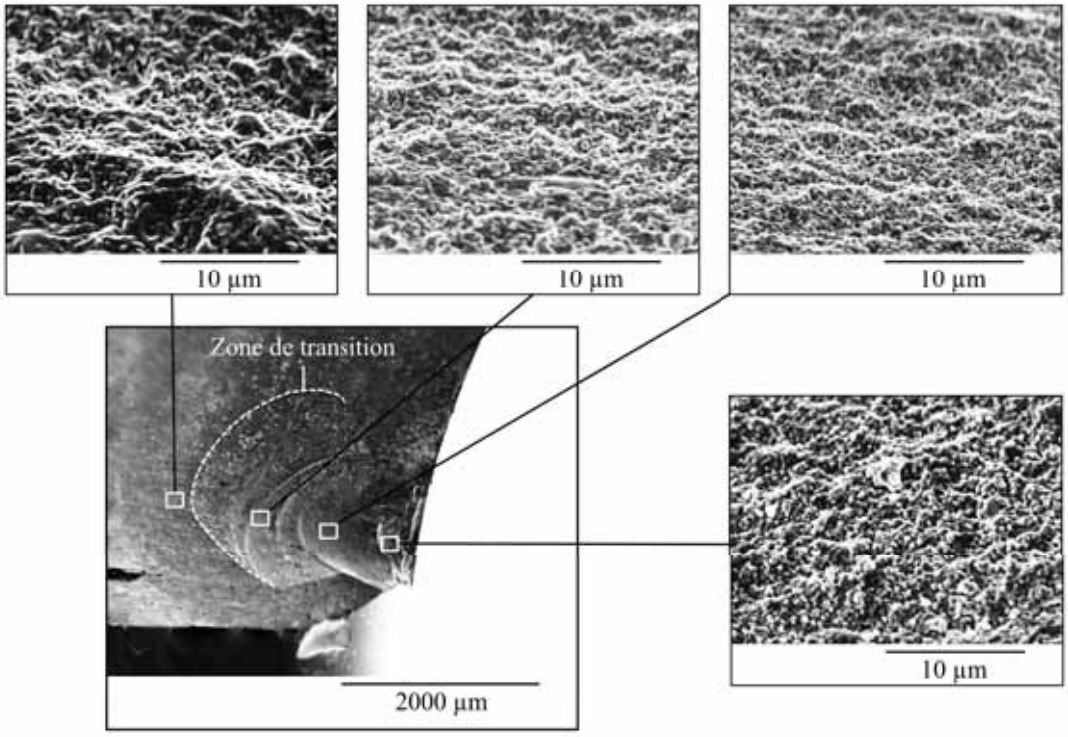

Figure III.10 : Observations au MEB de la zone de transition entre la propagation lente de fatigue (à droite de la courbe blanche) et la propagation rapide (à gauche) conduisant à la rupture.

avec précision le pourcentage de phase monoclinique réellement présent à la surface du matériau, puisque l'inclinaison des rayons incidents impliquent une pénétration de ces derniers en profondeur, et donc une prise en compte de plusieurs couches de grains lors des mesures. Ainsi, dans les zones libre et en contact, un seul pic de phase monoclinique a été détecté, représentant une proportion de cette phase comprise entre 2 et 7 %. Cette valeur est du même ordre de grandeur que les 5 % généralement mesurés pour les têtes en zircone neuves

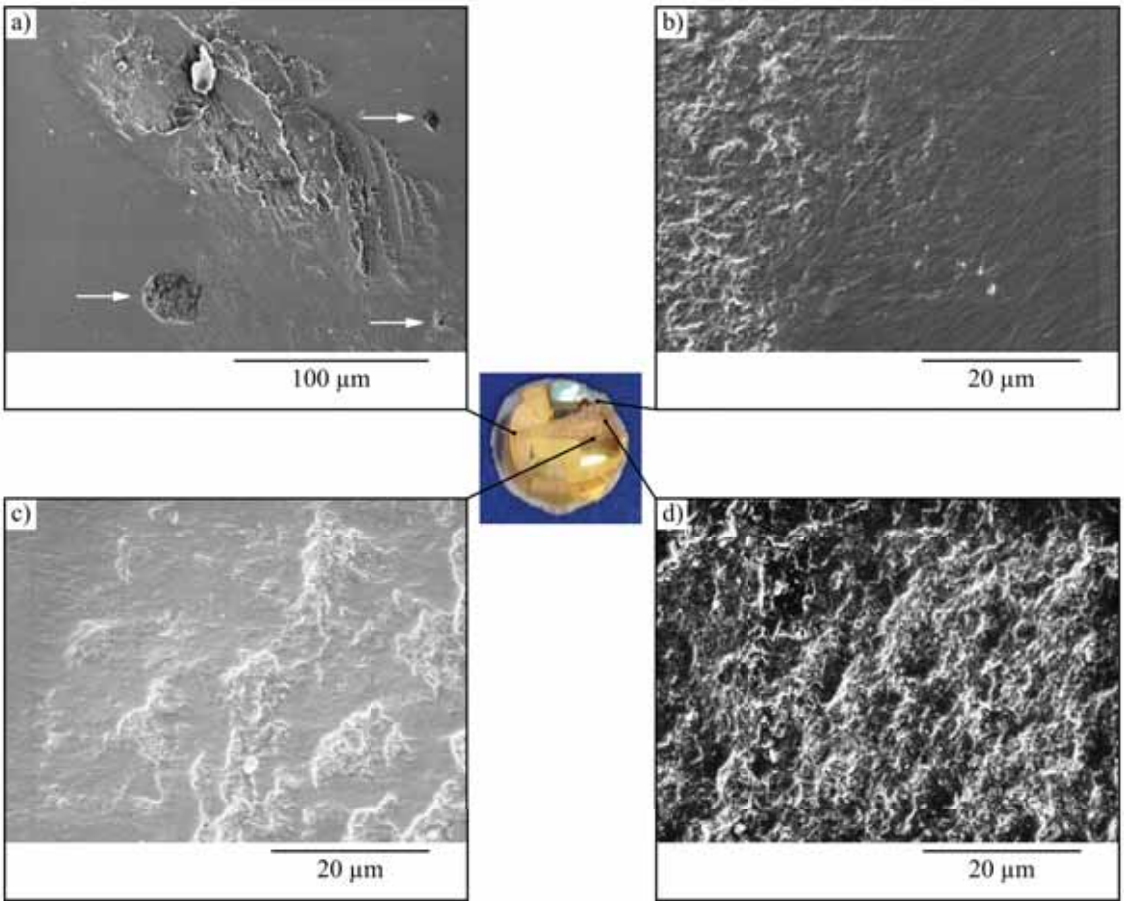

Figure III.11 : Observations de la tête au MEB. a) Image de la zone en bordure de la bande d'usure, montrant trois sites d'arrachements de grains (flèches blanches) en périphérie d'une zone érodée de plus grande taille. b) Image de la zone de transition entre la bande d'usure et la zone en contact. c) Image de la zone de transition entre la zone libre et la bande d'usure. d) Image de la bande d'usure.

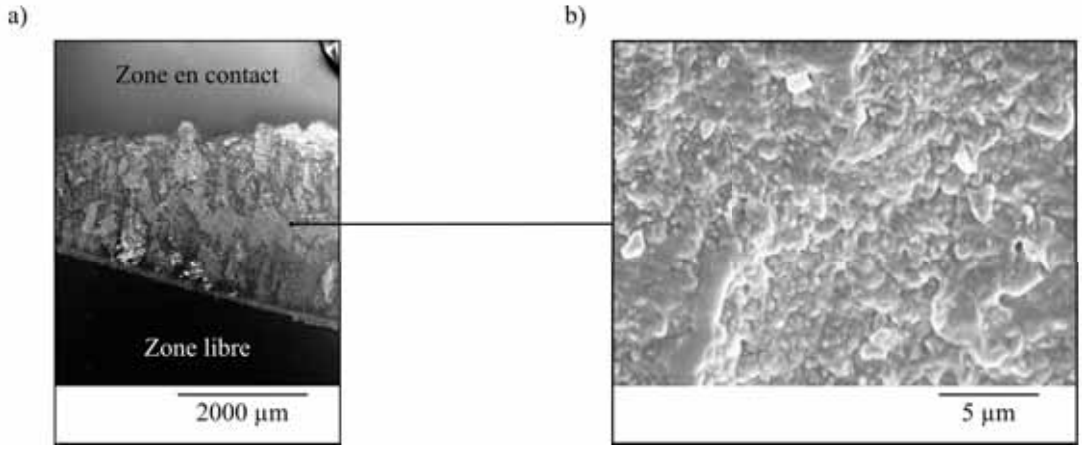

Figure III.12 : Observations de la bande d'usure au MEB. a) Observation de la bande d'usure et des zones de transition. b) Observation de la bande d'usure à l'aide d'un grandissement plus important.

(Santos et al. 2004). En ce qui concerne la bande d'usure, un second pic de phase monoclinique est clairement visible, représentant une proportion de cette phase d'environ 30 % (Fig. III.13).

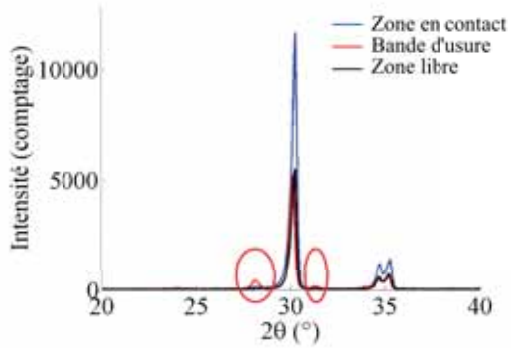

Figure III.13 : Mesures DRX de la tête en zircone. Les pics de phase monoclinique au niveau de la bande d'usure sont visible en $2\,\theta = 28^o$ et $2\,\theta = 31^o$.

Les proportions de phase monoclinique calculées sont probablement sous-estimées par rapport au pourcentage réel de grains transformés à la surface de la zircone. Néanmoins, ces résultats démontrent que des transformations de phase ont lieu au niveau des bandes d'usure. Or, nous avons déjà vu que cette transformation de phase s'accompagne d'une expansion volumique, qui est susceptible de générer des microfissures de surface (Chevalier 2006, De Aza et al. 2002) et donc de participer à la dégradation globale.

I.2.6 Etude des débris

Les observations au MEB de débris récoltés durant le test en chocs montrent que les tailles de ceux-ci sont le plus souvent de l'ordre de quelques microns, voire quelques dizaines de microns (Fig. III.14.a et b). Néanmoins, il est plausible que ces débris relativement massifs soient constitués d'agglomérats de débris plus petits, étant donné que des débris de quelques centaines de nanomètres, c'est-à-dire de la taille des grains, sont observables (Fig. III.14.c). Ces observations nous renseignent sur les mécanismes de dégradation en surface de la zircone. Ainsi, il est possible que des grains soient arrachés individuellement, puis compactés lors des chocs successifs.

I.2.7 Retour d'expérience

Bien que ces résultats ne puissent être directement comparés aux suivants, du fait de la présence de l'insert en UHMWPE, ce premier essai en chocs nous a permis de confirmer plusieurs paramètres essentiels pour la suite de l'étude.

- La machine de chocs, en plus de permettre de mener des tests de fatigue sans décoaptation, permet également de réaliser des tests en chocs, c'est-à-dire avec décoaptation.

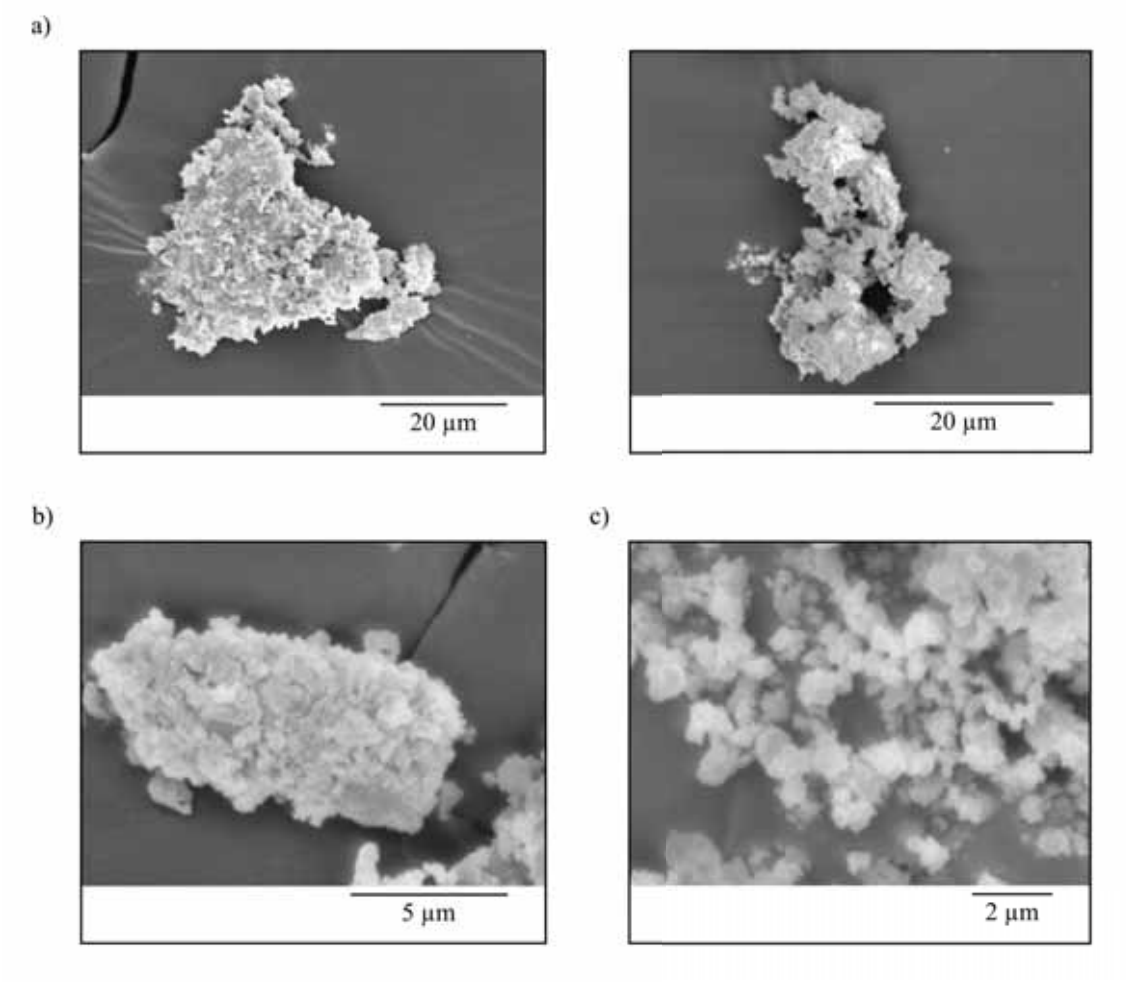

Figure III.14 : Observations de débris d'usure en zircone au MEB. a) Agglomérats de grains importants. b) Agglomérats de grains de taille plus faible. c) Débris de quelques centaines de nanomètres.

- Un tel test en chocs a permis de conduire à la ruine d'une prothèse en zircone, et en particulier de la cupule.

- Le test *in vitro* du phénomène de décoaptation grâce à la machine permet d'engendrer des bandes d'usure au niveau de la tête et de la cupule, bandes précédemment observées *in vivo* mais aussi *in vitro*, à l'aide de simulateurs de marche modifiés.

- Ces bandes d'usure semblent être caractéristiques du choc dû à la décoaptation, et indépendantes du mouvement de glissement relatif de la tête dans la cupule lors de la simulation du cycle de marche complet, puisque ce mouvement n'est pas pris en compte lors de ces tests en chocs. Par contre, *in vivo*, il est tout à fait possible que les dégradations dues aux chocs soient amplifiées par le frottement de la tête dans la cupule.

Ce premier test nous a aussi permis de dégager les interrogations fondamentales auxquelles nous avons tenté de répondre lors de la suite de l'étude : quelle est la dépendance de la durée de vie de la prothèse vis-à-vis des conditions expérimentales, en particulier de l'environnement (à sec ou en solution) et de la force appliquée ? Les sites probables d'amorçage de la rupture se situent-ils toujours dans la même zone ? Quelle est la dépendance des caractéristiques de la bande d'usure (largeur et profondeur maximales) et du volume d'usure vis-à-vis des conditions expérimentales ? La topographie des bandes d'usure varie-t-elle d'un test à l'autre ? Quelles sont les caractéristiques principales des débris d'usure ? Quels sont les mécanismes possibles de la formation de ces bandes d'usure ?

Les paramètres des cinq tests restants ont donc été définis afin de pourvoir fournir des indications quant aux réponses à ces différentes interrogations (Tab. III.1). Il est à noter que la valeur de la décoaptation a été choisie identique pour tous les tests, son influence devra donc être étudiée lors d'études futures. Les deux paramètres expérimentaux retenus pour être étudiés ont donc été l'environnement et la force appliquée. L'intérêt de tester l'influence de l'environnement est que, dans certains cas *in vivo*, l'articulation peut être mal lubrifiée, et donc présenter des modes de dégradation plus sévères (Mabuchi et al. 2004).

Table III.1 : Paramètres des tests concernant le couple zircone-zircone.

Numéro du test	2	3	4	5	6
Environnement	à sec	en solution	à sec	à sec	à sec
Décoaptation (mm)	1,3	1,3	1,3	1,3	1,3
Force (kN)	9	9	2	5	7

Etant donné que l'imagerie AFM a d'ores et déjà confirmé la présence de bourrelets de matière au niveau des zones de transition et qu'elle ne permet pas un calcul du volume d'usure global, ces mesures n'ont pas été reconduites pour les têtes 2 à 6. De même, les mesures DRX ayant déjà confirmé les transformations de phase au niveau de la bande d'usure, cette caractérisation n'a pas été reconduite non plus. Ainsi, seules les mesures profilométriques et les observations au MEB ont été renouvelées, ce qui, dans un premier temps, permet de comparer les types d'endommagement des éléments entre eux.

I.3 Tests en chocs : étude de la durée de vie des prothèses

I.3.1 Considérations énergétiques

Des calculs ont été menés afin d'estimer l'énergie à dissiper au cours du choc. Ainsi, en supposant que cette énergie soit égale à l'énergie cinétique de la tête avant le premier contact

tête-cupule et que le déplacement du vérin soit uniforme, on a :

$$Ec = \frac{1}{2}\, m \left(\frac{d}{\Delta t}\right)^2 \tag{III.1}$$

avec m la masse déplacée par le vérin, soit environ 14 kg, d le déplacement du vérin, compris entre 0,8 et 1,2 mm suivant la force à appliquer, et Δt la durée du déplacement, comprise entre 10 et 15 ms. L'énergie disponible au cours du choc, pour un déplacement de 1 mm en 11 ms, est donc d'environ 60 mJ (Fig. III.15).

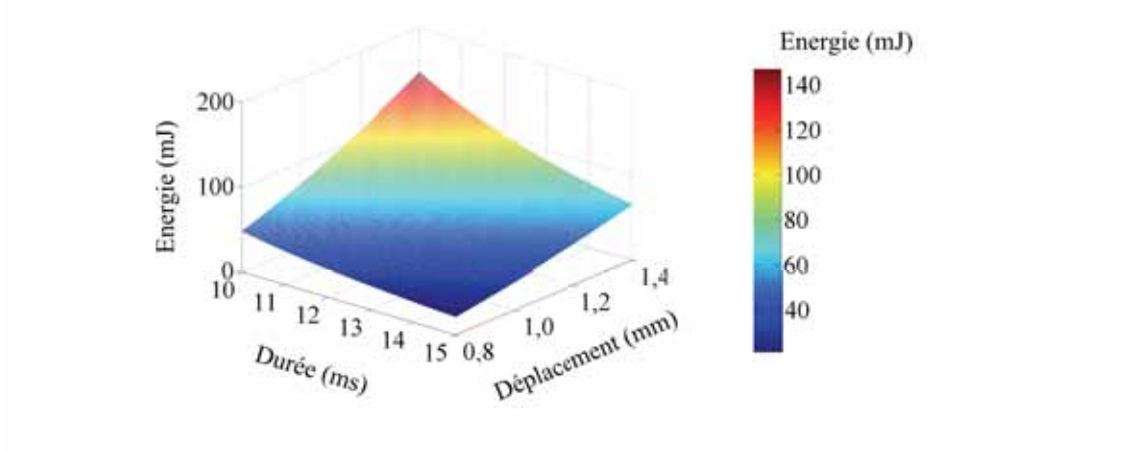

Figure III.15 : Energie cinétique acquise par la tête avant le choc, pour des déplacements du vérin compris entre 0,8 et 1,2 mm, et des durées de déplacement comprises entre 10 et 15 ms.

I.3.2 Influence de l'environnement

Les paramètres communs des tests 2 et 3 sont donc la valeur de la décoaptation : 1,3 mm, et la force appliquée : 9 kN. Mais le test 2 a été effectué à sec, tandis que le test 3 a été effectué en solution de Ringer. Dans les deux cas, la cupule a cassé en premier, entre 10^4 et 2.10^4 chocs pour le test à sec, et entre 4.10^4 et 5.10^4 chocs pour le test en solution. Le fait que la cupule casse en premier était attendu puisque cela avait déjà été le cas lors du premier test avec insert. Or, la suppression de ce dernier sévérise l'essai puisque son rôle d'amortisseur entre la cupule et le porte-cupule est supprimé. De plus, même si la différence observée n'est pas significative, la durée de vie de la cupule semble être plus importante en solution qu'à sec. Ce résultat est lui aussi conforme à nos attentes, l'infiltration de fluide entre la tête et la cupule lors de la décoaptation jouant un rôle de lubrificateur et d'amortisseur, même si cette tendance doit être confirmée par un plus grand nombre de tests.

I.3.3 Influence de la force appliquée

Les tests 4, 5 et 6 ont tous été effectués à sec avec une décoaptation de 1,3 mm, mais les forces appliquées ont été choisies plus proches des forces physiologiques généralement rencontrées, respectivement 2, 5 et 7 kN. Aucune casse n'a eu lieu lors des 10^6 premiers chocs. Cette

valeur a été choisie comme nombre de chocs maximal afin de conférer aux tests une durée raisonnable, de l'ordre de 15 jours, en comptant les temps de montage / démontage nécessaires à l'observation des éléments. Ces prothèses toujours intègres ont ensuite été testées de nouveau, toujours à sec et avec une décoaptation de 1,3 mm, mais avec une force de 9 kN, ceci dans le but de déterminer un éventuel effet de fatigue de la zircone dû aux chocs mécaniques répétés (Tab. III.2).

Table III.2 : Résultats des tests concernant les couples zircone-zircone ayant survécu à 10^6 chocs.

Tête	4	5	6
Environnement	à sec	à sec	à sec
Force initiale (kN)	2	5	7
Nombre de chocs inital	10^6	10^6	10^6
Force (kN)	9	9	9
Nombre de chocs avant rupture	$0{,}02.10^5$	$2{,}90.10^5$	$5{,}00.10^5$

De nouveau, uniquement les cupules ont cassé. La cupule préalablement testée avec une force de 2 kN a cassé entre 10^3 et $2{,}0.10^3$ chocs, celle préalablement testée avec une force de 5 kN a cassé entre $2{,}7.10^5$ et $2{,}9.10^5$ chocs (Fig. III.16.a), tandis que celle préalablement testée avec une force de 7 kN n'a pas cassé après 5.10^5 chocs. L'effet d'une éventuelle fatigue du matériau n'a donc pas pu être mis évidence, puisqu'il aurait été logique que la cupule préalablement testée à 7 kN casse en premier, suivie de celle testée à 5 kN, puis celle testée à 2 kN. La probable dispersion importante des résultats masquant cet effet potentiel de fatigue des matériaux, il est donc indispensable d'effectuer un plus grand nombre de tests afin d'apporter une réponse claire.

I.4 Etude des surfaces de rupture des cupules

I.4.1 Généralités

Quelles que soient les conditions expérimentales, les observations des cupules cassées montrent que la rupture a toujours lieu dans un plan grossièrement orthogonal à la surface de la cupule et coupant cette dernière au niveau de sa partie supérieure (Fig. III.4 et Fig. III.16.a). De plus, les observations au MEB permettent de déterminer que les sites d'amorçage des ruptures se situent au niveau de la bande d'usure, du côté de la surface de contact avec la tête, et surtout plutôt sur les côtés de la cupule qu'au centre. Cette dernière tendance peut être expliquée par le fait que la partie centrale de la cupule, en contact avec la tête lors du choc, doit principalement être soumise à des contraintes de compression, et que par conséquent les extrémités de la cupule sont soumises à des contraintes de tension, plus dommageables en ce qui concerne l'amorçage et la progagation de fissures (Fig. III.16.b).

Figure III.16 : Observations des cupules en zircone rompues et des sites probables d'amorçage des ruptures au MEB. a) Photos des cupules après rupture, la coloration noire vient de la métallisation nécessaire avant le passage au MEB. b) Observations des zones probables d'amorçage des ruptures, pour chacune des cupules précédentes.

Comme lors des observations concernant le premier test, il est difficile de différencier les zones d'amorçage et de propagation des fissures en se basant sur des différences topographiques à l'échelle microscopique (Fig. III.17.a). Néanmoins, les différentes zones de transition peuvent être estimées grâce aux changements de pente brutaux observés, ou aux stries causées par la propagation des fissures (Fig. III.17.b).

I.5 Etude des bandes d'usure des têtes

I.5.1 Evolution de la largeur maximale

Au cours des essais 4, 5 et 6, les têtes ont régulièrement été désolidarisées du montage et photographiées (Fig. III.18.a). Ainsi, la largeur maximale des bandes d'usure a pu être estimée à partir de ces photos, ceci dans le but de tracer son évolution au cours des chocs (Fig. III.18.b). Ces valeurs, mesurées avec une incertitude de ± 0,2 mm, permettent de dégager plusieurs tendances. Tout d'abord, plus la force appliquée est importante et plus la bande d'usure est large, ce qui est parfaitement logique. En effet, des contraintes plus importantes au niveau de la surface de contact impliquent plus de microfissurations et donc des arrachements de grains plus importants en terme de volume. De plus, la largeur de la bande augmente fortement en tout début d'essai, ce qui correspondrait à une sorte de phase de rodage, avant de se stabiliser après quelques centaines de milliers de chocs.

I.5.2 Estimation des volumes et profondeurs d'usure

Un nouvel élément, qui n'avait pas été mis en avant lors du premier essai, est apparu lors des suivants. Il s'agit de l'apparition d'une bande d'usure sur la partie inférieure de la tête et de la cupule, ce qui, à notre connaissance, n'a pas été observé *in vivo*. Basés sur des reconstructions tridimensionnelles effectuées suite aux mesures profilométriques, les volumes d'usure des différentes têtes ont été estimés (Tab. III.3). La bande inférieure est généralement moins étalée que celle située au niveau de la partie supérieure, mais elle ne peut pas être négligée en terme de volume d'usure (Fig. III.19.a). De plus, les conditions expérimentales semblent jouer un rôle puisque le volume d'usure de la tête 2, testée à 9 kN à sec, est plus de deux fois supérieur à celui de la tête 3, testée à 9 kN mais en solution, et ce malgré le fait que cette dernière tête ait subi un nombre de chocs plus important. La présence de fluide, au moins à court terme, permettrait donc de réduire l'usure, et ceci serait probablement plus évident si le cycle de marche complet était simulé en plus des chocs, puisque la lubrification engendrée par le fluide réduirait les frottements induits par les rotations de la tête dans la cupule.

Des comparaisons plus directes peuvent être menées sur les têtes 4, 5 et 6, puisque celles-ci ont toutes subi le même nombre de chocs à sec, seule la force appliquée variant. Ainsi, il semble que le volume d'usure varie de la même façon que la force appliquée (Tab. III.3 et Fig. III.20), ce qui est logique puisqu'une force plus importante engendre des contraintes plus sévères au niveau des surfaces de contact, et donc une érosion plus importante, ce qui nous donne par là-même

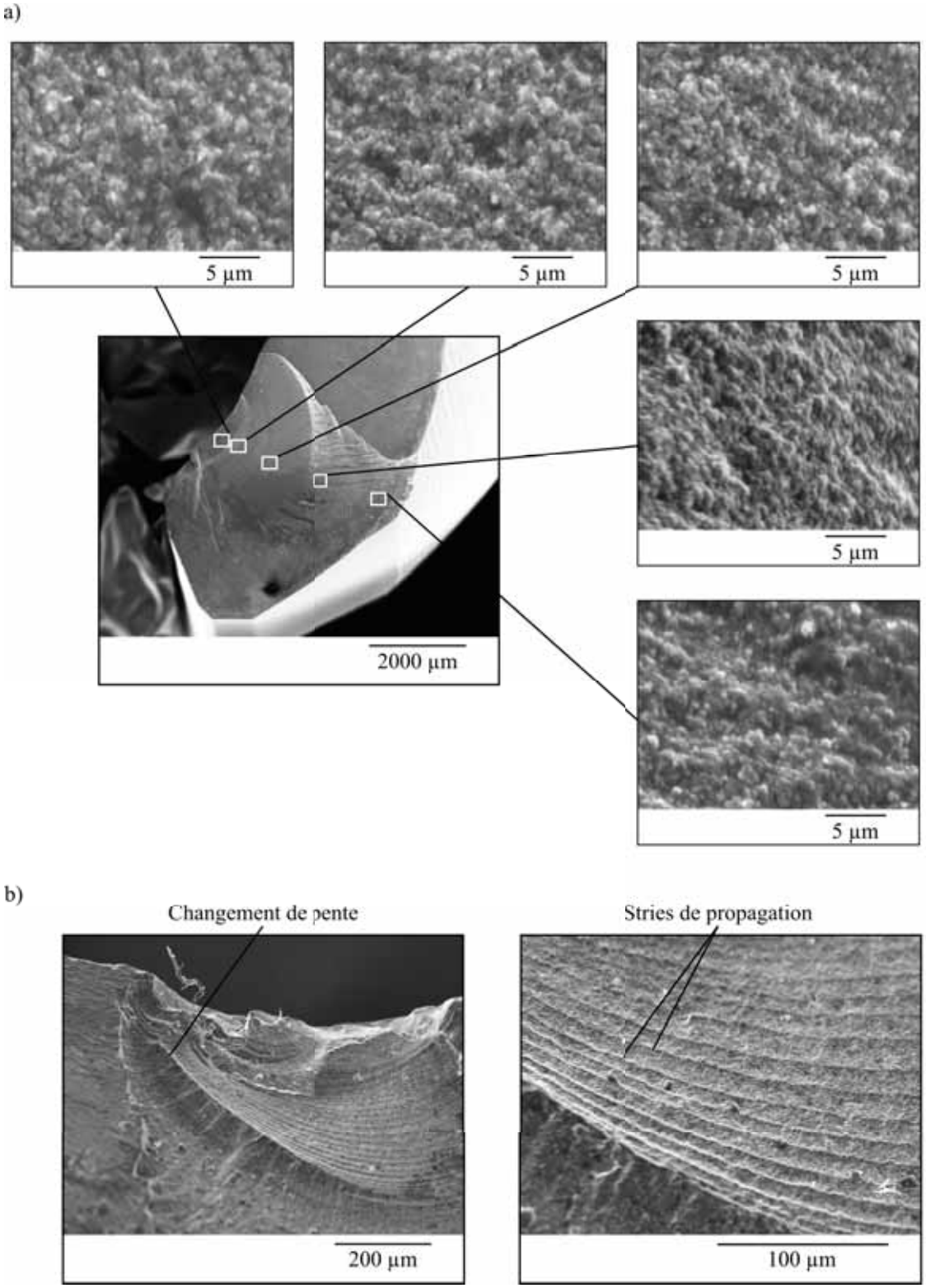

Figure III.17 : Observations des surfaces de rupture des cupules en zircone au MEB. a) Aperçus microscopiques de différentes zones de la surface de rupture de la cupule 2, rompue après 2.10^4 chocs à 9 kN. b) Aperçu de la propagation d'une fissure à partir d'un défaut de surface et observation de stries de propagation.

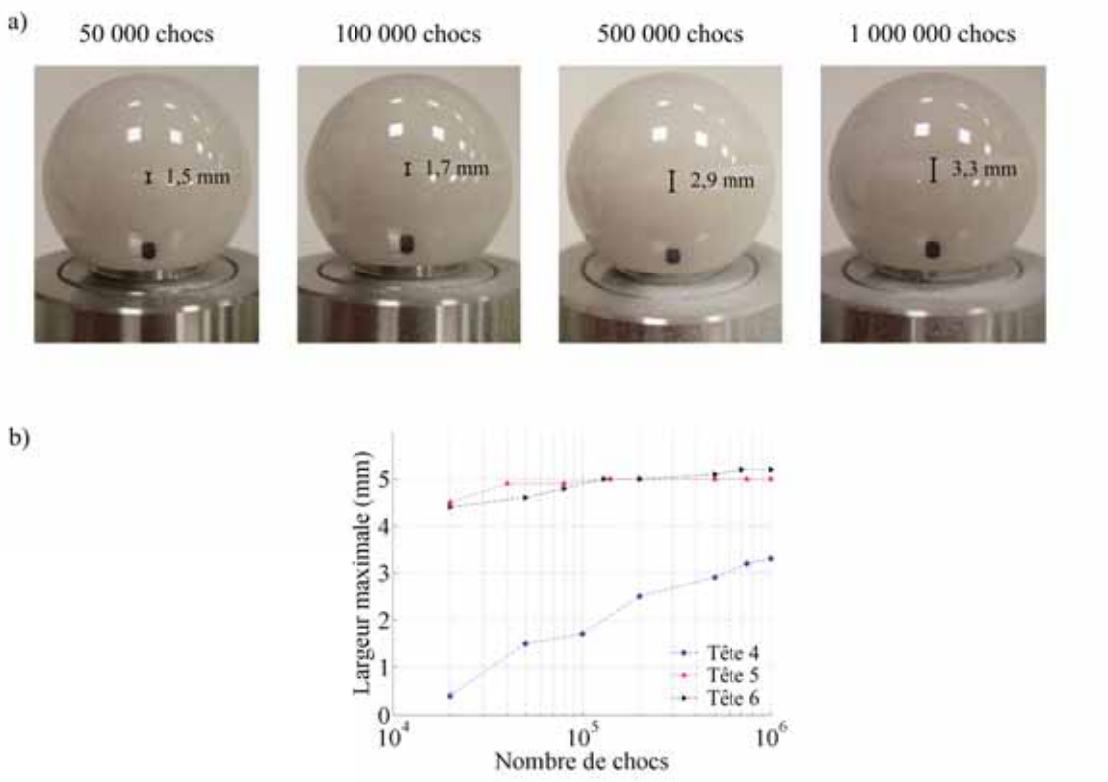

Figure III.18 : Evolution de la largeur maximale des bandes d'usure supérieures des têtes en zircone. a) Exemple de photos concernant la tête 4, testée à 2 kN. b) Evolution de la largeur maximale des bandes d'usure des têtes en zircone 4, 5 et 6, respectivement testées à 2, 5 et 7 kN, en fonction du nombre de chocs.

Table III.3 : Estimation des volumes d'usure globaux des têtes en zircone.

Tête	2	3	4	5	6
Environnement	à sec	en solution	à sec	à sec	à sec
Force (kN)	9	9	2	5	7
Nombre de chocs	2.10^4	5.10^4	10^6	10^6	10^6
Volume d'usure inférieur (mm^3)	0,058	0,004	0,047	0,052	0,089
Volume d'usure supérieur (mm^3)	0,057	0,025	0,059	0,215	0,377
Volume d'usure global (mm^3)	0,115	0,029	0,106	0,267	0,466

une indication sur les modes de dégradation. De plus, la seule cupule à ne pas s'être rompue est la cupule 6, c'est-à-dire celle correspondant à la tête ayant le volume d'usure supérieur le plus important. D'autres tests sont nécessaires afin de déterminer si le volume d'usure peut être mis en relation avec la durée de vie, et si, par analogie avec ce qui se passe dans les contacts

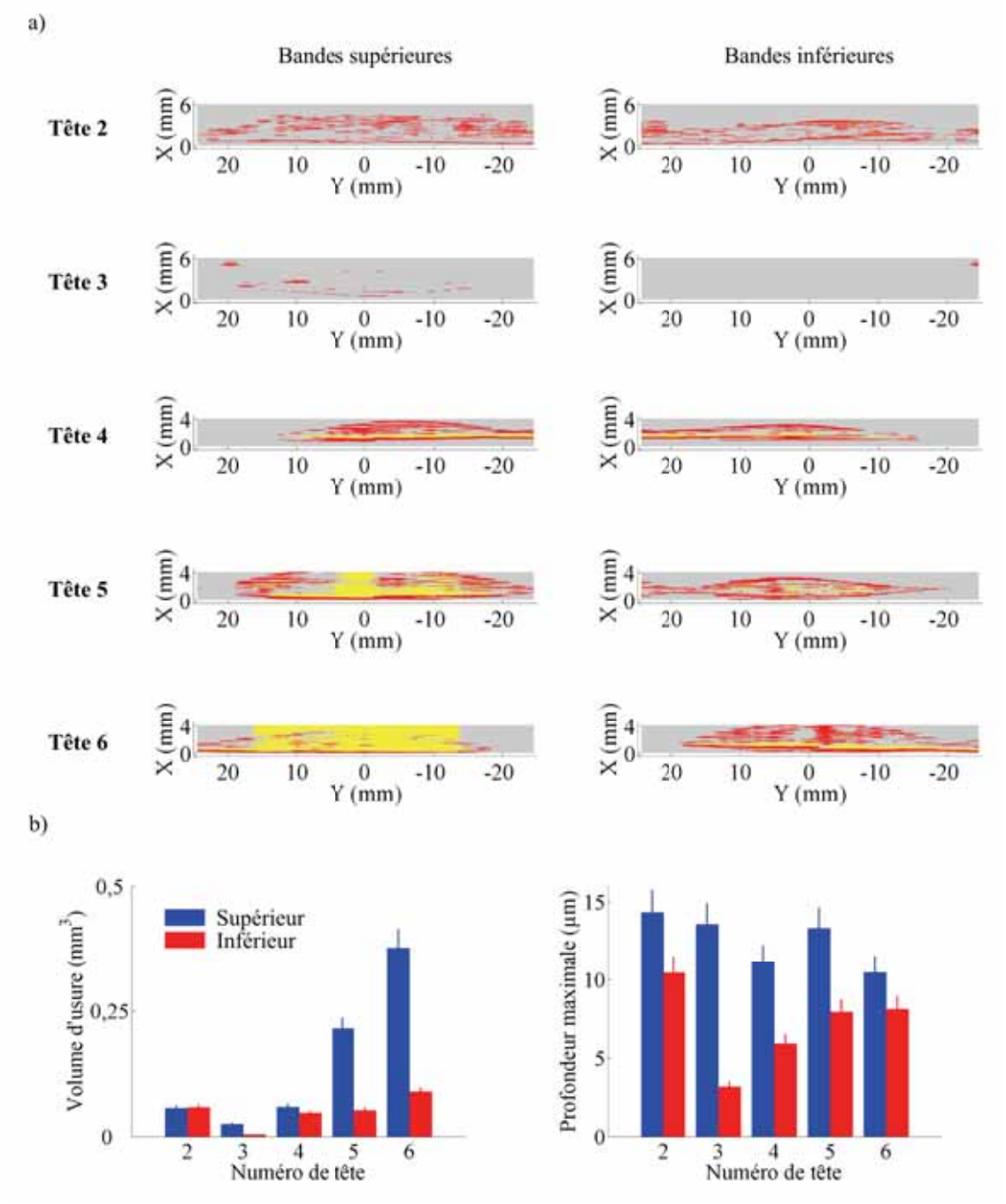

Figure III.19 : Reconstruction tridimensionnelle de la surface des têtes en zircone. a) Aperçu de la géométrie des bandes d'usure des têtes 2, 3, 4, 5 et 6. Les points colorés en rouge, représentant les bourrelets de matière, sont ceux dont l'altitude est supérieure à 1 μm, tandis que ceux colorés en jaune, représentant les zones les plus érodées, sont ceux dont l'altitude est inférieure à -1 μm. b) Volumes d'usure et profondeurs d'érosion maximales pour les bandes d'usure inférieures et supérieures. Les barres d'incertitude représentent un écart de 10 % par rapport aux valeurs calculées.

frottants (Fillot et al. 2007), il est possible que les débris d'usure puissent dissiper une partie de l'énergie du choc, et donc réduire les risques de rupture.

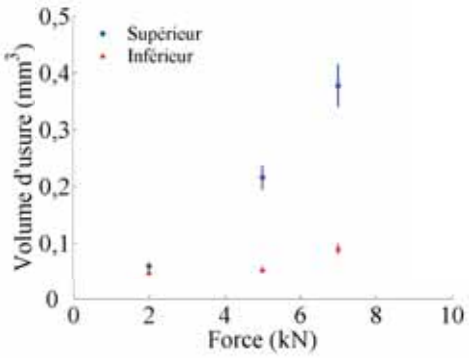

Figure III.20 : Volumes d'usure supérieur et inférieur de têtes en zircone, après 10^6 chocs, en fonction de la force appliquée. Les barres d'incertitude représentent ± 10 % du volume calculé.

Il est à noter que les bandes d'usure semblent être délimitées par des zones dont les altitudes sont supérieures à 1 μm, c'est-à-dire par des bourrelets de matière (Fig. III.19.a), comme ceux observés lors des mesures AFM concernant le premier test en chocs. Les observations au MEB permettront d'éclaircir ce point. Pour les cinq têtes correspondant aux cupules rompues, les profondeurs d'usure maximales sont obtenues au niveau de la bande d'usure supérieure (Fig. III.19.b), c'est-à-dire au même niveau que la zone de rupture des cupules. De plus, la seule cupule à ne pas s'être rompue est la cupule 6, c'est-à-dire celle pour laquelle la profondeur d'usure maximale sur la tête est la plus faible, même si, compte tenu de l'incertitude, elle est du même ordre de grandeur que celle de la tête 4. En partant du principe que les mécanismes d'usure sont les mêmes pour la tête et la cupule, et que donc les valeurs des profondeurs et volumes d'usure sont sensiblement les mêmes, ces observations confirment que les amorçages de rupture seraient plus sensibles à la profondeur des défauts de surface qu'au volume d'usure, local ou global.

I.5.3 Observations au MEB et descriptions topographiques

Une fois de plus, quelles que soient les conditions environnementales, les topographies des bandes d'usure observées au MEB semblent être les mêmes. De plus, la zone de transition zone libre - bande d'usure est toujours plus nettement définie que la zone de transition bande d'usure - zone en contact. Ce fait peut être expliqué par les éventuels rebonds effectués par la tête dans la cupule. En effet, chaque rebond est susceptible de créer deux zones dégradées, une première due à l'impact lui-même, et une seconde due au glissement de la tête dans la cupule (Fig. III.21). Ainsi, la dernière phase du mouvement correspondrait à une phase de glissement. Par conséquent, il est possible que les débris piégés entre les surfaces de contact créent les sillons observés précédemment au niveau des zones de transition bande d'usure - zone en contact (Fig. III.3.a et b).

Pour étayer cette hypothèse, des débris sont présents en bordure de la zone de transition bande d'usure - zone en contact (Fig. III.22.a), ce qui tend à démontrer qu'ils ont bien été piégés et accumulés dans cette zone lors du choc. Par comparaison, très peu de débris de cette nature sont observables au niveau de la seconde zone de transition de la tête, entre la bande d'usure et la partie libre, puisque cette zone correspond à la zone d'éjection des débris. Les bandes

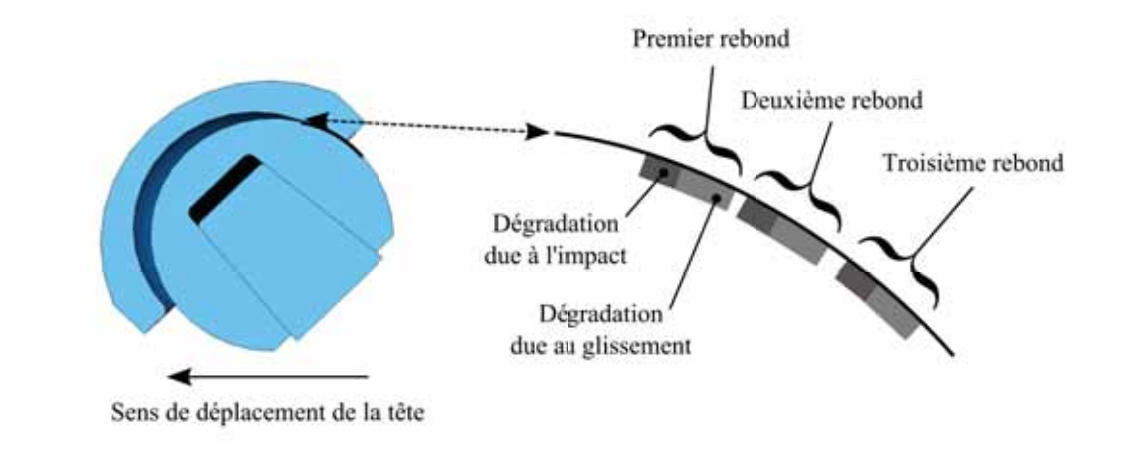

Figure III.21 : Dégradations dues aux rebonds successifs de la tête dans la cupule. Le premier rebond de la tête sur la partie supérieure de la cupule génère une première zone endommagée, puis vient une phase de glissement, créant une seconde zone dégradée. Ensuite, la tête rebondit sur le bord inférieur avant d'effectuer un second rebond sur la partie supérieure, générant deux nouvelles zones, et ainsi de suite jusqu'à la fin du mouvement.

d'usure sont, quant à elles, constituées d'une succession de zones fortement érodées similaires à des surfaces de rupture, intercalées avec des zones de plus faible rugosité apparemment vierges de toute dégradation (Fig. III.22.b). Néanmoins, ces zones sont plus rugueuses que celles de la partie libre, ce qui laisse à penser que toute cette zone a été fortement érodée, puis que des débris ont été ramenés lors du mouvement de la tête dans la cupule et insérés dans les cavités créées. Ensuite, les parties émergentes de ces débris ont été érodées lors des chocs successifs, afin de former ces zones apparemment non endommagées. Ce mécanisme permettrait aussi d'expliquer la présence, au milieu des bandes d'usure, de zones ayant des altitudes supérieures à la moyenne, comme celles observées lors des reconstructions des surfaces de contact (Fig. III.19.a). Quoiqu'il en soit, des arrachements de grains sont observables en périphérie de la bande d'usure, et ce quel que soit le côté considéré (Fig. III.22.c). Ces débris pourraient d'ailleurs agir en tant que troisième corps et avoir un effet bénéfique sur l'usure, en accommodant les contraintes de cisaillement entre la tête et la cupule (Fillot et al. 2007).

Afin de déterminer une éventuelle évolution de la topographie des bandes d'usure en fonction du nombre de chocs, des observations ont également été menées sur la tête 6, c'est-à-dire après 10^6 chocs à 7 kN. Il n'existe pas de différences fondamentales avec les images obtenues précédemment, nous retrouvons en particulier ces "vagues" constituées de parties fortement érodées et d'autres de faible rugosité (Fig. III.23.a). De plus, une observation plus fine des zones de transition permet de mettre en évidence différentes couches d'érosion, ce qui donne des indications (Fig. III.21) quant aux mécanismes de génération et de propagation des bandes d'usure (Fig. III.23.b).

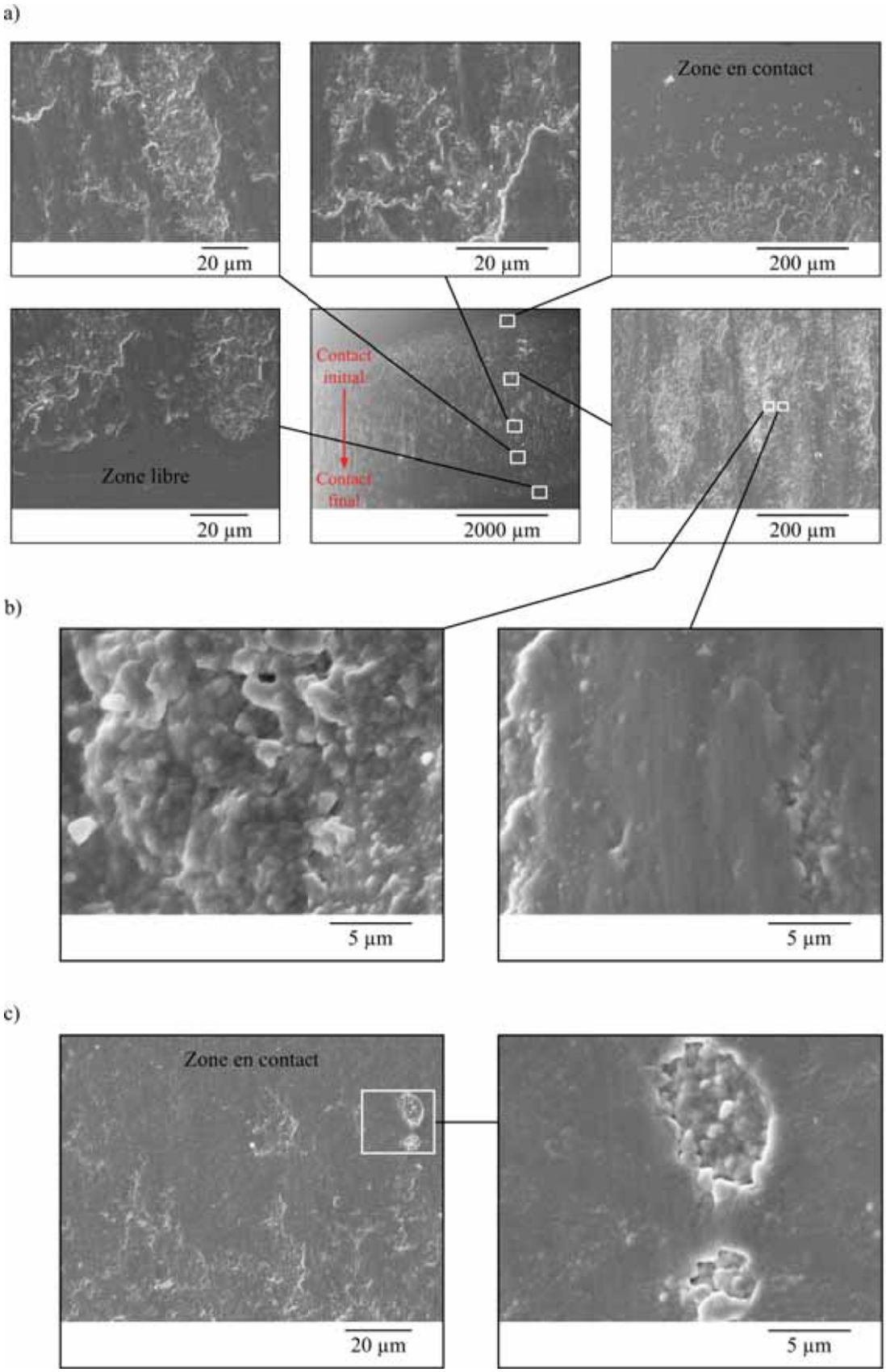

Figure III.22 : Observations des bandes d'usure des têtes 2 et 3 en zircone au MEB. a) Images des différentes zones caractérisant la tête. b) Agrandissement des deux types de zones présentes au niveau de la bande d'usure. c) Sites d'arrachements de grains en bordure de la bande d'usure.

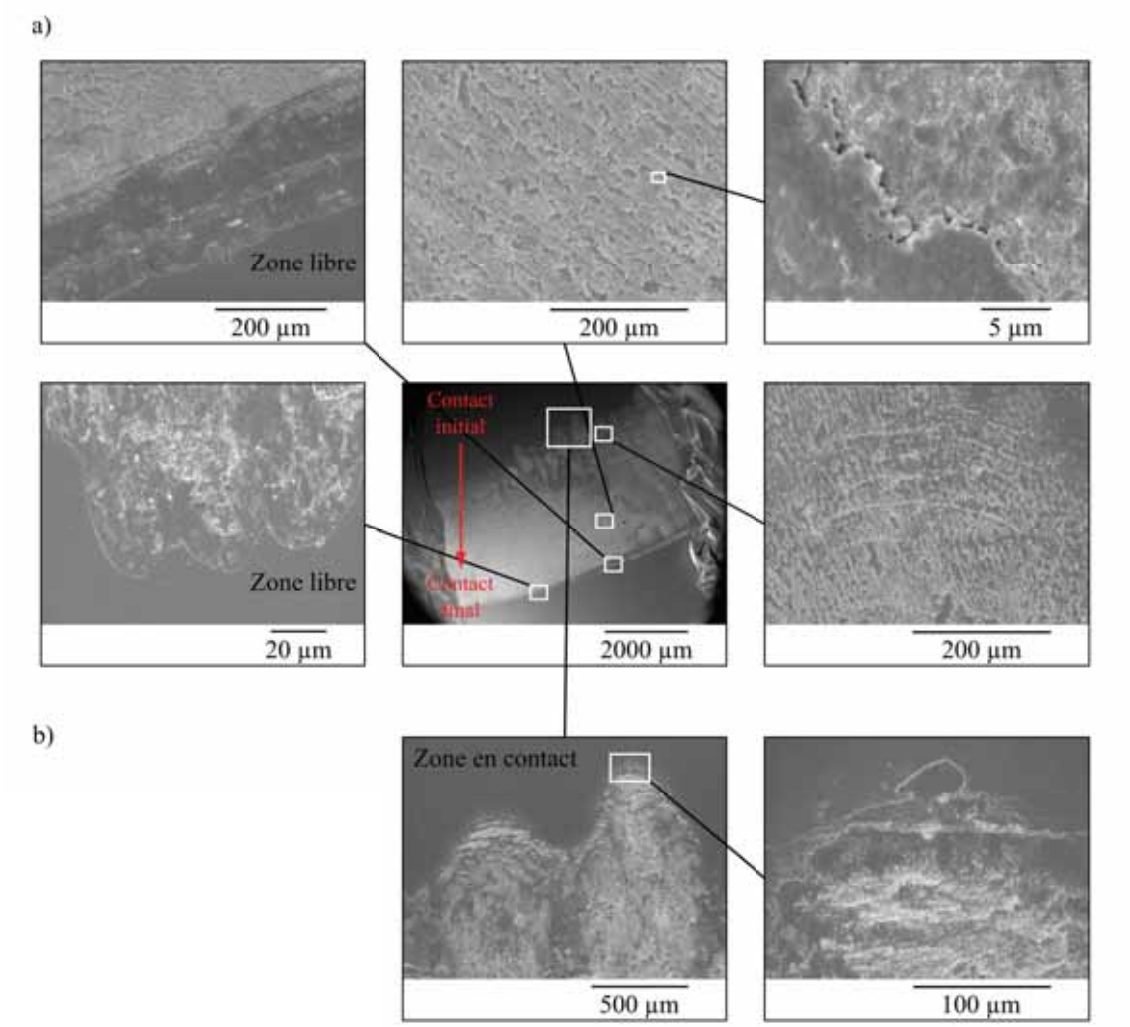

Figure III.23 : Observations de la bande d'usure de la tête 6 en zircone au MEB, après 10^6 chocs. a) Images des différentes zones caractérisant la tête. b) Agrandissement de la zone de transition bande d'usure - zone en contact et mise en évidence de différentes couches d'érosion.

I.6 Observations des bandes d'usure des cupules

Les observations au MEB ont permis de déceler de nombreux sites d'arrachements de grains au niveau des chanfreins, de l'ordre de quelques dizaines de microns de large (Fig. III.24). En ce qui concerne les bandes d'usure, elles présentent évidemment la même topographie que celles observées sur les têtes, étant principalement constituées de successions de zones fortement érodées et d'autres de plus faible rugosité. Malheureusement il n'a pas été possible de suivre l'évolution de la taille de ces bandes d'usure au cours des chocs, comme il a été fait pour les têtes, car le montage ne permet pas d'observer et de prendre des photos correctes de ces zones. Néanmoins, toutes ces observations étayent l'hypothèse d'un mécanisme de formation et de propagation des bandes d'usure unique, indépendant de l'élément considéré.

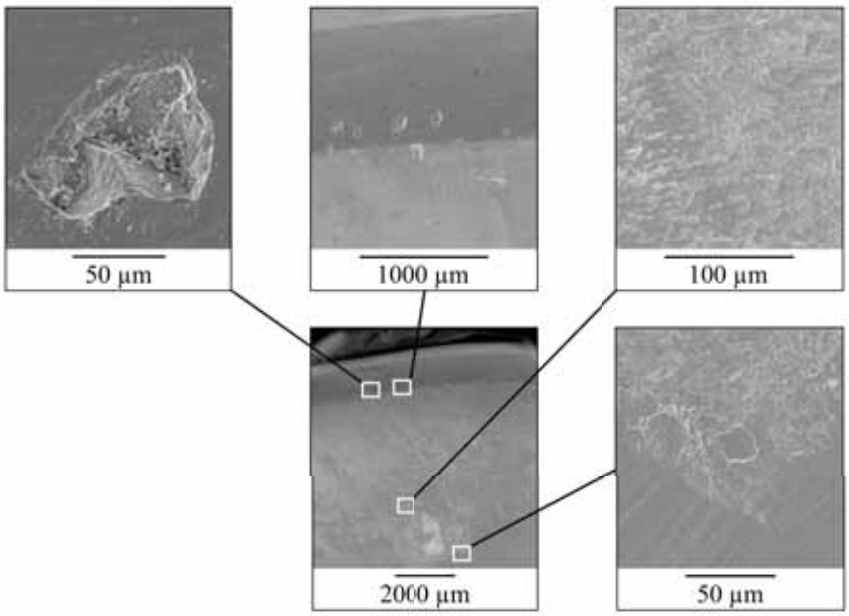

Figure III.24 : Observations de la bande d'usure de la cupule 5 en zircone au MEB.

I.7 Etude des débris d'usure

Comme pour les débris générés lors du premier essai, la plupart des débris sont des agglomérats de grains (Fig. III.25.a). La présence de débris constitués de quelques dizaines de grains seulement (Fig. III.25.b) tend à prouver que ces derniers sont arrachés par petits paquets, ou même grain par grain, puis compactés entre eux lors des chocs successifs s'ils restent confinés entre la tête et la cupule. En effet, des observations en cours d'essai ont permis de déterminer que de nombreux débris restaient piégés au niveau de la bande d'usure, avant d'être éventuellement éjectés de la zone de contact (Fig. III.25.c).

I.8 Hypothèse de mécanisme de formation des bandes d'usure

Les observations réalisées en cours d'essais, les mesures profilométriques ainsi que les mesures DRX, qui ont confirmé la présence de phase monoclinique au niveau de la bande d'usure, permettent de proposer un mécanisme pour la formation de cette dernière. Les observations expérimentales montrent qu'une petite bande d'usure apparaît relativement rapidement, après quelques milliers de chocs seulement, avant de s'élargir et de s'étaler sur toute la longueur de la tête (Fig. III.18). Ainsi, il est plausible que les chocs mécaniques répétés commencent par éroder la surface de la tête en plusieurs endroits (Fig. III.26.a et b), et en premier lieu au sommet de la tête, là où les contraintes sont les plus importantes. Certains grains (en gris sur la figure) sont immédiatement arrachés, créant de fortes concentrations de contraintes qui entraînent la transformation de grains périphériques (en rouge sur la figure), ceci créant encore plus de contraintes en surface de la biocéramique et donc plus de microfissures. Ensuite, une

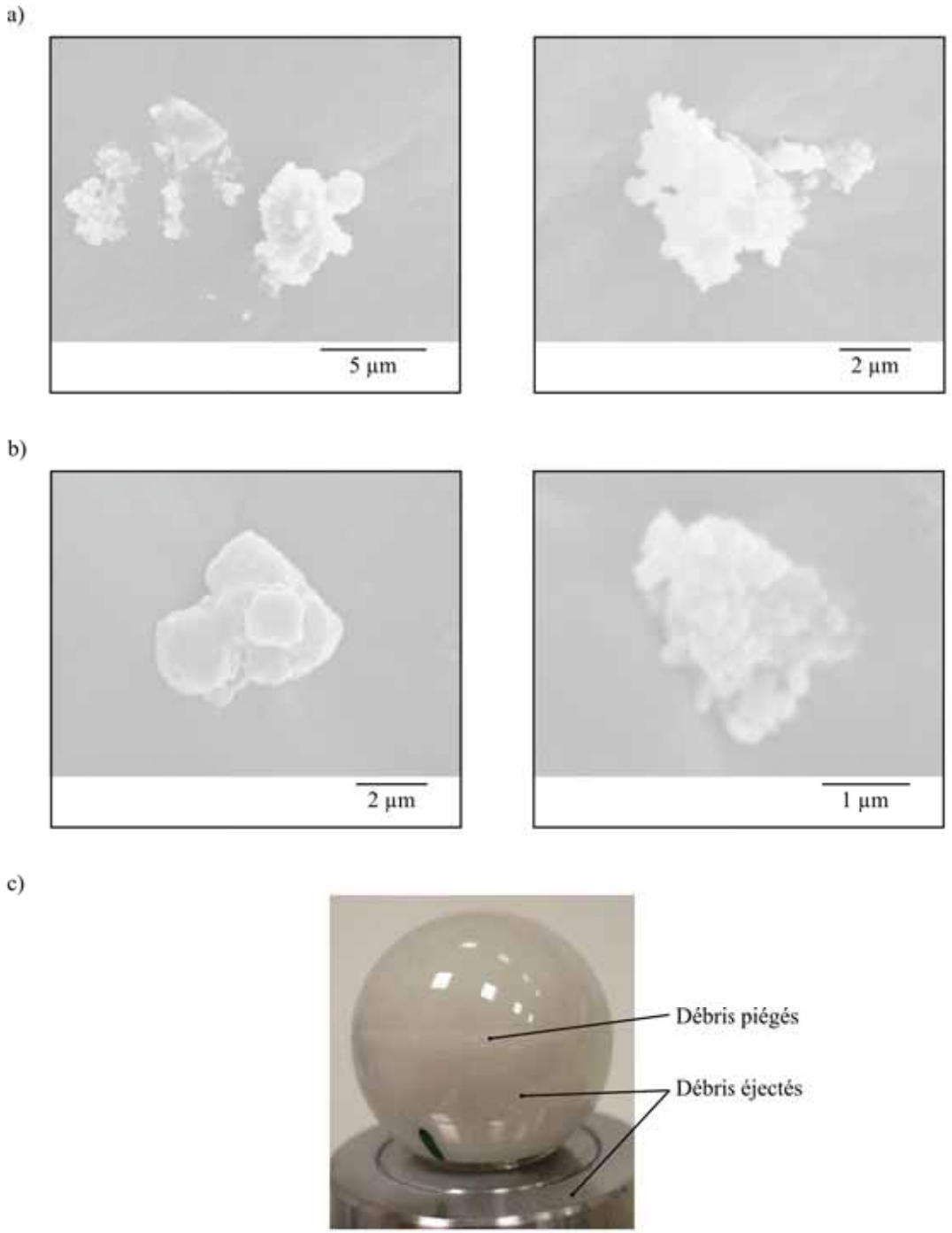

Figure III.25 : Observations au MEB de débris d'usure en zircone. a) Agglomérats de débris. b) Débris de taille relativement faible, constitués de quelques dizaines de grains. c) Preuve de la présence de débris piégés au niveau de la bande d'usure (traces blanches).

autre couche de grains peut être érodée (en gris plus foncé sur la figure), tandis que les grains déjà transformés sont eux-aussi arrachés, et les grains périphériques transformés (Fig. III.26.c, d, e et f). Les zones usées se propagent donc à la fois en surface, mais aussi en profondeur. A ceci il faut ajouter le mouvement relatif de la tête par rapport à la cupule, qui a tendance à

piéger les débris entre les deux surfaces de contact, et donc à combler les zones érodées avec ces débris, limitant ainsi peut-être l'usure.

Les mécanismes d'usure étant très probablement les mêmes pour la cupule, il faut remarquer de plus que des transformations de phase peuvent avoir lieu au niveau de zones déjà érodées, c'est-à-dire un peu plus en profondeur dans le matériau, créant ainsi des microfissures plus profondes dues à l'expansion volumique accompagnant cette transformation de phase. Ceci pourrait expliquer la localisation des sites d'amorçage probables des ruptures observée pour les cupules, à partir de défauts situés au niveau de la bande d'usure. Ce mécanisme est à vérifier par un suivi de l'évolution du pourcentage de phase monoclinique en cours d'essai, par des mesures DRX régulières lors des démontages.

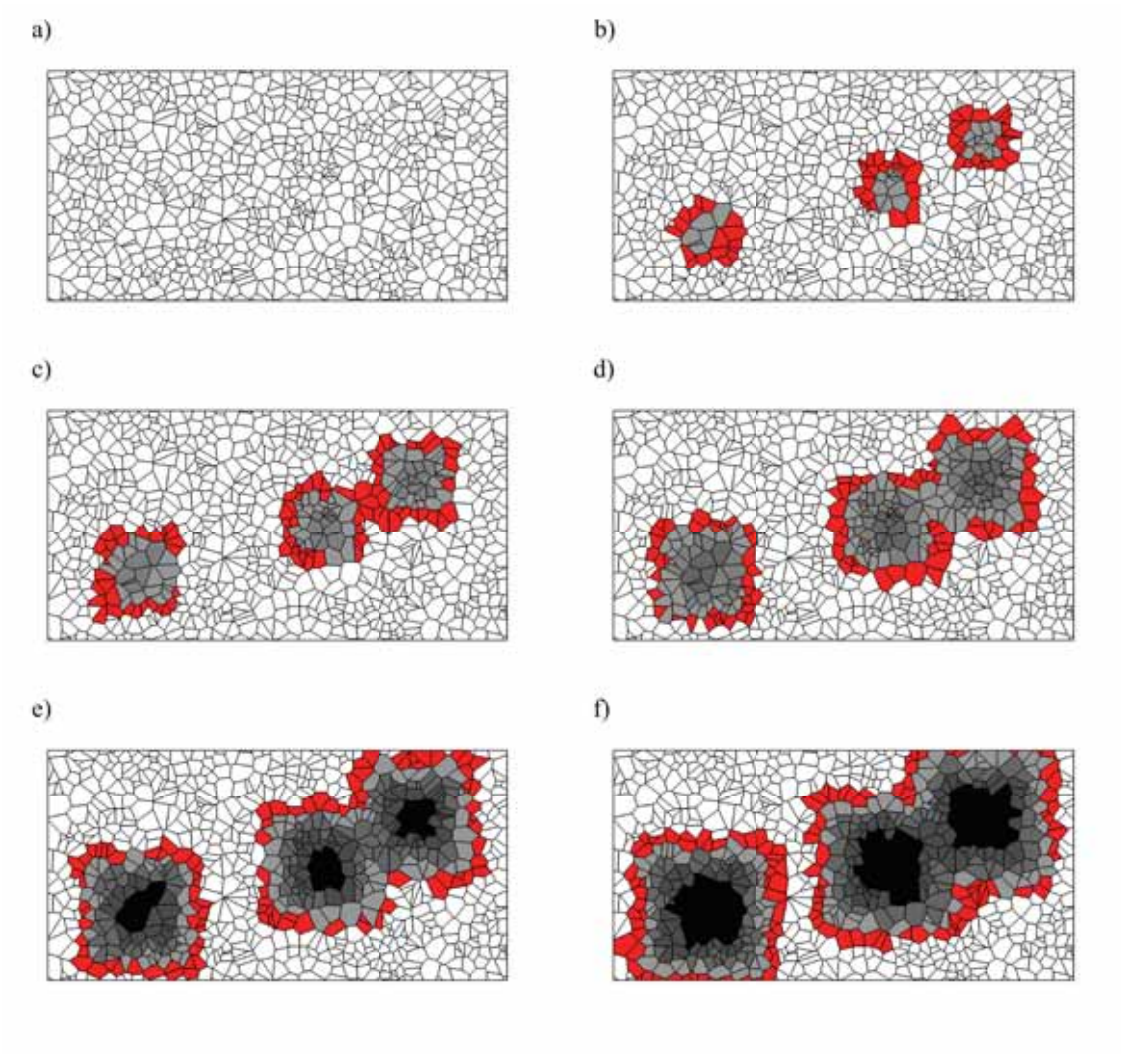

Figure III.26 : Hypothèse de mécanisme de formation des bandes d'usure. Les grains représentés en gris sont les grains arrachés, plus la couleur est foncée et plus la couche érodée est profonde. Les grains représentés en rouge sont ceux ayant subi une transformation de phase.

Dans la deuxième partie, nous détaillons les résultats expérimentaux obtenus concernant le couple alumine-alumine, en termes de durée de vie, de caractéristiques des ruptures et de volumes d'usure. Ces échantillons provenant de deux sous-traitants différents, les couples tête-cupule 1, 2, 3 et 4 sont en alumine de type 1, tandis que les couples 5, 6 et 7 sont en alumine de type 2.

II COUPLES ALUMINE-ALUMINE

II.1 Test de fatigue

II.1.1 Description du test

Le but de cet essai était de vérifier la tenue mécanique de l'ensemble métal-back-tête-cupule, testé sans décoaptation. Comme pour le test de fatigue de la zircone, il a été décidé de débuter l'essai avec une force verticale de 1 kN, et d'augmenter cette force par paliers de 1 kN tous les 2.10^5 cycles, et ce jusqu'à la ruine de la prothèse ou jusqu'à ce que la force maximale de 10 kN soit atteinte. Cette montée en force par paliers, amène à un total de deux millions de cycles. Ensuite, l'essai se poursuit avec une force constante de 9 kN, et ce jusqu'à la ruine de la prothèse ou un maximum de cinq millions de cycles. Ce test a été réalisé en solution de Ringer.

II.1.2 Résultat obtenu

Aucune dégradation n'a été observée à la fin des cinq millions de cycles, que ce soit en terme de fissuration ou de dégradation en surface. Encore une fois, ce résultat est conforme à la norme NF S 94-168, dans laquelle il est stipulé que les prothèses doivent résister au moins durant 10^7 cycles à une force sinusoïdale comprise entre entre 1,4 et 14,0 kN.

II.2 Tests en chocs : étude de la durée de vie des prothèses

II.2.1 Paramètres

Les paramètres des tests ont été initialement définis conformément aux tests effectués sur la zircone, mais les premiers résultats nous ont amenés à changer les valeurs de la force appliquée. Il est à noter que la valeur de la décoaptation a été choisie identique pour tous les tests, son influence devra donc être étudiée lors d'études futures. De plus, tous ces tests ont été réalisés à sec afin de sévériser l'essai au maximum, puisque nous avions remarqué, suite aux essais sur la zircone, que la présence d'un fluide était susceptible de retarder la casse. Pour les tests 1 à 4 sur l'alumine de type 1, la même force a été appliquée, tandis que pour les tests 5 à 7, sur l'alumine de type 2, plusieurs valeurs ont été utilisées (Tab. III.4).

II.2.2 Alumine de type 1

Pour chacun des trois couples testés à 9 kN, les ruptures sont intervenues très rapidement, après respectivement 350, 550 et 236 chocs, ce qui montre une bonne répétabilité des résultats, à confirmer lors de futurs tests. Ensuite, un quatrième test a été réalisé, avec cette fois-ci une force de 2 kN, tous les autres paramètres restant identiques. La cupule a cassé après 575 chocs, soit une durée de vie sensiblement du même ordre de grandeur que pour les tests à 9 kN.

Table III.4 : Paramètres des tests concernant les couples alumine-alumine.

Numéro du test	1	2	3	4	5	6	7
Type d'alumine	1	1	1	1	2	2	2
Environnement	à sec	à sec	à sec	à sec	à sec	à sec	à sec
Décoaptation (mm)	1,3	1,3	1,3	1,3	1,3	1,3	1,3
Force (kN)	9	9	9	2	1	5	9

II.2.3 Alumine de type 2

Pour ce second type d'alumine, les tests en chocs se sont déroulés à sec, avec une décoaptation initiale de 1,3 mm, mais des forces appliquées de 1, 5 et 9 kN. Aucune rupture n'a été observée après 10^6 chocs, et ce quelle que soit la force appliquée. Ensuite, ces tests ont été poursuivis avec la même valeur de décoaptation, mais avec une force de 9 kN. La cupule 5, prélablement testée à 1 kN, a cassé après environ 650 chocs à 9 kN, tandis que la cupule 7, prélablement testée à 9 kN, a cassé après environ 10^5 chocs. La cupule 6, prélablement testée à 5 kN, n'a pas cassé après 10^5 chocs à 9 kN. En plus de mettre en avant une nouvelle fois la grande dispersion des résultats, inhérente aux tests sur matériaux fragiles, ces résultats suggèrent que les procédés de fabrication et de mise en forme sont cruciaux, puisque ces derniers sont responsables de la porosité, inter ou intragranulaire, ainsi que de la présence d'éventuels défauts de surface.

II.3 Etude des surfaces de rupture des cupules

Contrairement à la zircone, les ruptures sont intervenues au niveau de la partie inférieure des cupules (Fig. III.27.a), ce qui étaye l'hypothèse d'éventuels rebonds de la tête et donc d'impacts secondaires au niveau des parties inférieures de la tête et de la cupule, ce que nous avions déjà soupçonné à cause de la présence de bandes d'usure secondaires sur les têtes en zircone. A moins de faire l'hypothèse que, pour ce type de cupules et de montage avec métal-back, les contraintes dues aux impacts sur la partie inférieure sont plus importantes que celles dues aux impacts sur la partie supérieure, il est difficile d'expliquer pourquoi les cupules ont cassé à cet endroit plutôt que dans leur partie supérieure. Toujours pour comparer avec les ruptures des cupules en zircone, celles obtenues avec l'alumine sont nettement plus complexes, dans le sens où une multitude de fragments annexes sont présents, ce qui découle du caractère plus fragile de l'alumine par rapport à la zircone (Fig. III.27.b).

Comme lors des observations concernant les cupules en zircone, il est difficile de différencier les zones d'amorçage et de propagation des fissures en se fondant sur des différences topographiques à l'échelle microscopique (Fig. III.28).

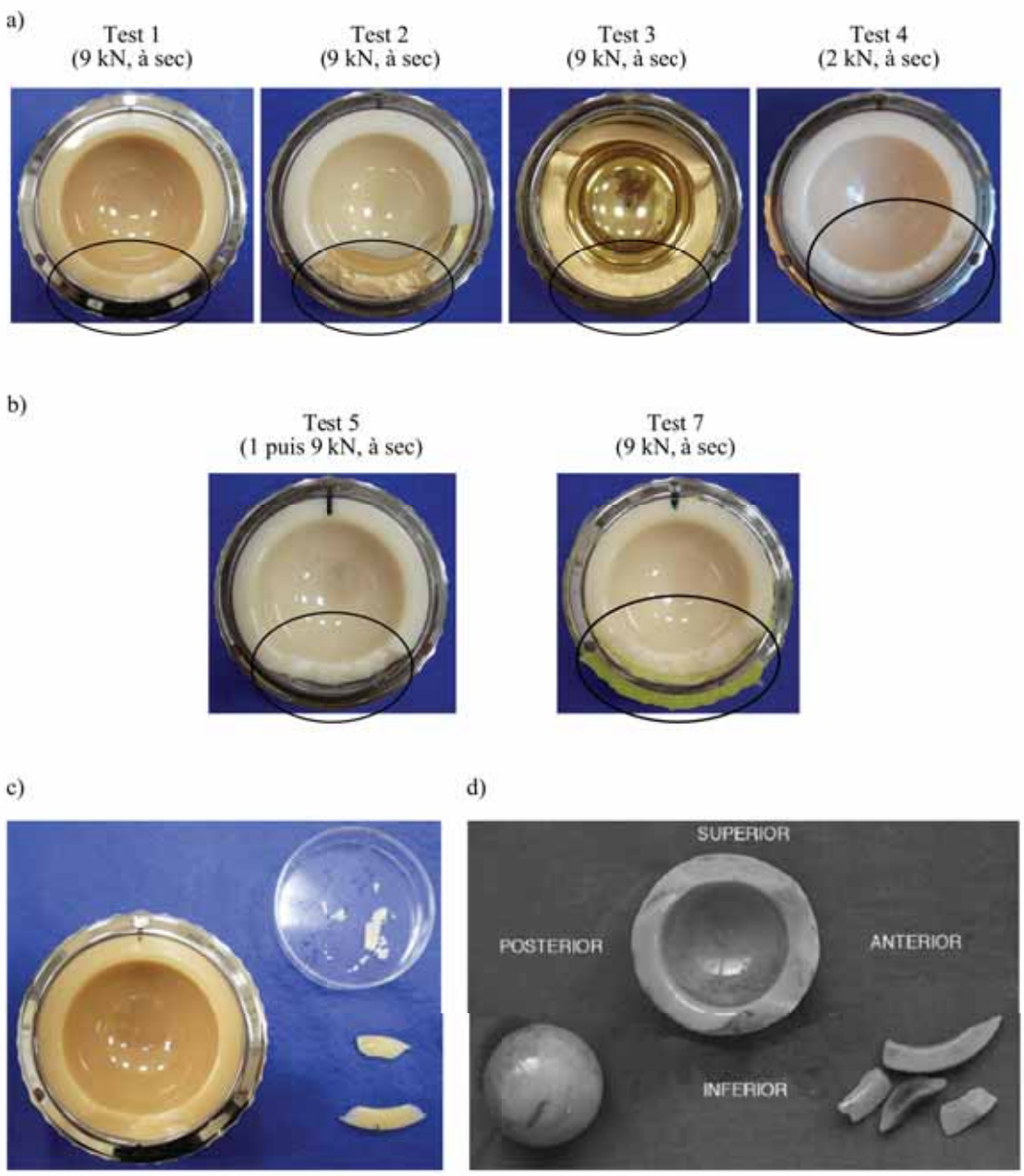

Figure III.27 : Observations des cupules en alumine de diamètre 32 mm. a) Zones de rupture des quatre cupules en alumine de type 1 fracturées. b) Zones de rupture des deux cupules en alumine de type 2 fracturées. c) Aperçu de la cupule 1 et des débris associés. d) Aperçu d'une cupule rompue *in vivo* (**?**).

II.4 Etude des bandes d'usure des têtes

II.4.1 Généralités

Compte-tenu de la durée relativement limitée des tests 1 à 4, les bandes d'usure obtenues sont bien moins importantes que celles observées pour la zircone (Fig. III.29.a). De plus, contrairement aux observations concernant la zircone, les bandes inférieures sont au moins

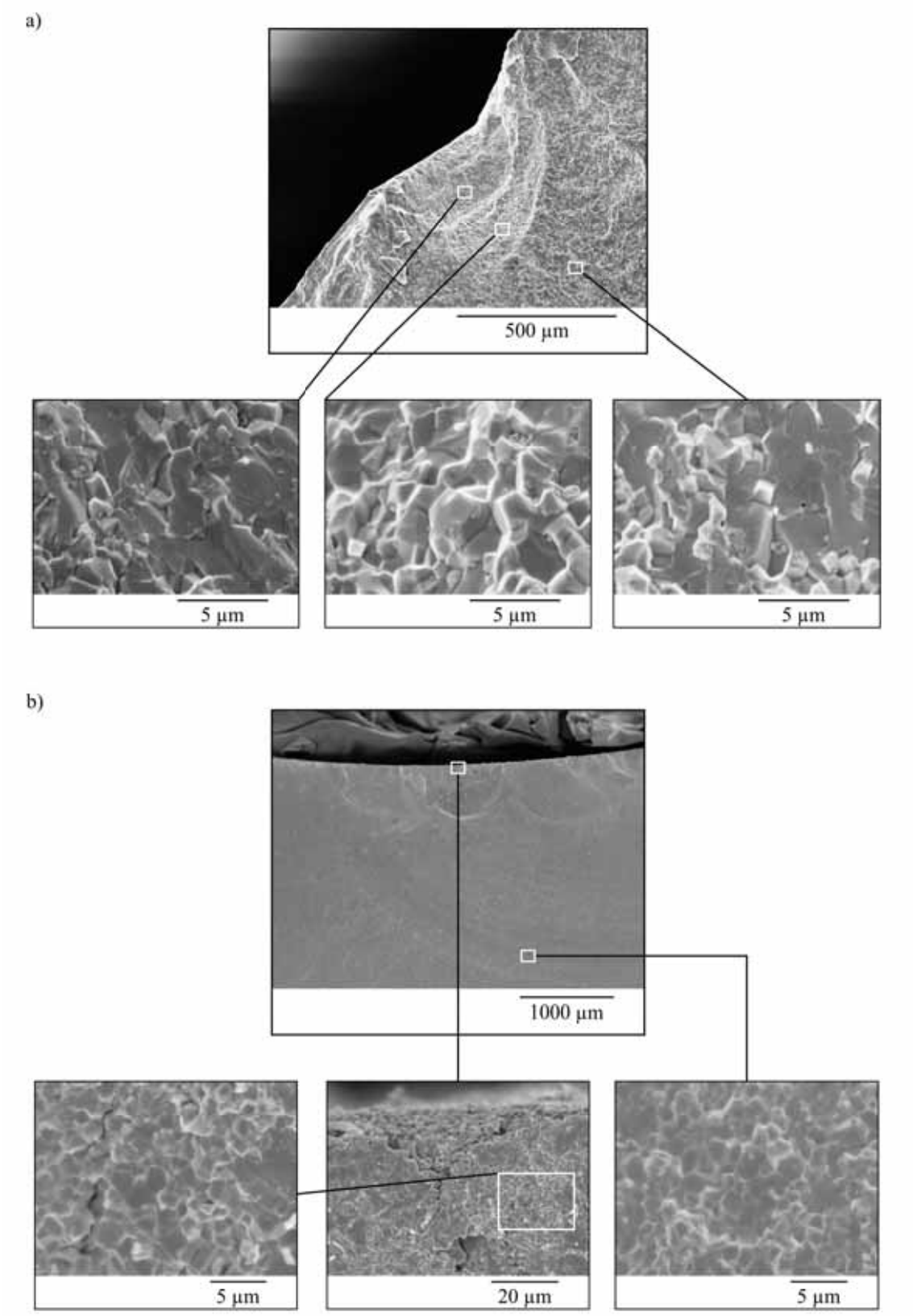

Figure III.28 : Observations des surfaces de rupture des cupules en alumine au MEB. a) Images de différentes zones de la surface de rupture de la cupule 2 en alumine de type 1. b) Images de différentes zones de la surface de rupture de la cupule 7 en alumine de type 2.

aussi développées que les bandes supérieures (Fig. III.29.a et b). Il est d'ailleurs remarquable de pouvoir discerner ces bandes après seulement quelques centaines de chocs, ce qui prouve que le phénomène de décoaptation, même s'il n'apparaît qu'épisodiquement *in vivo*, est susceptible d'engendrer rapidement d'importantes dégradations, même au niveau macroscopique. Il est à noter que l'usure est plus importante concernant la partie inférieure de la tête, confirmant que les impacts à ce niveau sont plus dommageables que ceux ayant lieu au niveau de la partie supérieure.

II.4.2 Estimation des volumes et profondeurs d'usure

Basés sur des reconstructions tridimensionnelles effectuées suite aux mesures profilométriques, les volumes d'usure des différentes têtes ont été estimés (Tab. III.5). Etant donné que les ruptures sont intervenues après seulement quelques centaines de chocs, les volumes d'usure sont globalement inférieurs à ceux calculés pour les cupules en zircone (Tab. III.3). De plus, la valeur obtenue pour la tête 4 testée à 2 kN montre que la force appliquée ne semble pas avoir d'influence sur le volume d'usure, au moins à court terme, c'est-à-dire pendant la phase de rodage, mais il serait intéressant de comparer les volumes d'usure obtenus après quelques centaines de milliers de chocs. Les profondeurs d'usure maximales sont obtenues, pour quatre des six têtes correspondantes aux cupules rompues, au niveau des bandes d'usure inférieures, c'est-à-dire au niveau de la zone de rupture des cupules (Fig. III.29.c). Ainsi, même si le positionnement des zones de rupture des cupules diffèrent de celles concernant la zircone, elles correspondent aux zones les plus profondémment érodées des têtes associées. Si l'on estime que les profondeurs sur la tête et la cupule doivent être similaires, tout ceci confirme une nouvelle fois l'importance des défauts de surface quant à l'amorçage des ruptures.

Table III.5 : Estimation des volumes d'usure globaux des têtes en alumine.

Tête	1	2	3	4	5	6	7
Environnement	à sec	à sec	à sec	à sec	à sec	à sec	à sec
Force (kN)	9	9	9	2	1	5	9
Nombre de chocs	350	550	236	575	10^6	10^6	10^6
Volume d'usure inférieur (mm^3)	0,028	0,022	0,018	0,016	0,072	0,030	0,043
Volume d'usure supérieur (mm^3)	0,003	0,004	0,004	0,015	0,068	0,035	0,036
Volume d'usure global (mm^3)	0,031	0,026	0,022	0,031	0,140	0,065	0,079

Les comparaisons menées sur les têtes 5, 6 et 7, toutes testées à sec pendant 10^6 chocs, ne permettent pas de déduire une relation évidente entre le volume d'usure et la force appliquée, puisque c'est la tête 5, testée avec la force la plus faible, qui présente finalement le volume d'usure le plus important. De plus, les têtes 6 et 7 présentent des valeurs de volume d'usure semblables, et la cupule 7 a cassé lors de la suite du test mené à 9 kN, contrairement à la cupule 6. Ainsi, il est difficile de corréler un volume d'usure relativement conséquent avec un risque

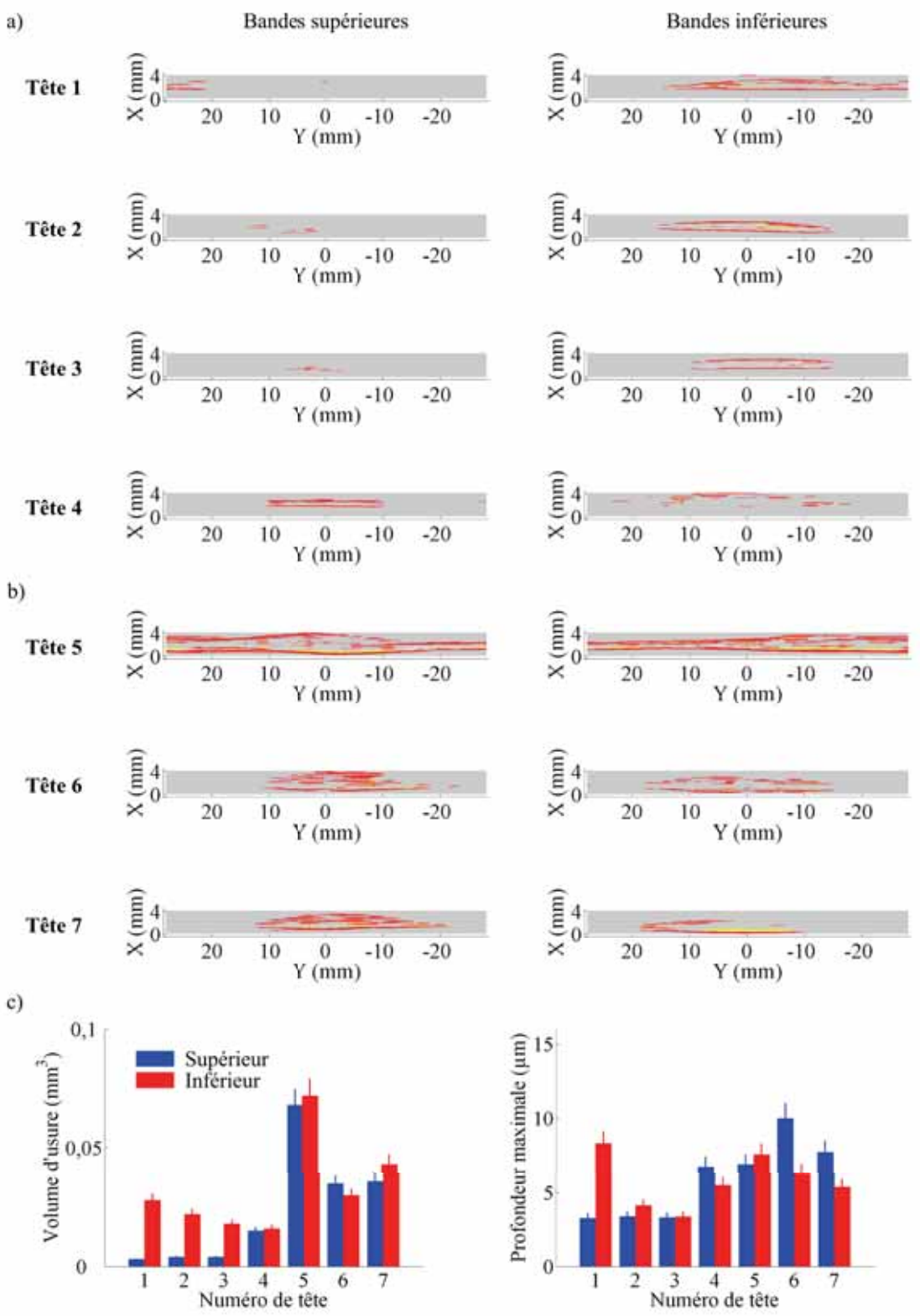

Figure III.29 : Reconstruction de la surface des têtes en alumine. a) Aperçu de la géométrie des bandes d'usure des têtes. Les points colorés en rouge sont ceux dont l'altitude est supérieure à 1 μm, tandis que ceux colorés en jaune sont ceux dont l'altitude est inférieure à -1 μm. b) Volumes d'usure et profondeurs d'érosion maximales pour les bandes d'usure inférieures et supérieures. Les barres d'incertitude représentent un écart de 10 % par rapport aux valeurs calculées.

de rupture important.

II.4.3 Observations au MEB et descriptions topographiques

Comme pour les bandes d'usure observées sur les têtes en zircone, la zone de transition zone libre - bande d'usure est nettement définie, caractérisée par un passage d'une zone vierge à une zone fortement érodée. Par compararison, la zone de transition bande d'usure - zone en contact est caractérisée par la présence de débris, apparemment accumulés en surface suite aux impacts entre la tête et la cupule (Fig. III.30). En ce qui concerne la bande d'usure, des zones fortement érodées sont toujours intercalées avec d'autres plus ou moins érodées.

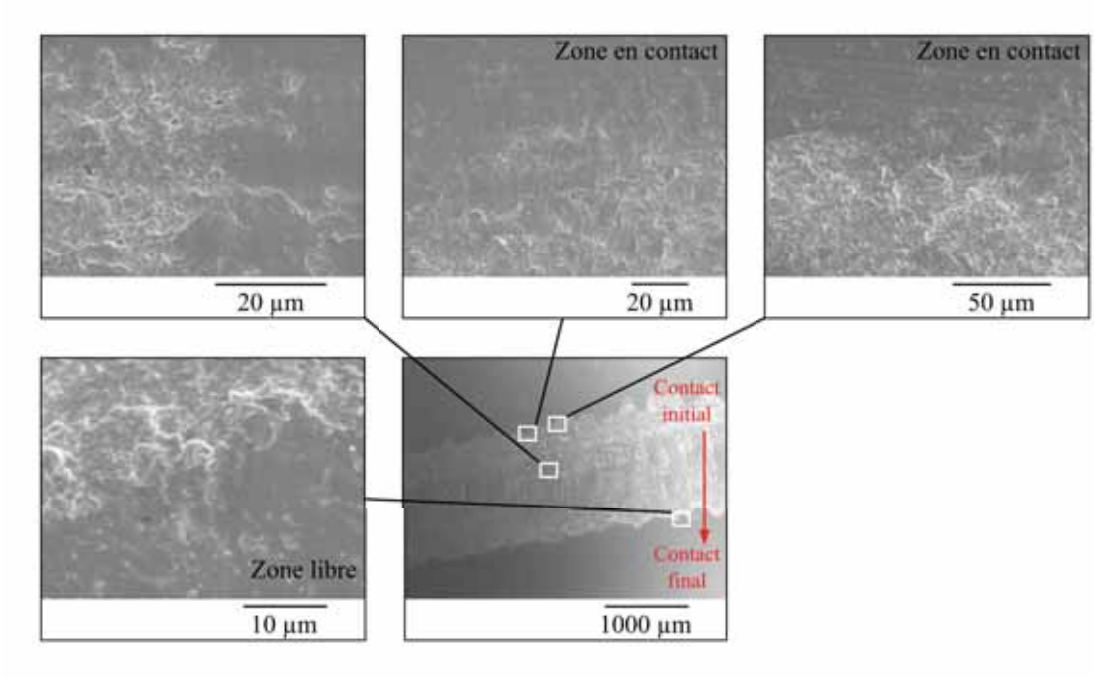

Figure III.30 : Observations de la bande d'usure de la tête 7 en alumine de type 2 au MEB.

II.5 Etude des débris d'usure

Quel que soit le type d'alumine, les tailles de débris sont très variables, allant de quelques microns de large (Fig. III.31.a) à quelques dizaines de microns. De plus, contrairement à la zircone, les débris les plus larges ne semblent pas être constitués d'un agglomérat de grains. Ainsi, il semble exister pour l'alumine un phénomène d'érosion par plaques, qui peut être caractéristique de la relative fragilité de l'alumine par rapport à la zircone. Certains de ces larges débris exhibent par ailleurs des traces d'usure par frottement (Fig. III.31.b et c), ce qui tend à prouver qu'ils peuvent rester piégés entre la tête et la cupule, participant ainsi, soit à la dégradation des surfaces de contact, soit au contraire à la dissipation d'énergie au niveau de ce contact.

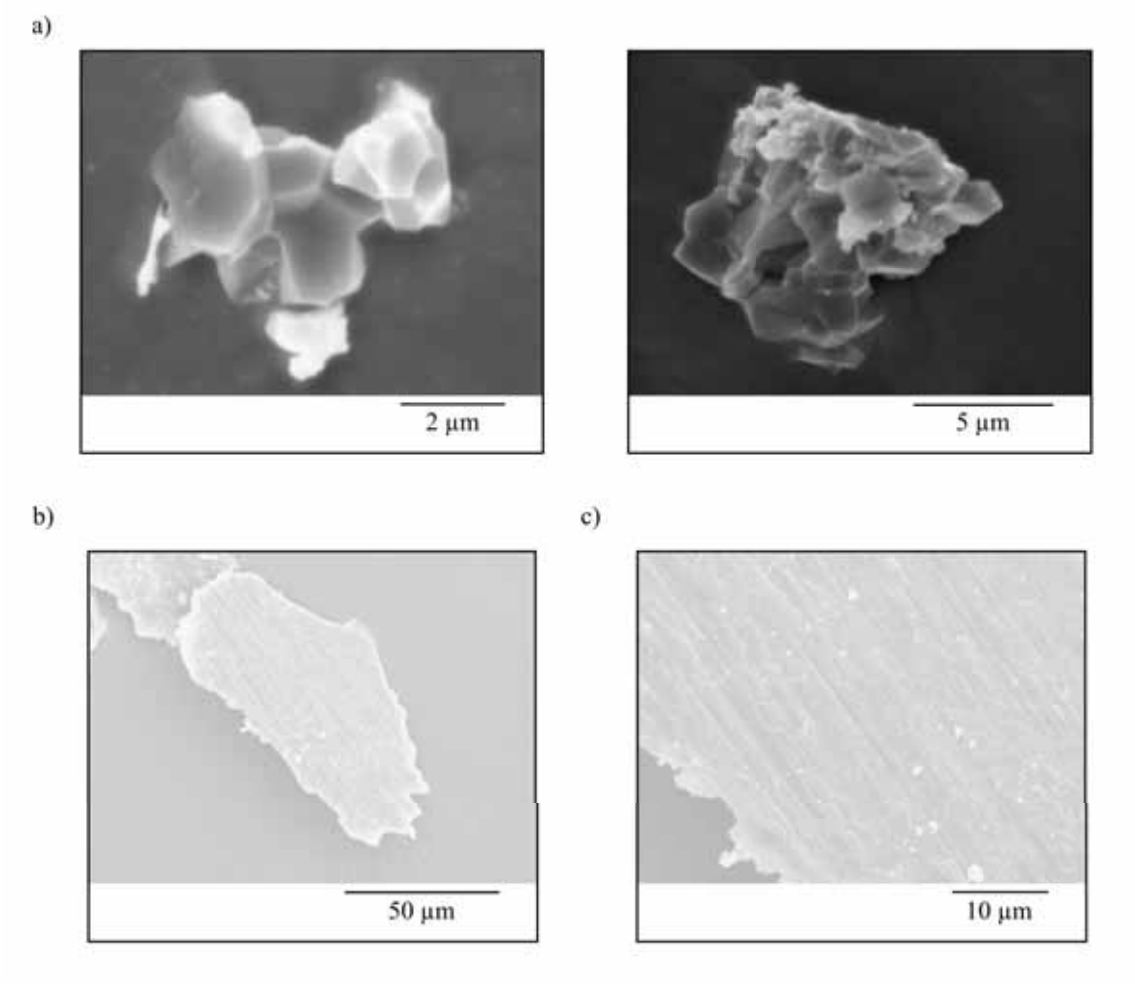

Figure III.31 : Observations de débris d'usure en alumine au MEB. a) Débris formés de quelques grains. b) Débris plus important, sous forme de plaque, exhibant des traces de frottement. c) Agrandissement de la zone frottée.

II.6 Comparaisons des deux alumines

Nous n'avons pas eu accès aux informations concernant la fabrication des alumines et nous n'avons pas réalisé de mesures de porosité avant les tests. Par conséquent, les deux alumines utilisées ont seulement pu être comparées après les tests, par le biais des observations des surfaces de rupture au MEB (Fig. III.32). Les tailles de grains de l'alumine de type 1 ont été estimées comprises entre 1 et 5 μm, tandis que celles de l'alumine de type 2 ont été estimées comprises entre 1 et 3 μm. En plus de cette différence concernant les tailles maximales rencontrées, il semble que les tailles des grains soient plus homogènes pour l'alumine de type 2, celle-ci exhibant par ailleurs moins de porosités intra et intergranulaires. Les faciès de rupture observés semblent être plus réguliers dans le cas de l'alumine de type 2, démontrant une cohésion des grains probablement plus importante. Tout ceci pourrait contribuer à la moins bonne tenue aux chocs de l'alumine de type 1, la dispersion des tailles de grains et les porosités intrinsèques pouvant faciliter la propagation des microfissures.

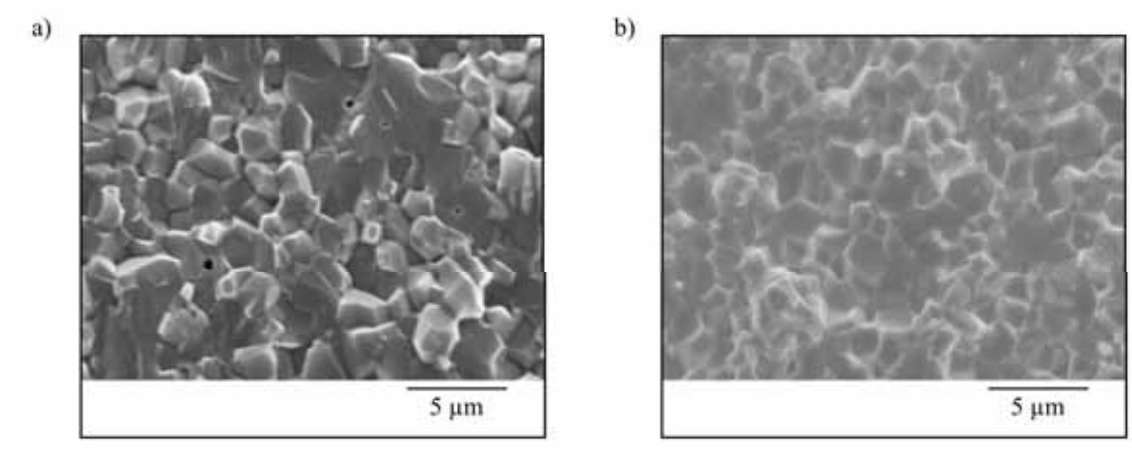

Figure III.32 : Observations des surfaces de rupture des deux types d'alumine au MEB. a) Surface de rupture de l'alumine de type 1, avec porosités apparentes. b) Surface de rupture de l'alumine de type 2.

Dans la troisième partie, nous récapitulons les résultats essentiels présentés en détails dans ces deux premières parties, et comparons ces résultats pour les trois biocéramiques, tout en gardant à l'esprit que les montages utilisés lors des tests diffèrent.

III DISCUSSION

III.1 Durées de vie des prothèses

Compte tenu du relativement faible nombre de prothèses testées, les résultats obtenus en terme de durée de vie sont difficilement généralisables tant la dispersion semble importante (Fig. III.33.a). Etant donné que les diamètres des têtes et les montages sont similaires pour les deux types d'alumine, nous pouvons affirmer que l'alumine de type 1 semble être particulièrement plus fragile que l'alumine de type 2. Aucun écart significatif concernant les tailles des grains n'a été mis en évidence grâce aux observations des surfaces de rupture au MEB. Par contre, ces observations ont révélé une porosité plus importante pour l'alumine de type 1, ce qui pourrait expliquer cette relative fragilité. Néanmoins, il est impossible de conclure sur la qualité de cette alumine étant donné le faible nombre de tests. Cependant, l'estimation de leur facteur d'intensité de contraintes critique respectif permettrait de les départager.

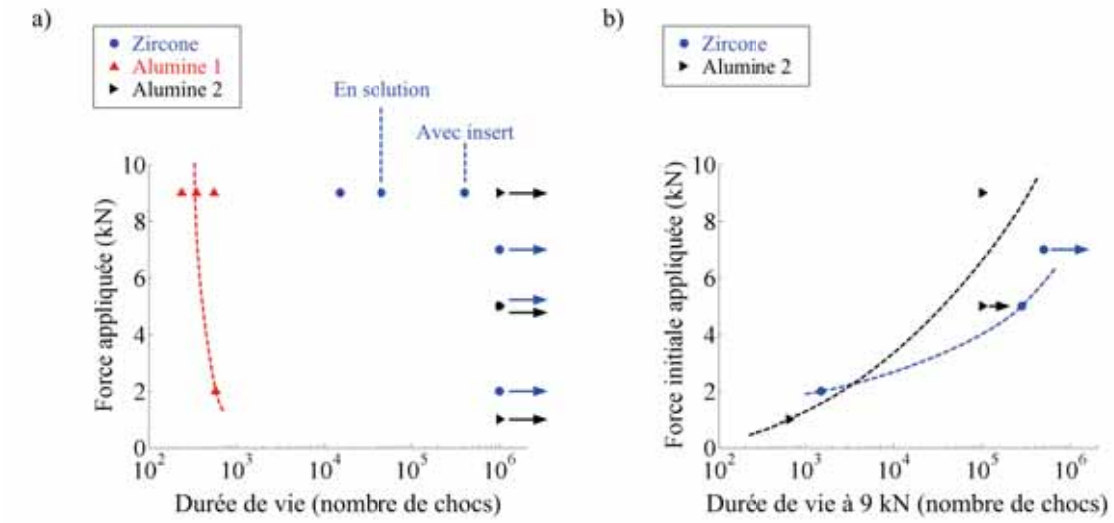

Figure III.33 : Durée de vie des différents couples de biocéramiques testés en chocs. a) Courbe de survie des différentes biocéramiques. Les flèches indiquent les cupules n'ayant pas cassé après un million de chocs. b) Suite des tests en chocs à 9 kN avec les prothèses n'ayant pas cassé après un million de chocs. La durée de vie est portée en abscisse, tandis que la force intiale ayant servi à tester les prothèses lors du premier million de chocs est portée en ordonnée. Les flèches indiquent les cupules n'ayant pas cassé à la fin de l'essai considéré.

En occultant volontairement le fait que les diamètres et les montages diffèrent, il semblerait que l'alumine de type 2 soit plus résistante que la zircone, étant donné qu'aucun des trois couples testés n'a cassé au cours du premier million de chocs, même avec une force de 9 kN. Ces résultats pourraient être expliqués par les différences au niveau du montage, en particulier la présence du métal-back dans le cas de l'alumine, qui pourrait jouer un rôle en ce qui concerne la tenue de la cupule. En effet, la cupule n'est qu'emboîtée dans le métal-back, et le contact a lieu uniquement au niveau de sa périphérie, cette cupule est donc susceptible de pouvoir accommoder les contraintes extérieures par des micro-mouvements. Cependant, aucune trace d'usure relative à de tels mouvements n'a été observée au niveau du métal-back.

Une seconde explication concernant cette différence de durée de vie pourrait être la différence de diamètre entre les deux types de prothèses, les têtes en zircone étant de diamètre 28 mm, tandis que celles en alumine sont de diamètre 32 mm. Une surface de contact supérieure implique évidemment une diminution des contraintes. Néanmoins, bien que ceci soit important dans le cas de contacts frottants, nous sommes ici dans le cas d'impacts, par conséquent il est probable que les propriétés mécaniques intrinsèques des matériaux soient prépondérantes vis-à-vis du niveau de contraintes atteint. Cette question a été en partie élucidée grâce aux simulations par éléments finis présentées dans le chapitre suivant. Il est peu probable que les différences au niveau du montage influencent de façon déterminante la durée de vie des cupules.

Il reste à considérer les mécanismes de dégradation eux-mêmes. La principale différence est la transformation de phase accompagnant l'apparition des bandes d'usure des têtes et cupules en zircone. Bien que cette transformation soit bénéfique en profondeur dans le matériau, il a déjà été démontré qu'elle peut avoir des effets néfastes en surface, en particulier en causant l'apparition de microfissures (Chevalier 2006, De Aza et al. 2002, Piconi et al. 1998, Piconi et al. 1999 - 2). Il est donc possible que de telles microfissures supplémentaires apparaissent en fond de bande d'usure, là où les contraintes dues aux chocs sont déjà les plus importantes, et que cela joue un rôle sur la diminution de la durée de vie des cupules. Néanmoins, les résultats de la suite des essais à 9 kN, avec les cupules n'ayant pas cassé lors du premier million de chocs, ne permettent pas de mettre en avant des différences significatives entre les deux biocéramiques (Fig. III.33.b).

Ces tests donnent des indications quant à l'ordre de grandeur des durées de vie des différentes biocéramiques utilisées. Bien que ces premiers résultats montrent que la zircone semble avoir une résistance plus importante aux chocs, il serait illusoire de vouloir déceler des différences significatives entre les durées de vie des deux biocéramiques avec une telle dispersion. Il est donc nécessaire de compléter cette étude par d'autres tests afin de confirmer les tendances exposées ci-dessus et de pouvoir certifier que telle biocéramique est plus résistante aux chocs que telle autre.

III.2 Caractéristiques des ruptures

Quelle que soit la biocéramique considérée, la cupule a toujours cassé en premier, tandis qu'aucune tête n'a présenté la moindre fissure macroscopique. Les cupules en zircone se sont toutes cassées en deux morceaux au niveau de leur partie supérieure, tandis que les cupules en alumine se sont toutes cassées en de nombreux morceaux au niveau de leur partie inférieure. Seule l'hypothèse de rebonds de la tête dans la cupule, générant des impacts secondaires au niveau de la partie inférieure de cette dernière, permet d'expliquer ce second type de ruptures. Néanmoins, il est difficile d'expliquer pourquoi ces impacts secondaires seraient plus dommageables pour l'alumine que pour la zircone. Encore une fois, les simulations par éléments finis nous ont permis d'avancer des hypothèses à ce sujet.

Les observations des surfaces de rupture ont permis de déterminer que les sites d'amorçage se situent tous en surface de la cupule et au niveau de la bande d'usure. Par conséquent, il est fortement probable que des arrachements de grains en surface soient responsables de la

fissuration critique.

III.3 Bandes d'usure

Deux bandes d'usure sont visibles sur toutes les têtes et les cupules, une au niveau de la partie supérieure et une au niveau de la partie inférieure. Les ordres de grandeur des profondeurs maximales d'érosion des têtes sont similaires, de l'ordre de 10 à 15 μm pour la zircone, et de 4 à 8 μm pour l'alumine, cette profondeur maximale étant généralement atteinte au niveau de la bande d'usure supérieure pour la zircone et au niveau de la bande inférieure pour l'alumine.

En ce qui concerne les volumes d'usure globaux, au bout d'un million de chocs à force équivalente, ils sont une à six fois supérieurs pour la zircone que pour l'alumine (Fig. III.34). Ainsi, l'usure de la zircone est plus importante que celle de l'alumine, ce phénomène pouvant être expliqué, comme nous l'avons déjà vu, par la transformation de phase en surface, qui engendre des microfissures et donc favorise des arrachements de grains supplémentaires. Néanmoins, il est par ailleurs possible que les débris d'usure agissent comme troisième corps et dissipent une partie de l'énergie du choc, réduisant ainsi l'endommagement. Ainsi, cette surproduction de débris pourrait contribuer au fait que les durées de vie des cupules en zircone sont plus longues que celles des cupules en alumine. Néanmoins, cette surproduction pourrait entraîner *in vivo* des réactions inflammatoires qui, à moyen terme, sont susceptibles de conduire à un descellement de la prothèse. Ces réactions dépendent par ailleurs de la taille des débris engendrés, les plus petits étant les plus néfastes pour l'organisme.

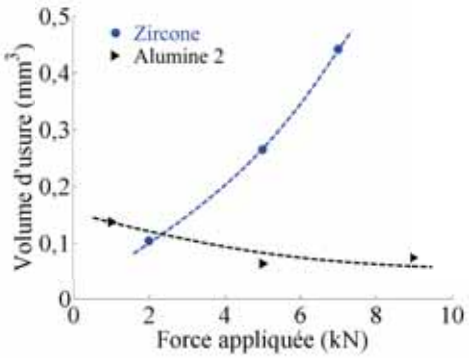

Figure III.34 : Volume d'usure, après un million de chocs, en fonction de la force appliquée.

La topographie de ces bandes d'usure est la même quelle que soit la biocéramique considérée. La transition zone libre - bande d'usure est nettement plus marquée que la transition bande d'usure - zone en contact, ce qui est logique puisque le mouvement relatif de la cupule par rapport à la tête s'arrête au niveau de la première zone de transition, tandis que la seconde zone est celle où a lieu l'impact principal. Des sites d'arrachements de grains sont visibles en bordure de la bande d'usure, et ce quel que soit le côté considéré, tandis que des débris sont présents au niveau de la transition bande d'usure - zone en contact, probablement piégés entre la tête et la cupule et accumulés lors des impacts successifs.

La bande d'usure est constituée d'une alternance de zones plus ou moins érodées. Il existe deux mécanismes possibles pour expliquer cette configuration en forme de "vagues". La première hypothèse est que toute la zone est effectivement érodée et que des débris s'insèrent ensuite dans les cavités, avant d'être érodés par les impacts ou le frottement de la tête dans la cupule. La seconde hypothèse est que l'érosion a lieu de manière aléatoire au départ, puis que les zones érodées ainsi créées s'élargissent dans le sens du mouvement de la tête par rapport à la cupule, créant cette alternance de zones.

III.4 Débris d'usure

Quelle que soit la biocéramique considérée, la grande majorité des débris sont des agglomérats de grains de taille relativement importante, de l'ordre de quelques dizaines de microns. Les tailles de ces débris sont similaires à celles observées lors d'études précédentes avec décoaptation, à l'aide de simulateurs de marche modifiés (Fisher et al. 2001, Stewart et al. 2003, Tipper et al. 2001, Tipper et al. 2002). La seule différence est que nous n'obtenons pas de débris de taille nanométrique, soit parce que ce type de débris provient exclusivement du frottement lors des rotations de la tête dans la cupule, ce que nous ne simulons pas avec la machine de chocs, soit parce que ces débris sont compactés pour en former de plus gros, ou bien enchâssés dans les cavités créées au niveau de la bande d'usure.

La présence de débris de quelques microns de large, constitués d'un nombre restreint de grains, tend à prouver que ces derniers sont d'abord arrachés par petits paquets, avant d'être compactés en de plus gros débris lors des chocs successifs. En effet, les observations des bandes d'usure en cours d'essai ont permis de déceler la présence de débris à ce niveau, et les observations au MEB de ces derniers ont prouvé que certains exhibaient des traces d'usure par frottement. Tout ceci étaye l'hypothèse que certains débris sont susceptibles de rester piégés entre la tête et la cupule, participant ainsi activement aux mécanismes physiques mis en jeu au niveau du contact. De tels dépôts de débris permettraient, de plus, d'expliquer les bourrelets de matière observés en bordure des bandes d'usure. Il devrait être possible de tester cette hypothèse d'agglomération en soumettant ces débris à des ultrasons par exemple, afin d'observer si oui ou non ils se scindent en de plus petites unités.

III.5 Récapitulatif des principaux résultats

	Zircone	Alumine
Durées de vie minimales	10^4 chocs	Quelques centaines de chocs pour l'alumine de type 1 et aux alentours du million de chocs pour l'alumine de type 2
Surfaces de rupture	Au niveau de la bande d'usure supérieure de la cupule, ruptures intergranulaires	Au niveau de la bande inférieure de la cupule, ruptures intergranulaires et quelques ruptures intragranulaires
Bandes d'usure	Volumes d'usure compris entre 0,02 et 0,44 mm^3 et profondeur maximale de l'ordre de 15 μm	Volumes d'usure compris entre 0,02 et 0,14 mm^3 et profondeur maximale de l'ordre de 10 μm
Débris d'usure	Présence de débris de tailles micrométiques, constitués d'un ou de quelques grains, et présence de débris de quelques dizaines de microns, constitués d'un nombre de grains plus important	Présence de débris de tailles micrométriques, constitués d'un ou de quelques grains, et présence de débris de quelques dizaines de microns, sous forme de plaquettes
	Usure plus importante en terme de volume mais durées de vie globalement plus importantes que celles de l'alumine.	**Usure relativement limitée mais durées de vie très sensibles à la microstructure, avec donc des cas où les durées de vie sont très inférieures à celles de la zircone.**

Résumé

• **Durées de vie** : il est évident que le type de biocéramique utilisé conditionne les résultats, tandis que nous ne pouvons pas assurer que le type de montage ait une influence quelconque. Les résultats sont très dispersés, la durée de vie pouvant aller de quelques centaines de chocs à plus d'un million, selon la biocéramique utilisée et la force appliquée. Ceci étant dit, les durées de vie des cupules en zircone sont globalement plus longues que celles des cupules en alumine.

• **Bandes d'usure** : nous avons pu confirmer que ces bandes sont bien une conséquence du phénomène de décoaptation et d'impact entre la tête et le chanfrein de la cupule. De plus, il semble qu'elles apparaissent assez rapidement, au bout de quelques centaines de chocs seulement, ce qui confirme que ce phénomène de décoaptation peut être très dommageable pour les prothèses, même s'il n'apparaît qu'épisodiquement *in vivo*.

• **Ruptures** : dans une configuration tête - cupule où les deux éléments sont constitués de la même biocéramique, le risque de casse concernant la cupule est plus grand. De plus, l'amorçage de la rupture semble avoir lieu en surface, au niveau de la bande d'usure. Ainsi, à court terme, le phénomène de décoaptation engendre une bande d'usure qui, à plus long terme, devient le site privilégié de micro-fissurations de surface pouvant entraîner la rupture complète de la cupule.

CHAPITRE IV : Modélisation par éléments finis et simulations de ruptures

Dans ce chapitre, nous présentons les modélisations par éléments finis réalisées, ainsi que les simulations de croissance de défauts pouvant conduire à la rupture brutale des cupules de prothèses de hanche. Dans cette première partie, nous développons la mise en place des modèles éléments finis sous Abaqus® 6.5.

I MODÉLISATION PAR ÉLÉMENTS FINIS

I.1 Quelques éléments théoriques

La méthode des éléments finis est une technique de calcul numérique fondée sur la formulation variationnelle d'un problème. Il s'agit de résoudre de manière discrète des équations aux dérivées partielles, afin de trouver une solution approchée. L'hypothèse fondamentale est l'existence et l'unicité de la solution exacte du problème continu initial. Cette méthode nécessite la définition d'un espace de fonctions tests locales, espace dans lequel la solution de la formulation variationnelle des équations est exacte. Ceci conduit à la discrétisation du domaine physique en un maillage constitué d'éléments finis. Ces éléments sont connectés entre eux par des noeuds, dont les déplacements constituent les inconnues du problème. La démarche est d'analyser la réponse de chaque élément en construisant des matrices de rigidité élémentaires et des vecteurs chargement. Ensuite, ces matrices élémentaires sont assemblées dans une matrice de rigidité globale. L'équation matricielle ainsi obtenue relie les déplacements nodaux aux chargements nodaux pour l'intégralité du domaine physique. Enfin, après avoir pris en compte les conditions aux limites, il reste à résoudre l'équation matricielle afin de trouver les déplacements nodaux et ainsi la déformation de la structure. Ensuite, les contraintes peuvent être calculées à partir de ces déformations et de la loi de Hooke.

I.2 A propos d'Abaqus®

Abaqus® est un ensemble de programmes de simulations par éléments finis. Ayant une vocation généraliste, il peut simuler aussi bien des problèmes relativement classiques de calculs de structures que des problèmes de thermique, d'acoustique, de fluidique et de piézoélectricité. Il est assez simple à mettre en oeuvre étant donné que l'utilisateur n'a besoin de définir que la géométrie de son modèle, les caractéristiques mécaniques des matériaux employés, ainsi que les conditions aux limites et de chargement. En particulier, lors d'une analyse dynamique non linéaire, Abaqus® calcule automatiquement les incréments de chargement et les tolérances de convergence. De plus, il ajuste ces derniers en permanence afin de s'assurer de la précision et de l'efficacité du calcul de la solution. Par conséquent, l'utilisateur a rarement à intervenir pour contrôler la simulation numérique du problème.

I.3 Développement des modèles

Nous avons utilisé lors des tests deux types de géométries tête - cupule. Par conséquent, nous étudierons un modèle 1, constitué d'une tête et d'une cupule de 28 mm de diamètre, et un modèle 2, constitué d'une tête et d'une cupule de 32 mm de diamètre.

I.3.1 Modèle 1 et maillage associé

Le premier modèle représente l'ensemble cône-tête-cupule tel qu'il nous a été fourni par la société A (Fig. IV.1.a). La tête et la cupule ont été partitionnées afin de pouvoir mailler plus précisément les zones critiques, c'est-à-dire celles susceptibles d'être soumises à de fortes contraintes, à savoir les chanfreins au fond de l'alésage de la tête et au bord de la cupule, ainsi que les surfaces de contact potentielles entre la tête et la cupule (Fig. IV.1.b). Les éléments de maillage choisis sont des tétraèdres, qui sont les éléments les mieux à même de mailler une géométrie complexe. Ainsi, la tête est composée de 4262 noeuds, la cupule de 1927, et le cône de 169.

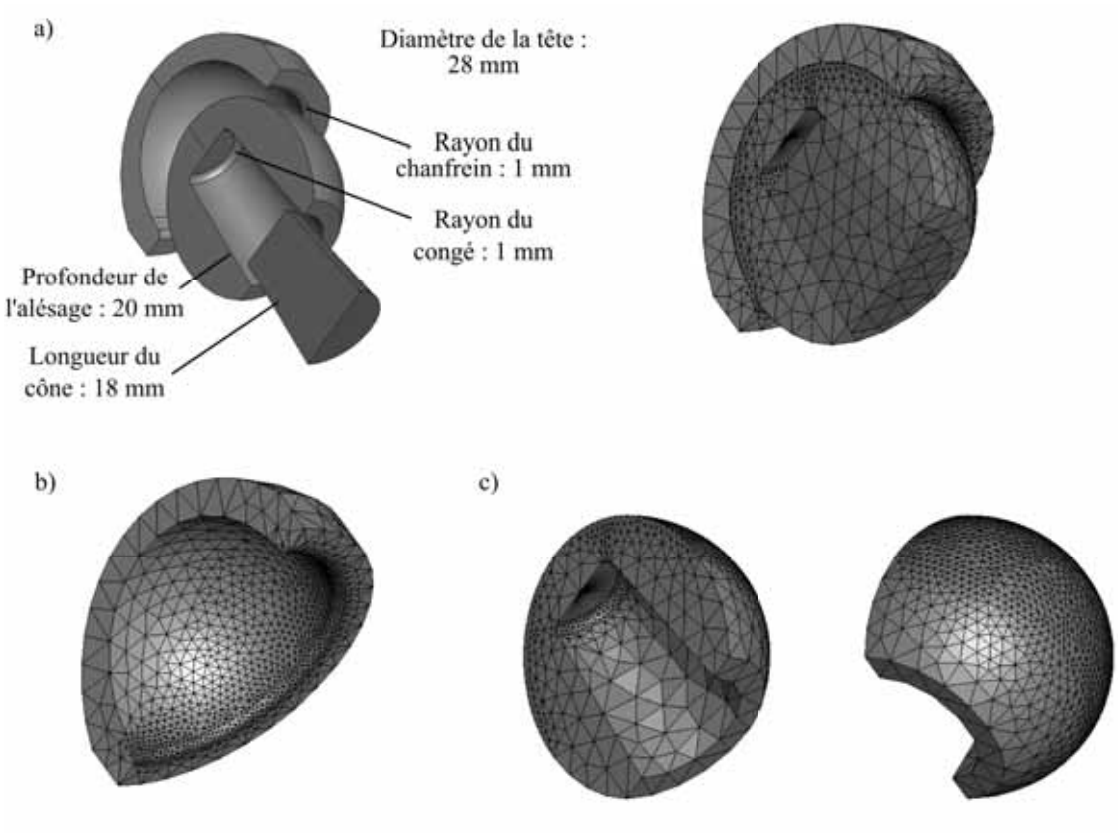

Figure IV.1 : Modèle géométrique 1 et maillage associé. a) Modèle géométrique de l'ensemble cône-tête-cupule fourni par la société A. b) Maillage de la cupule : le raffinement est effectué au niveau du chanfrein et en bordure de ce dernier. c) Maillage de la tête. Vue de l'intérieur : le raffinement est effectué en fond d'alésage, au niveau du congé. Vue de la surface extérieure : le raffinement est effectué sur toute la surface de contact avec la cupule.

I.3.2 Modèle 2 et maillage associé

Le second modèle représente l'ensemble cône-tête-cupule tel qu'il nous a été fourni par les sociétés B et C (Fig. IV.2.a). De même que pour le modèle 1, la tête et la cupule ont été partitionnées afin de pouvoir mailler plus précisément les zones critiques (Fig. IV.2.b). Ainsi, la tête est composée de 4799 noeuds, la cupule de 2534, et le cône de 145.

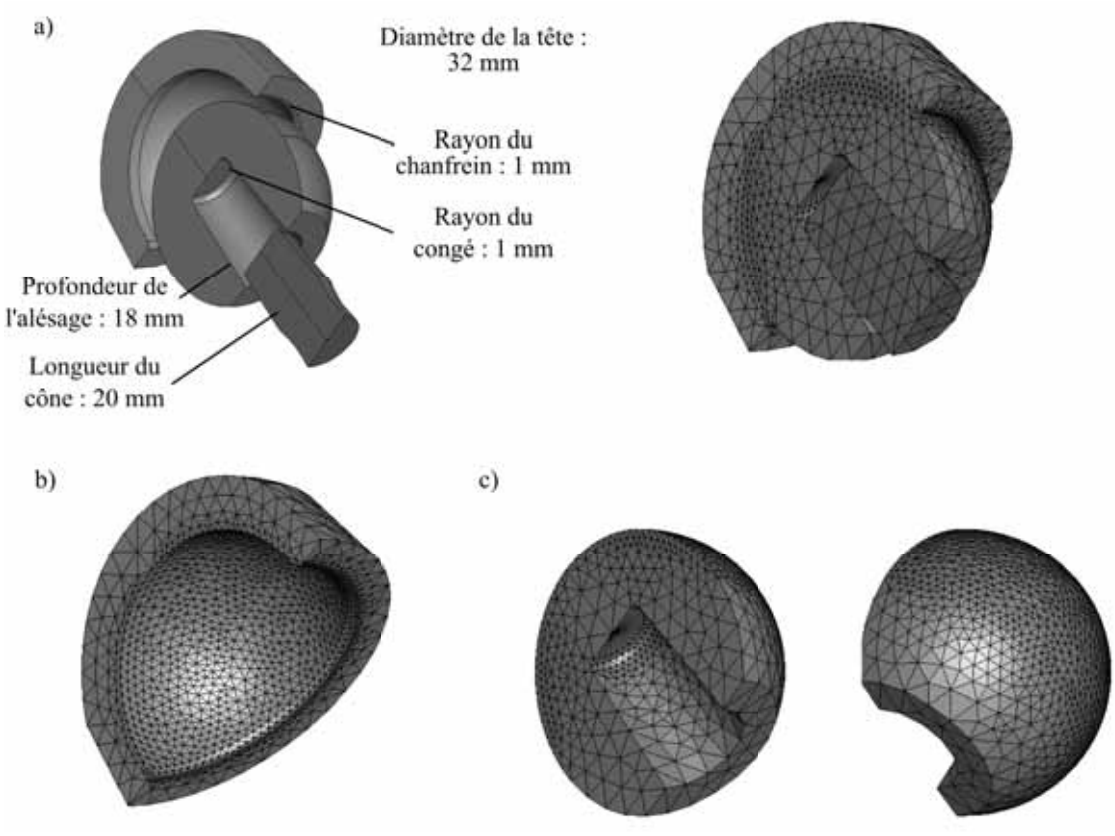

Figure IV.2 : Modèle géométrique 2 et maillage associé. a) Modèle géométrique de l'ensemble cône-tête-cupule fourni par les sociétés B et C. b) Maillage de la cupule : le raffinement est effectué au niveau du chanfrein et en bordure de ce dernier. c) Maillage de la tête. Vue de l'intérieur : le raffinement est effectué en fond d'alésage, au niveau du congé. Vue de la surface extérieure : le raffinement est effectué sur toute la surface de contact avec la cupule.

I.3.3 Modélisation des matériaux

Les différents matériaux ont été supposés parfaitement élastiques, avec les densités, modules d'Young et coefficients de Poisson donnés dans la table I (Tab. IV.1). Une densité fictive du Ti-6Al-4V a été calculée pour chaque type de cône (1 et 2), afin que leur masse soit de 14 kg, ce qui correspond à la masse totale des pièces, hors tête et cupule, déplacées par le vérin force sur la machine de chocs. L'introduction de cette densité artificielle permet de prendre en compte l'inertie des éléments lors du choc.

Table IV.1 : Paramètres matériaux utilisés pour la modélisation.

	Densité (g/cm^3)	Module d'Young (GPa)	Coefficient de Poisson
Al_2O_3	4,00	400	0,23
ZrO_2	6,05	200	0,23
Ti-6Al-4V fictif (1)	6600,00	110	0,32
Ti-6Al-4V fictif (2)	7000,00	110	0,32

I.3.4 Modélisation du contact

Le cône est supposé parfaitement rigide et encastré dans l'alésage de la tête. L'algorithme de contact dans Abaqus® est basé sur la méthode de Newton-Raphson (Fig. IV.3). Au début de chaque incrément, Abaqus® commence par examiner l'état actuel du contact, c'est-à-dire si les noeuds concernés sont en contact (fermés) ou non (ouverts). Si un noeud est fermé, l'algorithme détermine s'il glisse ou s'il adhère. Ensuite, une contrainte est appliquée pour chaque noeud fermé et, au contraire, les contraintes sont éliminées à chaque noeud où l'état de contact évolue de fermé vers ouvert. Une itération est alors effectuée en tenant compte de ces corrections. D'éventuels changements de l'état de contact sont recherchés : chaque noeud pour lequel la distance après itération est devenue négative est passé d'un état ouvert à un état fermé et, au contraire, chaque noeud pour lequel la pression de contact est négative est passé d'un état fermé à un état ouvert. Si un seul de ces changements d'état de contact a été détecté, Abaqus® le classe comme une discontinuité importante et les contraintes sont modifiées avant d'effectuer une seconde itération. Cette procédure est itérée jusqu'à ce qu'aucun changement de l'état de contact ne soit détecté. Ensuite, l'équilibre est vérifié afin de valider la convergence. Si cet équilibre n'est pas respecté, une autre itération est effectuée, et ce jusqu'à convergence de la solution (Documentation Abaqus® : "Getting started with Abaqus®").

Les contacts tête-cône et tête-cupule sont modélisés par le même algorithme de contact par pénalité. Ce choix découle du fait que cet algorithme, avec l'option d'un contact "dur", permet de simuler des contacts élastiques, dans lesquels toute l'énergie emmagasinée aux noeuds en contact est restituée, ce qui permet de prendre en compte d'éventuels rebonds. De plus, les coefficients de frottement des couples céramique-céramique étant particulièrement faibles, les forces de frottement résultantes sont négligeables devant les forces de contact. Le coefficient de frottement est donc choisi nul. Cet algorithme a été testé sur l'exemple très simple d'une balle en zircone lâchée sans vitesse initiale, de différentes hauteurs : 5 et 10 mm, représentant la distance entre l'extrémité inférieure de cette balle et le plan supérieur d'un disque, lui aussi en zircone (Fig. IV.4.a). Le coefficient de restitution a ainsi pu être évalué à l'aide de la formule suivante :

$$e = \sqrt{\frac{h_{i+1}}{h_i}} \tag{IV.1}$$

avec h_i la hauteur avant le rebond et h_{i+1} la hauteur maximale atteint après le rebond. Ce calcul a été effectué pour 14 rebonds, lorsque la balle est lâchée de 5 mm, et 8 rebonds lorsque

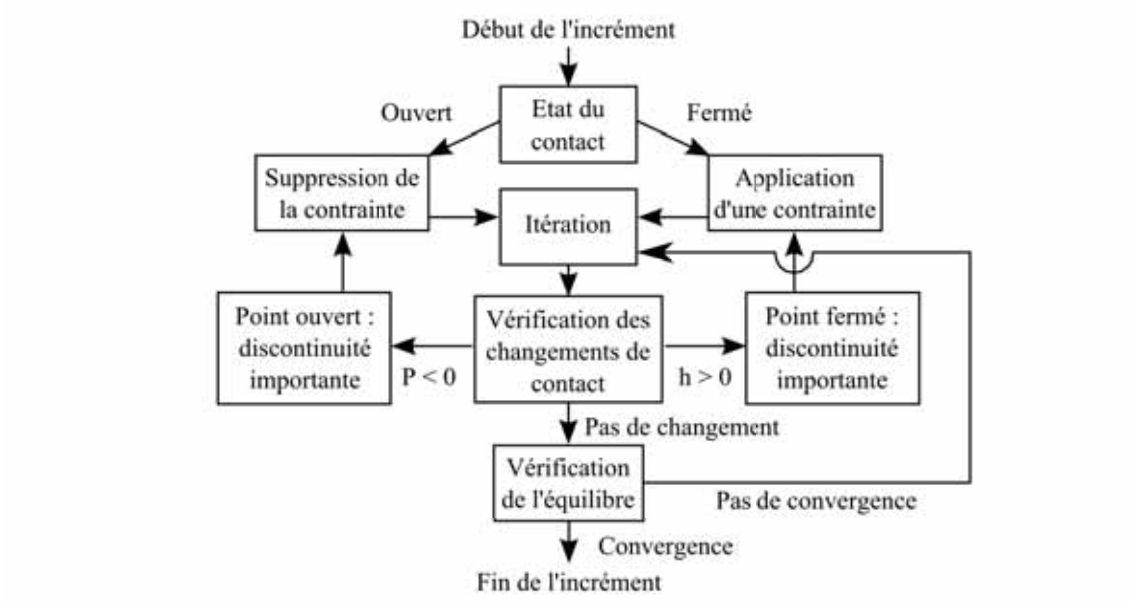

Figure IV.3 : Algorithme de contact d'Abaqus® 6.5 (Documentation Abaqus® : "Getting started with Abaqus®"). P est la pression de contact et h la distance entre deux noeuds.

la balle est lâchée de 10 mm (Fig. IV.4.b). Dans le premier cas, le coefficient de restitution moyen est de 0,95, avec un écart type de 0,04. Dans le second cas, ce coefficient est également de 0,95, avec un écart type de 0,03. Ces valeurs correspondent à un choc presque purement élastique (coefficient de 1) et ont le même ordre de grandeur que celles usuellement admises pour les contacts verre-verre et acier-acier, respectivement de 0,95 et 0,93 (Lecornu 1908). Ces résultats ne remettent donc pas en cause le choix de l'algorithme de contact par pénalité.

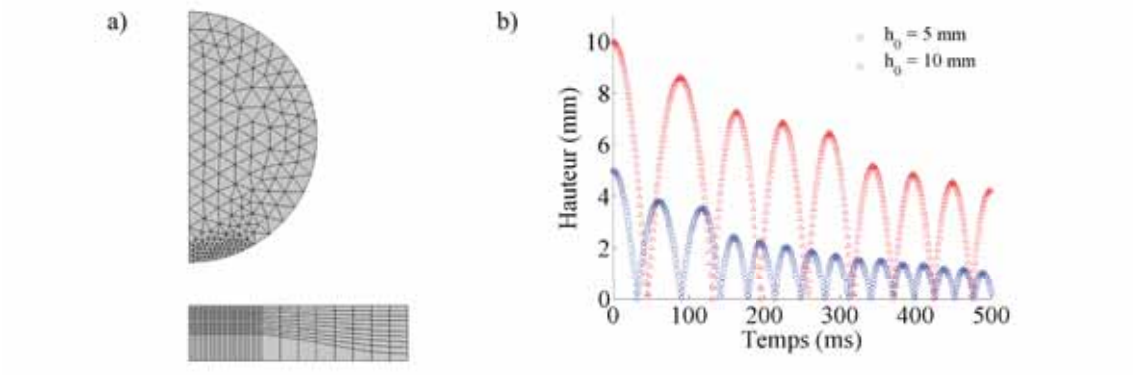

Figure IV.4 : Vérification de l'algorithme de contact par pénalité. a) Modèle axisymétrique utilisé. b) Hauteur du centre de gravité de la balle en fonction du temps.

I.3.5 Définition des conditions aux limites et du chargement

La cupule est encastrée sur son bord extérieur (Fig. IV.5.a), afin de respecter l'encastrement réalisé expérimentalement à l'aide du ciment chirurgical. De plus, étant donné que seule la

moitié de l'assemblage est modélisée, des conditions de symétrie par rapport au plan vertical sont appliquées (Fig. IV.5.b). En ce qui concerne le chargement, la force ponctuelle est appliquée au centre du cône et varie linéairement de zéro à sa valeur maximale en 11 ms, une fois de plus afin de respecter les conditions expérimentales.

Figure IV.5 : Conditions aux limites appliquées au modèle. a) Condition d'encastrement de la cupule. Cette dernière est encastrée au niveau de sa périphérie, chaque ergot symbolise le blocage du mouvement en translation dans la direction considérée. b) Condition de symétrie par rapport au plan vertical.

I.3.6 Relation entre le déplacement vertical et la décoaptation

Dans le but de reproduire les conditions expérimentales en décoaptation, la tête est translatée verticalement de 1 mm. Afin d'étudier l'influence de la décoaptation, plusieurs valeurs de déplacements verticaux ont été testées lors des simulations. Un programme Matlab® introduit précédemment (cf. Chapitre II) a été utilisé pour calculer la décoaptation en fonction du déplacement vertical de la tête et de l'inclinaison de la cupule, pour un rayon de chanfrein de 1 mm (Fig. IV.6).

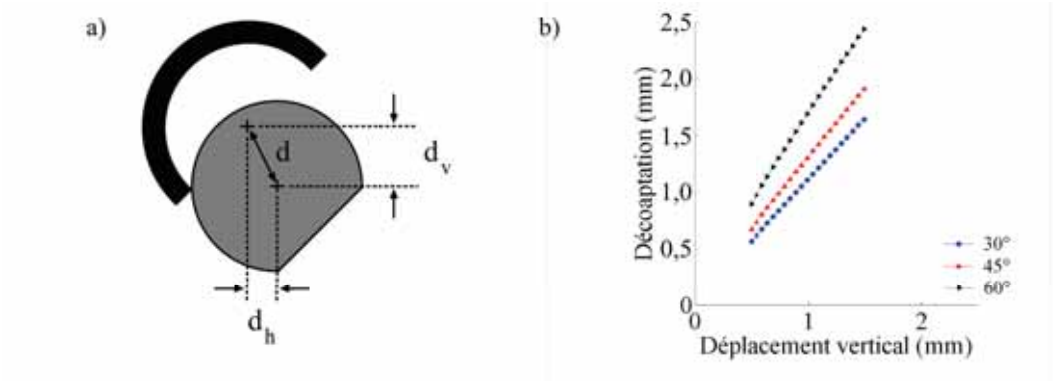

Figure IV.6 : Relation entre le déplacement vertical et la décoaptation. a) Rappel des définitions des déplacements verticaux et horizontaux utilisés pour calculer la décoaptation. b) Décoaptation en fonction du déplacement vertical et de l'inclinaison de la cupule par rapport à l'axe horizontal, pour un rayon de chanfrein de 1 mm.

Dans la deuxième partie, nous présentons les résultats des modélisations par éléments finis pour chacun des deux modèles géométriques avec, en particulier, l'influence des paramètres que sont l'intensité de la force appliquée, la valeur de la décoaptation, ainsi que l'orientation de la cupule. Les grandeurs calculées qui nous intéressent sont les contraintes de tension, puisque les biocéramiques sont des matériaux fragiles qui se rompent en tension.

II RÉSULTATS DE LA MODÉLISATION PAR ÉLÉMENTS FINIS

II.1 Traitements des résultats Abaqus®

Nous allons nous intéresser aux contraintes de tension générées dans la tête et la cupule. Les contraintes de tension et de compression sont représentées par les contraintes principales, qui ne sont autres que les valeurs propres du tenseur des contraintes. Les contraintes principales positives représentent les contraintes de tension, tandis que les contraintes négatives représentent les contraintes de compression. Afin d'être exploitée en vue de la simulation de croissance de défauts, la contrainte maximale principale, à chaque noeud et pour chaque intervalle de temps, est exportée dans un fichier texte. Il existe 111 intervalles de temps pour une simulation de 11 ms, ce qui donne un résultat toutes les 0,1 ms. Un programme Matlab® détermine le maximum de contraintes pour chaque noeud au cours des 11 ms de simulation. Si ce maximum est négatif, il est alors fixé à zéro, puisque seules les valeurs positives, représentant les contraintes de tension, seront prises en compte par la suite. Ainsi, à chaque noeud correspond une valeur de contrainte de tension.

Dû au maillage relativement grossier utilisé, il se peut qu'il existe des discontinuités importantes au niveau des valeurs de contraintes. Afin de traiter ce problème et de supprimer d'éventuelles valeurs de surcontraintes, un autre programme Matlab® a été développé. La plage de valeurs des contraintes est divisée en 100 intervalles et, pour chacun d'eux, il s'agit de dénombrer le nombre de noeuds dont la contrainte associée est comprise entre les bornes de cet intervalle, et de tracer l'histogramme correspondant (Fig. IV.7.a). S'il existe une discontinuité de plus de 5 % du maximum de contrainte entre deux barres successives de l'histogramme obtenu, la plus petite valeur de contrainte est prise comme contrainte de référence et tous les noeuds dont la contrainte associée excède cette valeur de référence se voient attribuer une nouvelle contrainte, égale à cette valeur de référence plus 1 % du maximum de contrainte (Fig. IV.7.b). Ce traitement permet d'homogénéiser les valeurs des contraintes et d'éliminer d'éventuelles surcontraintes dues à l'imprécision du maillage.

Afin de visualiser la répartition des contraintes en surface, un programme Matlab® a été développé dans le but d'interpoler les résultats aux noeuds de la surface. La première partie vise à effectuer la transformation des coordonnées cartésiennes en coordonnées sphériques, afin de disposer d'une représentation 2D de la surface sphérique. La fonction de transformation de coordonnées est directement disponible dans Matlab®, néanmoins, il est nécessaire d'effectuer plusieurs changements de repère afin d'obtenir les angles correspondant à ceux pré-définis (Fig. IV.8.a). Ensuite, un maillage 2D régulier est construit et les valeurs des contraintes sont interpolées en ces points (Fig. IV.8.b), chacun d'eux étant coloré selon sa contrainte associée. Ce type de visualisation est très utile pour pouvoir comparer rapidement les valeurs et les localisations des contraintes en surface lors de différentes simulations.

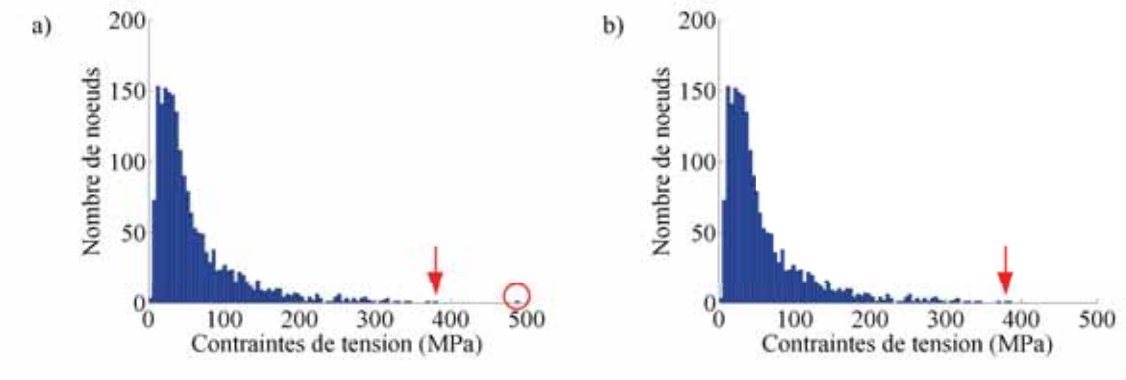

Figure IV.7 : Traitement des valeurs de surcontraintes, exemple de résultats pour une cupule en zircone orientée à 45°, avec une décoaptation de 1,3 mm et une force appliquée de 9 kN. a) Histogramme de répartition avant traitement : la barre cerclée correspond à une surcontrainte, puisque l'écart avec la barre précédente est supérieur à 5 % du maximum de contrainte. Par conséquent, la contrainte associée à la barre repérée par la flèche devient la contrainte de référence. b) Histogramme de répartition après traitement : les noeuds dont la contrainte associée est supérieure à la contrainte de référence se sont vus attribuer une nouvelle valeur de contrainte, basée sur la contrainte de référence (repérée par la flèche).

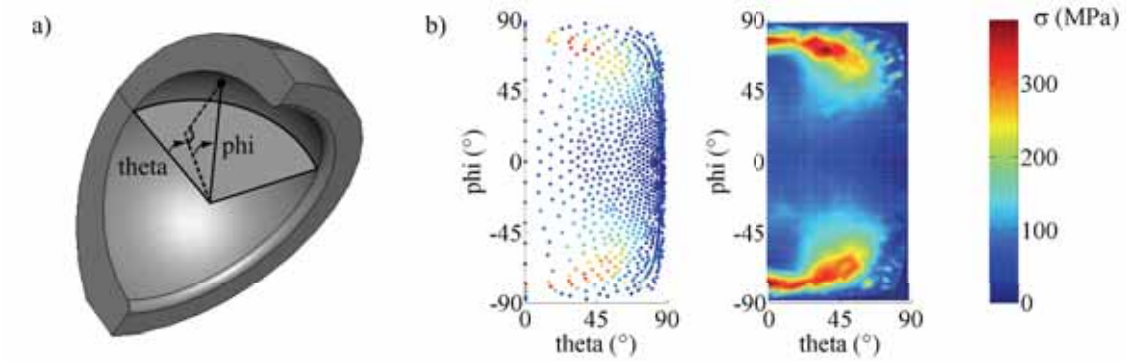

Figure IV.8 : Transformation des coordonnées et interpolation surfacique. a) Définition des angles permettant de balayer la surface de la cupule. b) Exemple de carte de contraintes aux noeuds de surface définis par Abaqus® et interpolation sur un maillage régulier plus fin, d'environ 15 000 points. Le point où s'exerce le maximum de contrainte est coloré en rouge et celui où s'exerce le minimum est coloré en bleu. Les couleurs correspondantes aux valeurs de contraintes intermédiaires sont obtenues par interpolation linéaire entre ces deux extrema.

II.2 Résultats concernant le modèle 1

II.2.1 Influence de la force appliquée

Afin de valider le modèle de croissance des défauts à partir des résultats expérimentaux, des simulations ont tout d'abord été réalisées pour une orientation de cupule de 45°, des valeurs de décoaptation de 0 et 1,3 mm, et des forces de 2 à 9 kN.

• Répartition et valeurs des contraintes sans décoaptation : les valeurs maximales des contraintes sont obtenues au bout de 11 ms, c'est-à-dire à la fin de la simulation, lorsque la

force atteint son maximum d'intensité. La tête et la cupule étant deux surfaces conformes, les contraintes obtenues sans décoaptation sont réparties sur environ les trois quarts de la surface extérieure de la tête et de la surface intérieure de la cupule (Fig. IV.9). La cupule est principalement soumise à des contraintes de tension (Fig. IV.9.b), tandis que la tête est principalement soumise à des contraintes de compression (Fig. IV.9.c et d). Les contraintes au niveau de la tête sont, en valeur absolue, environ deux fois plus importantes que celles au niveau de la cupule. Néanmoins, ces contraintes étant des contraintes de compression, elles sont nettement moins susceptibles de conduire à l'initiation de fissures. Par conséquent, dans la suite de cette étude, nous ne nous intéresserons qu'aux contraintes de tension, et donc plus particulièrement à la cupule.

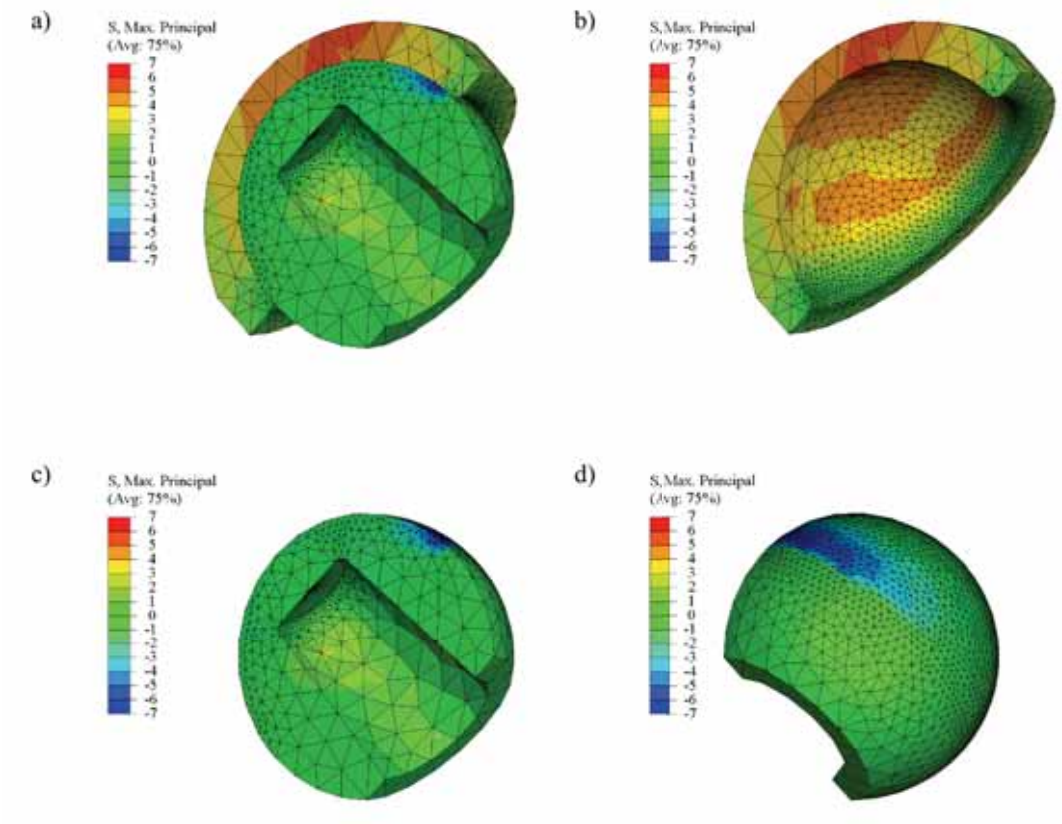

Figure IV.9 : Contraintes principales maximales obtenues pour le modèle 1 sans décoaptation, pour une cupule orientée à 45° et une force de 9 kN. a) Contraintes de tension (positives), et contraintes de compression (négatives) dans l'assemblage. b) Répartition des contraintes principales maximales dans la cupule. c) Répartition des contraintes principales maximales à l'intérieur de la tête. d) Répartition des contraintes principales maximales sur la surface extérieure de la tête.

Dans ce cas sans décoaptation, le maximum des contraintes de tension simulées dans la cupule dépend linéairement de la force appliquée à l'assemblage, ce qui est attendu puisque, le contact étant continu entre la tête et la cupule, la force de contact ne dépend que des propriétés des matériaux et de la force appliquée (Fig. IV.10).

• Répartition et valeurs des contraintes avec décoaptation : le fait d'introduire une décoaptation modifie radicalement la cinématique de l'assemblage. En effet, la tête vient tout d'abord

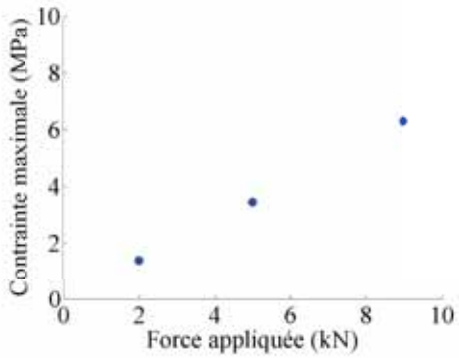

Figure IV.10 : Influence de la force appliquée sur le maximum de contraintes de tension dans la cupule, sans décoaptation, pour une cupule en zircone orientée à 45°.

impacter le bord supérieur de la cupule, au niveau du chanfrein, puis elle rebondit et impacte le bord inférieur, et ainsi de suite jusqu'à la fin de la simulation, à t = 11 ms (Fig. IV.11). Ce phénomène de rebonds n'a pas été mis en évidence *in vivo*, mais il a probablement lieu lors des essais expérimentaux sur la machine de chocs puisque, que ce soit pour la tête ou la cupule, nous avons obtenu deux bandes d'usure, une au niveau de la partie supérieure et une autre au niveau de la partie inférieure. Par conséquent, la localisation des maxima de contraintes, ainsi que leurs valeurs, dépendent du temps.

Dans la cupule, les maxima de contraintes sont toujours localisés dans une bande proche des chanfreins, au niveau supérieur ou inférieur selon la localisation de l'impact de la tête (Fig. IV.12.a). Bien évidemment, l'intensité de la force appliquée à l'assemblage n'agit que sur les valeurs des contraintes, et non sur leur localisation. Pour une force de 2 kN, les contraintes sont principalement localisées au niveau supérieur de la cupule. En effet, dans ce cas précis, l'intensité du premier impact n'est pas assez importante pour qu'il y ait un rebond de la tête et un second impact au niveau de la partie inférieure de la cupule. Pour des forces supérieures, des contraintes apparaissent sur le bord inférieur de la cupule, prouvant l'apparition d'un impact à ce niveau. Néanmoins, les contraintes au niveau du bord supérieur sont globalement légèrement plus importantes que celles au niveau du bord inférieur, ceci venant du fait que la force appliquée à l'assemblage agit verticalement du bas vers le haut (Fig. IV.12.b).

II.2.2 Influence de la décoaptation

L'influence de la valeur de la décoapatation a été étudiée avec une orientation de cupule de 45° et une force de 9 kN. Les déplacements verticaux initiaux sont de 0, 0,50, 0,75, 1,00, 1,25 et 1,50 mm, ce qui, pour une cupule inclinée à 45°, correspond à des valeurs de décoaptation respectives de 0, 0,7, 1,0, 1,3, 1,6 et 1,9 mm. Comme décrit précédemment, les contraintes se situent principalement au niveau des chanfreins inférieur et supérieur (Fig. IV.13.a). La moindre décoaptation engendre une augmentation d'un facteur 100 des contraintes en surface de la cupule (Fig. IV.13.b). Néanmoins, il semble qu'une décoaptation comprise entre 1,0 et 1,5 mm soit la plus défavorable, c'est-à-dire celle qui engendre les contraintes les plus importantes. Les contraintes générées dans la cupule dépendent de deux paramètres : bien évidemment la vitesse

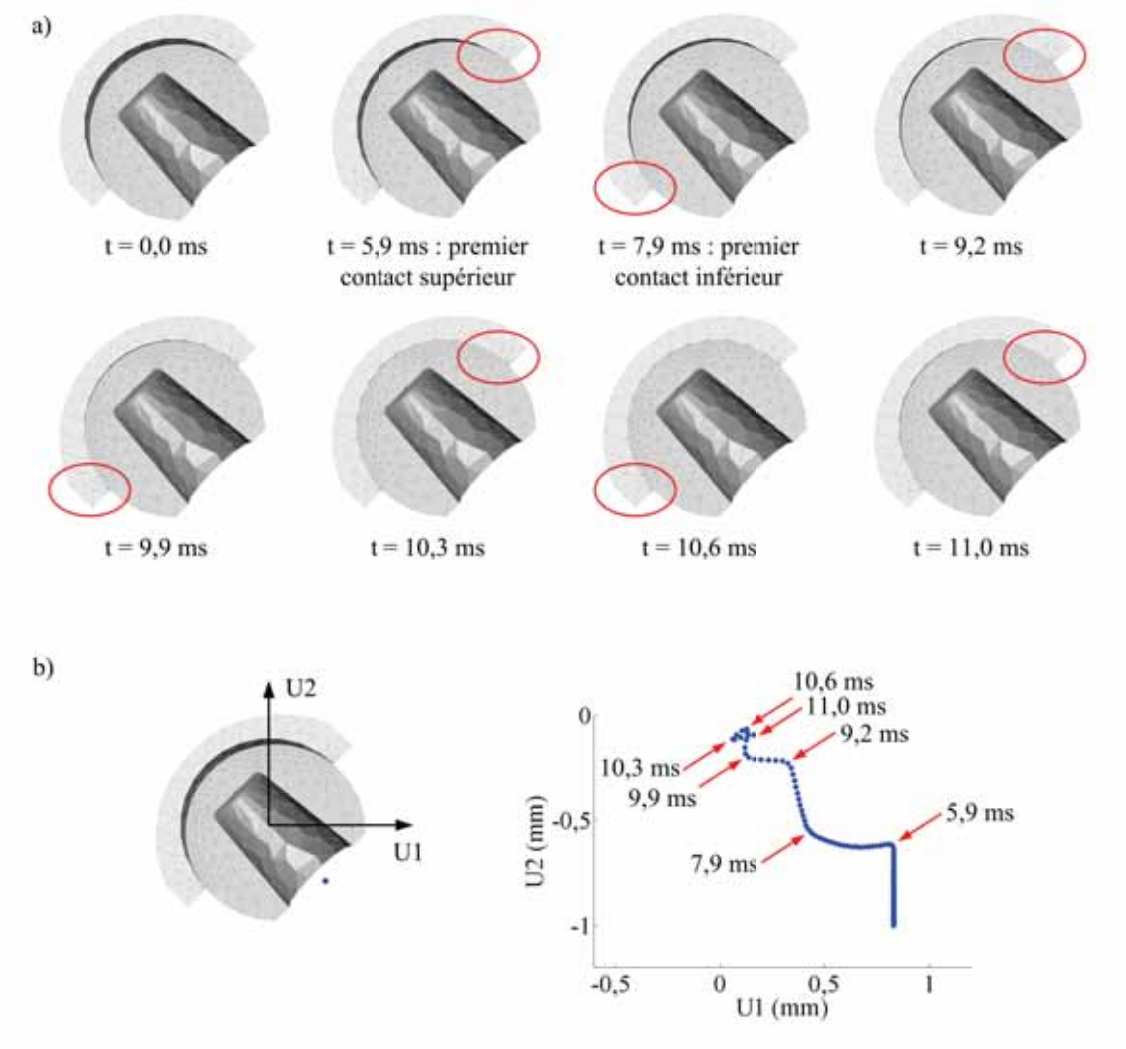

Figure IV.11 : Déplacement de la tête au cours du temps, pour une cupule orientée à 45°, une décoaptation de 1,3 mm et une force de 9 kN. a) Position de la tête par rapport à la cupule lors des rebonds. b) Trajectoire de la tête au cours du temps, les impacts tête-cupule sont matérialisés par les flèches rouges.

acquise par la tête lors du premier impact, mais aussi le nombre de rebonds que la tête effectue durant les 11 ms de la simulation. Ce second paramètre dépend lui-même de la vitesse lors du premier impact et de la durée de simulation restante après ce premier impact. Ainsi, plus la décoaptation est importante et plus la vitesse lors du premier impact sera grande, mais plus le nombre de rebonds sera limité (Fig. IV.13.c). Or, le maximum de contraintes est généralement atteint après deux à trois rebonds, et non nécessairement lors du premier impact.

II.2.3 Influence de l'inclinaison de la cupule

Afin d'étudier une éventuelle influence de l'inclinaison de la cupule sur les contraintes de tension, plusieurs simulations ont été menées avec des orientations de cupule de 30, 45 et 60° (Fig. IV.14.a). Pour chacune de ces orientations, et pour une même force appliquée à

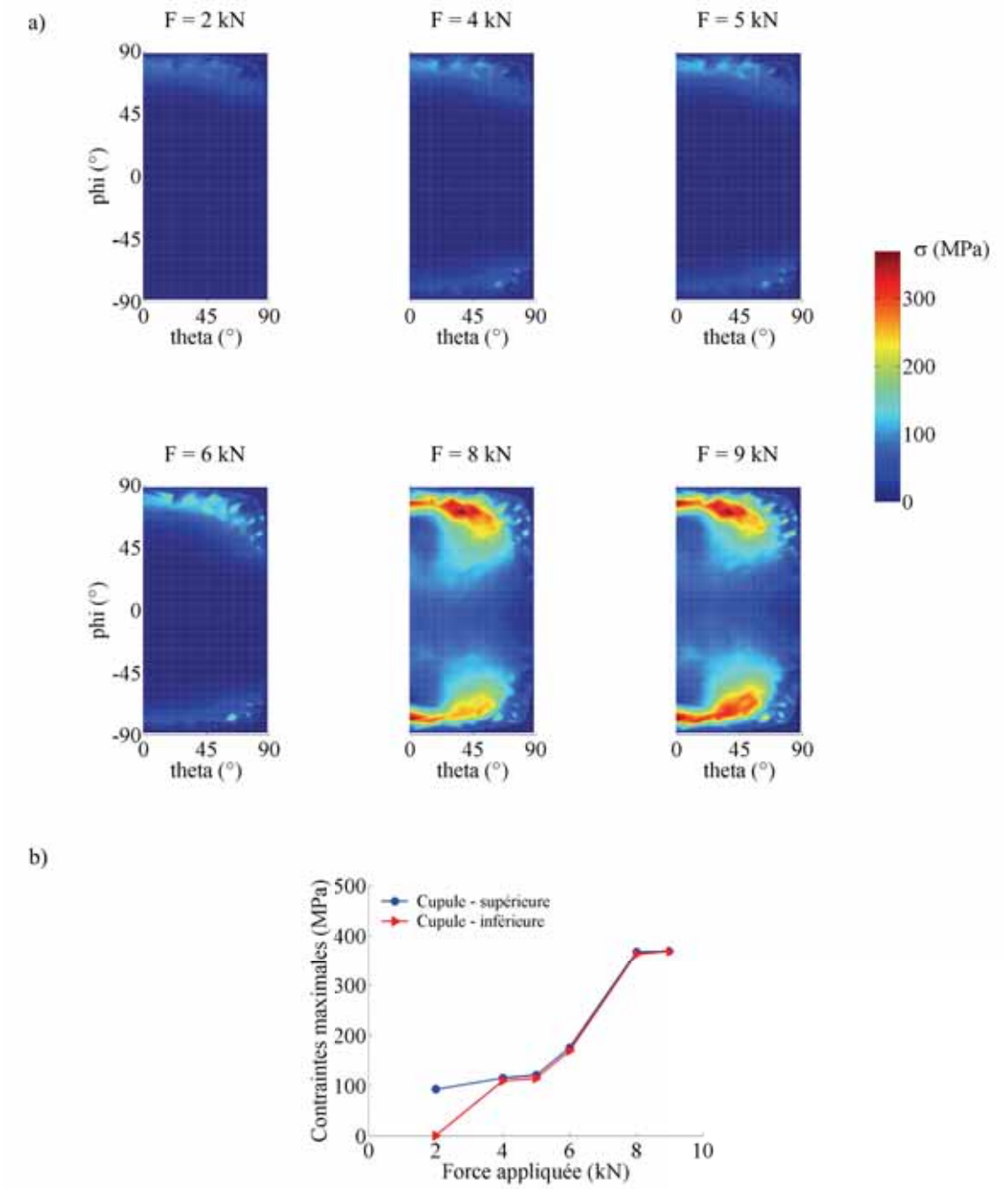

Figure IV.12 : Influence de la force appliquée sur les contraintes de surface de la cupule, pour une décoaptation de 1,3 mm et une cupule orientée à 45°. a) Localisation et valeurs des contraintes de tension en surface de la cupule pour des forces de 2, 4, 5, 6, 8 et 9 kN. b) Maximum de contraintes dans chaque partie de la cupule (supérieure et inférieure) en fonction de la force appliquée à l'assemblage.

l'assemblage de 9 kN, des simulations ont été effectuées avec des déplacements verticaux initiaux de 0, 0,50, 0,75, 1,00, 1,25 et 1,50 mm. Les valeurs de décoaptation correspondantes en fonction de l'orientation de la cupule sont données dans la table IV.2 (Tab. IV.2). Bien que la localisation des contraintes en surface de la cupule ne dépende pas de l'inclinaison de cette dernière, leur intensité varie selon cette inclinaison (Fig. IV.14.b et c). En ce qui concerne les cas sans

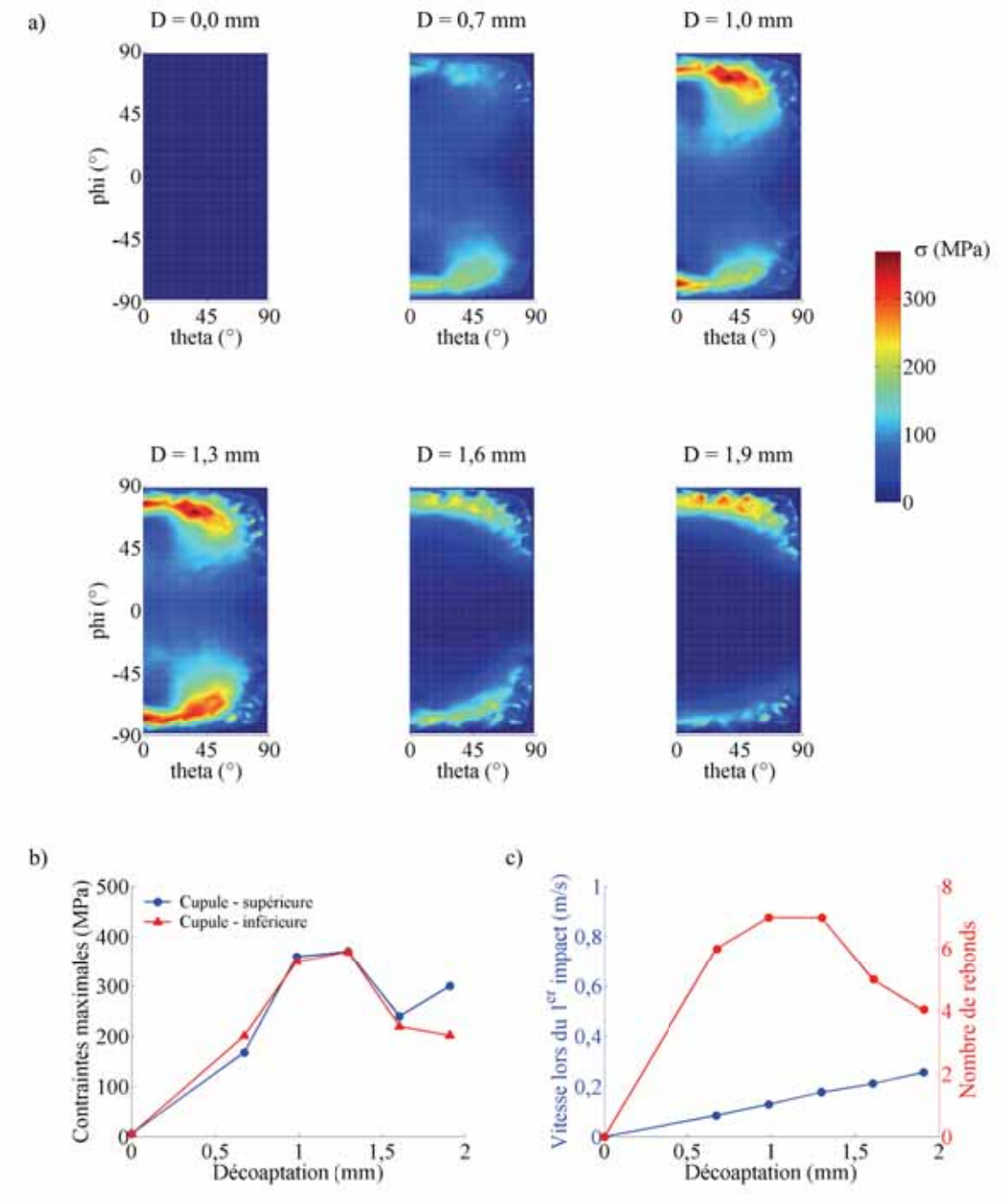

Figure IV.13 : Influence de la décoaptation sur les contraintes de surface de la cupule, pour une cupule orientée à 45° et une force de 9 kN. a) Localisation et valeurs des contraintes de tension en surface de la cupule pour des décoaptations de 0, 0,7 1,0, 1,3, 1,6 et 1,9 mm. b) Maximum de contraintes dans chaque partie de la cupule (supérieure et inférieure) en fonction de la décoaptation. c) Vitesse d'impact initiale et nombre de rebonds en fonction de la décoaptation.

décoaptation, les contraintes sont plus réparties pour la cupule orientée à 30°, étant donné que la surface de contact est plus importante que pour les deux autres orientations.

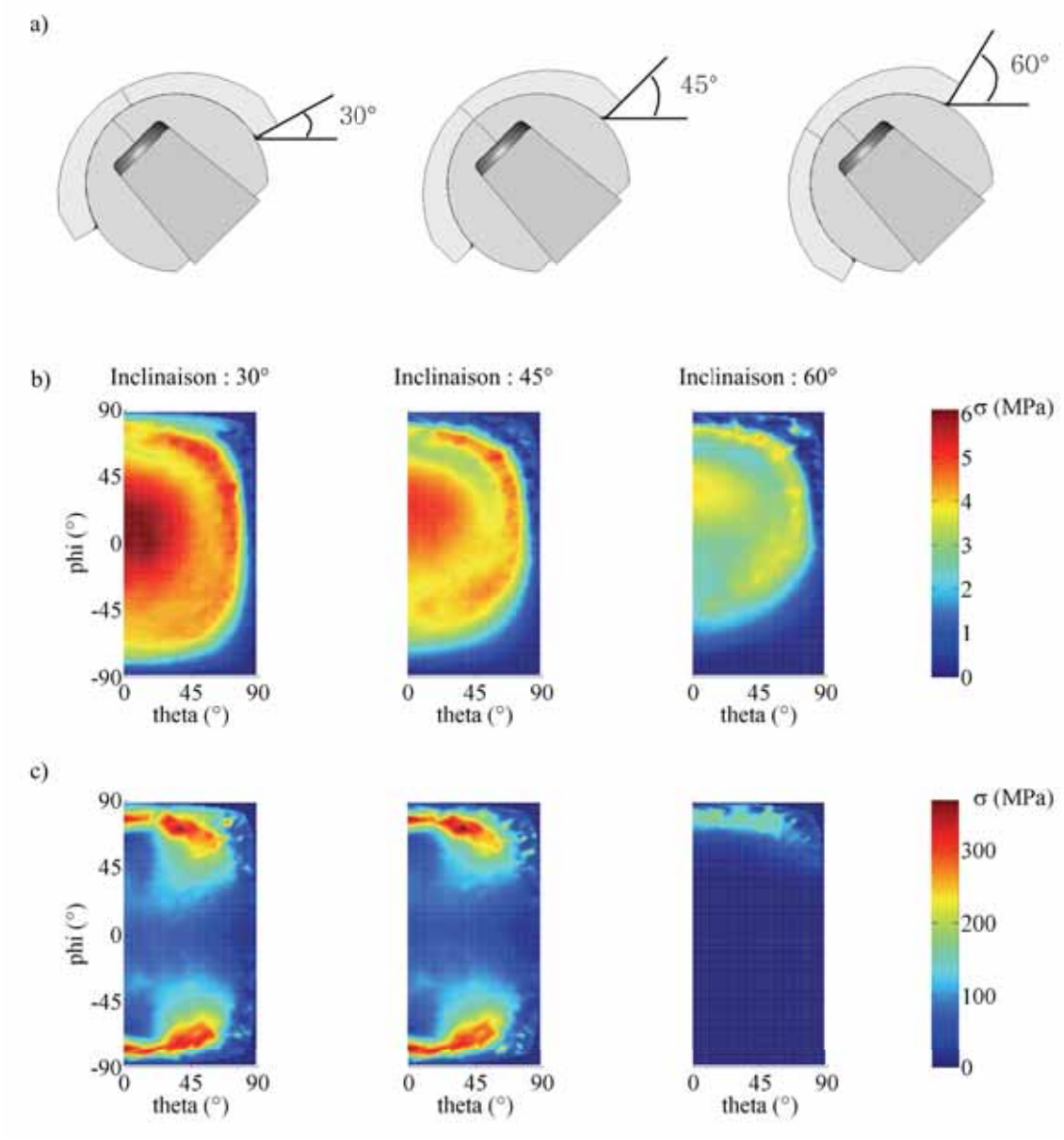

Figure IV.14 : Influence de l'orientation de la cupule sur les contraintes de surface. a) Orientations étudiées. b) Contraintes en surface de la cupule pour les trois inclinaisons et sans décoaptation, pour une force de 9 kN. c) Contraintes en surface de la cupule pour les trois inclinaisons avec un déplacement vertical initial de 1 mm, pour une force de 9 kN.

II.2.4 Influence des matériaux

Ce même modèle 1 a été utilisé, toujours avec une orientation de la cupule à 45°, mais avec un couple alumine-alumine. Deux simulations ont été effectuées, toutes deux avec une force appliquée à l'assemblage de 9 kN, la première sans décoaptation, et la seconde avec une décoaptation de 1,3 mm. Sans décoaptation, les contraintes en surface de la cupule sont faibles, ce qui a pour conséquence de masquer les différences potentielles entre les deux matériaux. Ainsi, avec décoaptation, les contraintes agissant dans la cupule en alumine sont supérieures d'environ 30 % à celle agissant dans la cupule en zircone (Fig. IV.16). Cette augmentation de

Table IV.2 : Valeurs de décoaptation en fonction de l'orientation de la cupule et du déplacement vertical initial.

	0,50 mm	0,75 mm	1,00 mm	1,25 mm	1,50 mm
30°	0,6	0,8	1,1	1,4	1,6
45°	0,7	1,0	1,3	1,6	1,9
60°	0,9	1,3	1,7	2,1	2,4

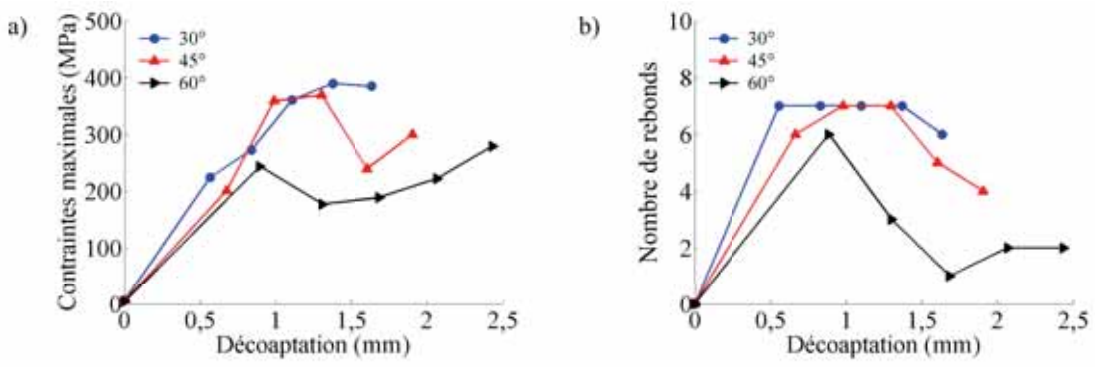

Figure IV.15 : Influence de l'orientation de la cupule sur les maxima de contraintes et le nombre de rebonds, pour une force de 9 kN. a) Maximum de contraintes en fonction de la décoaptation. b) Nombre de rebonds en fonction de la décoaptation.

contrainte peut être expliquée par le module d'Young de l'alumine, deux fois plus élevé que celui de la zircone. Par conséquent, pour une même vitesse d'impact, les contraintes dans l'alumine sont plus importantes.

II.3 Résultats concernant le modèle 2

II.3.1 Influence de la décoaptation

Comme dans le cas du modèle 1, l'influence de la valeur de la décoaptation a été étudiée avec une orientation de cupule de 45° et une force de 9 kN, les valeurs de décoaptation étant de 0, 0,7, 1,0, 1,3, 1,6 et 1,9 mm. Sans décoaptation, les contraintes de tension sont réparties sur une grande partie de la surface de la cupule (Fig. IV.17.a), et la tête est principalement soumise à des contraintes de compression (Fig. IV.17.b).

Comme pour le modèle 1, l'introduction d'une décoaptation entraîne une concentration des contraintes au niveau des chanfreins inférieur et supérieur de la cupule (Fig. IV.18.a). Etant donné que la surface de la cupule est plus importante, puisque le diamètre intérieur est de 32 mm, l'interpolation 2D est réalisée à l'aide d'un maillage constitué d'environ 19 000 points.

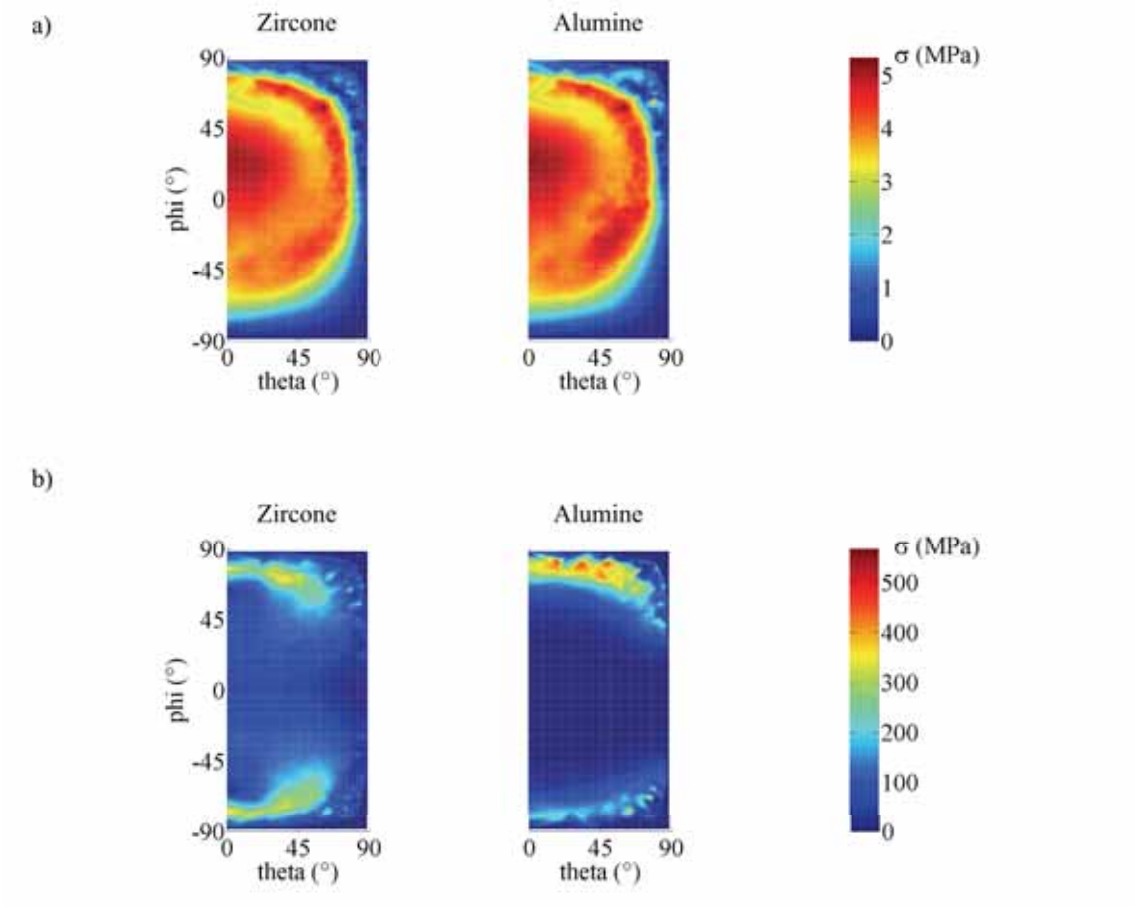

Figure IV.16 : Influence du matériau sur les contraintes de surface, pour une cupule orientée à 45° et une force de 9 kN. a) Simulation sans décoaptation. b) Simulation avec une décoaptation de 1,3 mm.

II.3.2 Influence des matériaux

Ce même modèle 2 a été utilisé, toujours pour une cupule orientée à 45°, mais avec un couple zircone-zircone. Deux simulations ont été effectuées, avec une force appliquée à l'assemblage de 9 kN, sans et avec une décoaptation de 1,3 mm. Comme pour le modèle 1, les valeurs des contraintes obtenues sans décoaptation sont similaires, tandis que les valeurs des contraintes obtenues avec décoaptation sont plus importantes dans l'alumine que dans la zircone (Fig. IV.19).

II.4 Comparaison des deux modèles

Les différences fondamentales entre les deux modèles étudiés sont :

- le diamètre de la tête, et donc le diamètre intérieur de la cupule : 28 mm pour le modèle 1 et 32 mm pour le modèle 2,

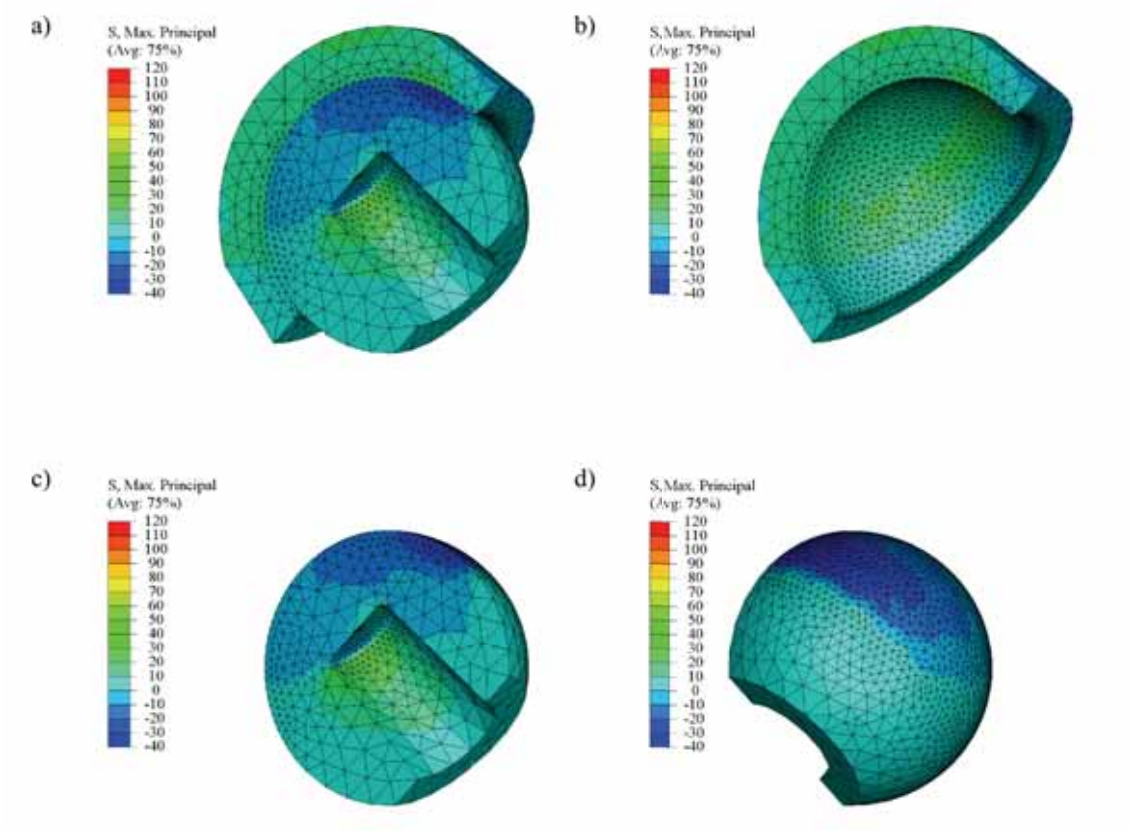

Figure IV.17 : Contraintes principales maximales obtenues pour le modèle 2 sans décoaptation, pour une cupule orientée à 45° et une force de 9 kN. a) Contraintes de tension (positives), et contraintes de compression (négatives) dans l'assemblage. b) Répartition des contraintes principales maximales dans la cupule. c) Répartition des contraintes principales maximales à l'intérieur de la tête. d) Répartition des contraintes principales maximales sur la surface extérieure de la tête.

- l'angle de l'alésage conique de la tête,
- l'épaisseur de matière au-dessus de l'alésage de la tête,
- la géométrie, et en particulier l'épaisseur maximale de la cupule.

Concernant la cupule, les contraintes de tension sont réparties de la même manière, toujours en bordure du chanfrein, et leurs valeurs ne sont pas significativement différentes. Par contre, en ce qui concerne la tête, les contraintes de tension sont plus importantes en fond d'alésage pour la tête du modèle 2, c'est-à-dire pour celle ayant le plus de matière à son sommet (Fig. IV.20.a). Ces résultats semblent confirmer certaines observations réalisées par des industriels, montrant que les têtes ayant le plus de matière sont celles qui cassent le plus facilement. En conclusion, nous pouvons affirmer que, pour la cupule, les différences mises en avant entre les deux modèles ne semblent pas influencer de manière déterminante la répartition et les valeurs des contraintes de tension.

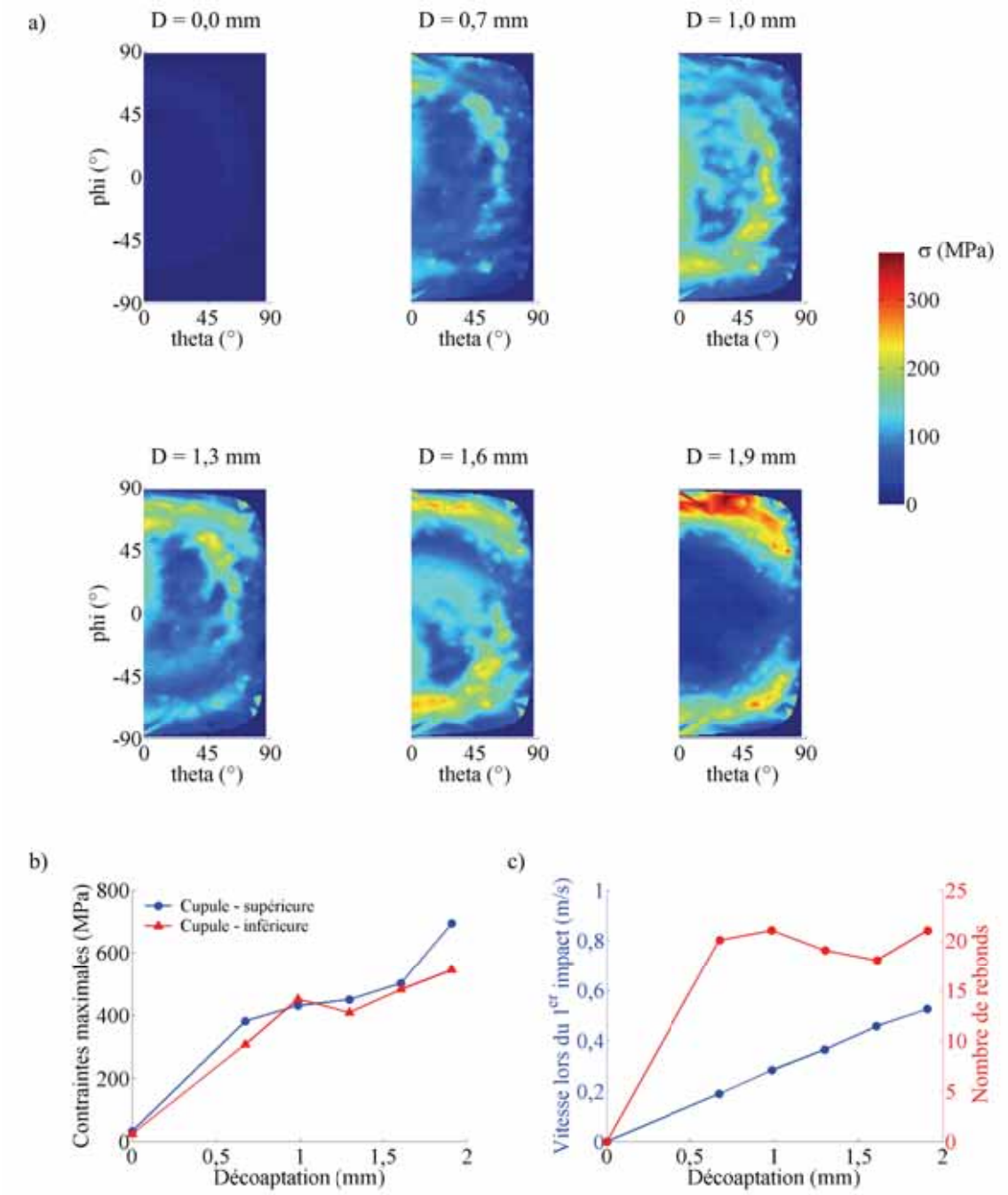

Figure IV.18 : Influence de la décoaptation sur les contraintes de surface de la cupule, pour une cupule orientée à 45° et une force de 9 kN. a) Localisation et valeurs des contraintes de tension en surface de la cupule pour des décoaptations de 0, 0,7 1,0, 1,3, 1,6 et 1,9 mm. b) Maximum de contraintes dans chaque partie de la cupule (supérieure et inférieure) en fonction de la décoaptation. c) Vitesse d'impact initiale et nombre d'impacts en fonction de la décoaptation.

II.5 Récapitulatifs des résultats

Ces différentes simulations par éléments finis ont apporté des précisions sur le comportement dynamique de l'assemblage cône-tête-cupule, selon que le mouvement ait lieu sans ou avec

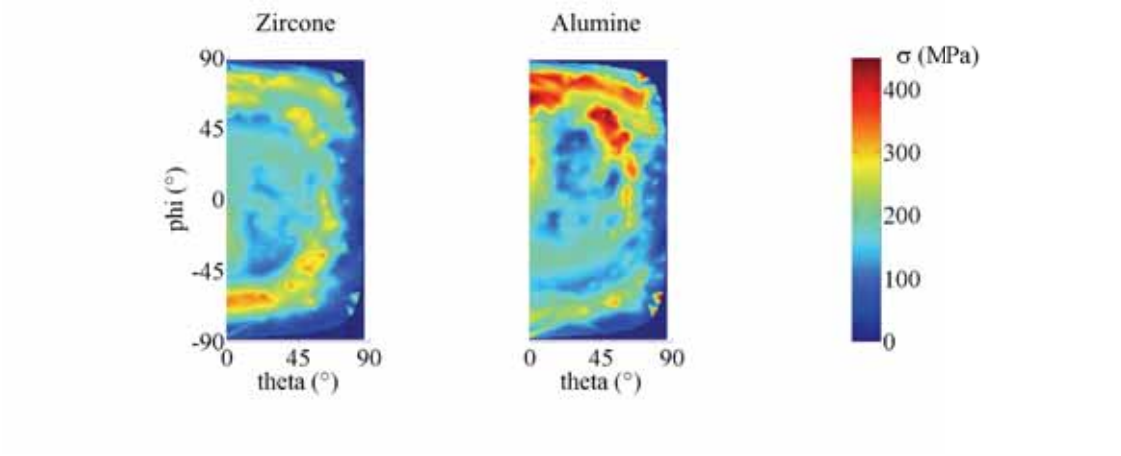

Figure IV.19 : Influence du matériau sur les contraintes de surface, pour une cupule orientée à 45°, une force de 9 kN et une décoaptation de 1,3 mm. Aperçu des contraintes de surface pour une cupule en zircone (à gauche) et en alumine (à droite).

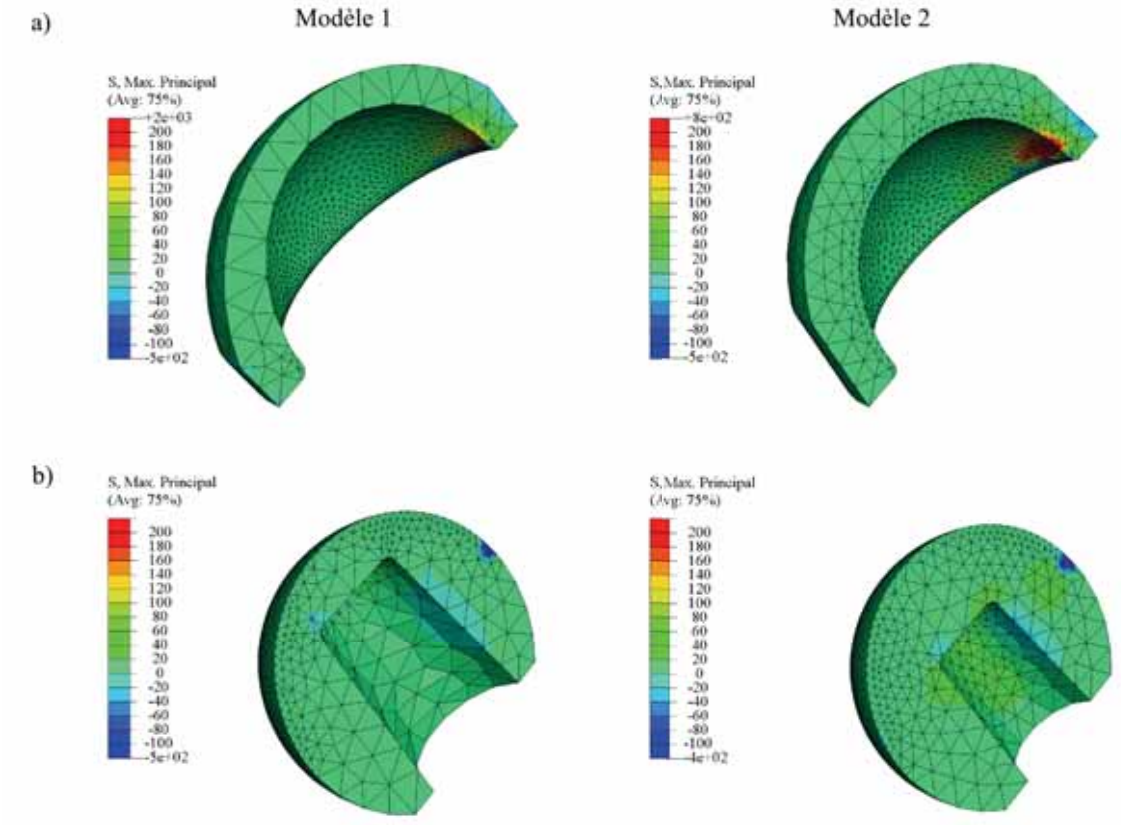

Figure IV.20 : Comparaison des contraintes principales maximales dans les deux modèles lors du premier impact, pour une cupule en zircone orientée à 45°, une force de 9 kN et une décoaptation de 1,3 mm. a) Vues de trois quarts dos des cupules. b) Vues de trois quarts face des têtes.

décoaptation. Quel que soit le type de simulation, la tête est globalement soumise à des contraintes de compression, tandis que la cupule est soumise à des contraintes de tension, localisées principalement en surface. La décoaptation entraîne une augmentation considérable

de ces contraintes, étant donné que le contact n'a plus lieu sur les trois quarts de la surface de la cupule, mais uniquement sur une bande localisée au niveau du chanfrein. De plus, selon la valeur de la décoaptation et de la force appliquée, la tête rebondit un certain nombre de fois au niveau des chanfreins supérieur et inférieur de la cupule, créant de fortes concentrations de contraintes dans ces zones. Les couples de matériaux utilisés influent également bien évidemment sur les valeurs des contraintes, l'utilisation d'alumine aboutissant à des contraintes supérieures à celles calculées dans des cupules en zircone.

Dans la troisième partie, nous définissons les constantes et les équations utilisées afin de simuler la croissance de défauts dans les cupules. Puis nous présentons l'algorithme de simulation développé et les équations conduisant au calcul des probabilités de rupture.

III PRINCIPES DE LA SIMULATION DE CROISSANCE DE DÉFAUTS

III.1 Démarche globale

Le principe est d'exporter les résultats des calculs par éléments finis (EF) d'Abaqus®, en termes de contraintes de tension dans la cupule, d'introduire des défauts de localisation et de taille aléatoires, et enfin de simuler la croissance de ces défauts au cours du temps. Cinq hypothèses simplificatrices fondamentales ont été faites.

- **Les contraintes de tension maximales sont stables dans le temps.** Ceci signifie que l'usure de la surface de contact au cours des chocs n'est pas prise en compte, et que les contraintes de tension maximales dans la cupule sont les mêmes quel que soit le choc considéré. Cette hypothèse permet de n'avoir à simuler qu'un seul choc par éléments finis.

- **L'introduction de défauts, aussi microscopiques soient-ils, ne modifie pas la répartition et les valeurs des contraintes de tension calculées par Abaqus®.** Cette hypothèse permet de s'affranchir des problèmes de changement d'échelle et de se contenter d'une seule simulation EF. En effet, il n'est donc pas nécessaire de remailler et de calculer une nouvelle solution EF pour chaque défaut introduit. De plus, les défauts étant d'environ trois ordres de grandeur plus petits que la cupule, de tels modèles EF nécessiteraient de développer des sous-modèles, afin de conserver un nombre d'éléments finis, et donc des temps de calcul, raisonnables.

- **Les défauts sont supposés orientés de façon la plus défavorable possible, c'est-à-dire perpendiculairement à la contrainte de tension.** Ceci permet d'utiliser directement la contrainte de tension calculée lors de la simulation EF.

- **Les défauts ne coalescent pas entre eux.** Cette hypothèse signifie que chaque défaut sera traité indépendamment des autres.

- **Les défauts sont supposés déjà présents et la génération potentielle de nouveaux défauts n'est pas prise en compte.**

III.2 Traitements des résultats Abaqus®

Les fichiers utilisés sont ceux obtenus après les simulations éléments finis et contenant le maximum de contraintes de tension au cours d'un choc pour chaque noeud. Au lieu de réaliser une interpolation bidimensionnelle de la surface de la cupule comme pour la visualisation 2D (cf. paragraphe II.1), l'interpolation est cette fois-ci tridimensionnelle, représentant l'intégralité du volume de la cupule. Cette interpolation a été mise en place dans un programme Matlab®.

Deux fichiers sont créés à partir d'Abaqus®, un contenant les coordonnées cartésiennes des noeuds, et le second contenant la liste des noeuds associés à chacun des éléments finis. Pour chaque élément fini, les contraintes aux noeuds associés sont interpolées dans un cube d'interpolation englobant l'élément (Fig. IV.21.a et b). Ensuite, un algorithme de détection de collision permet de ne conserver que les points intérieurs à l'élément fini considéré (Fig. IV.21.c).

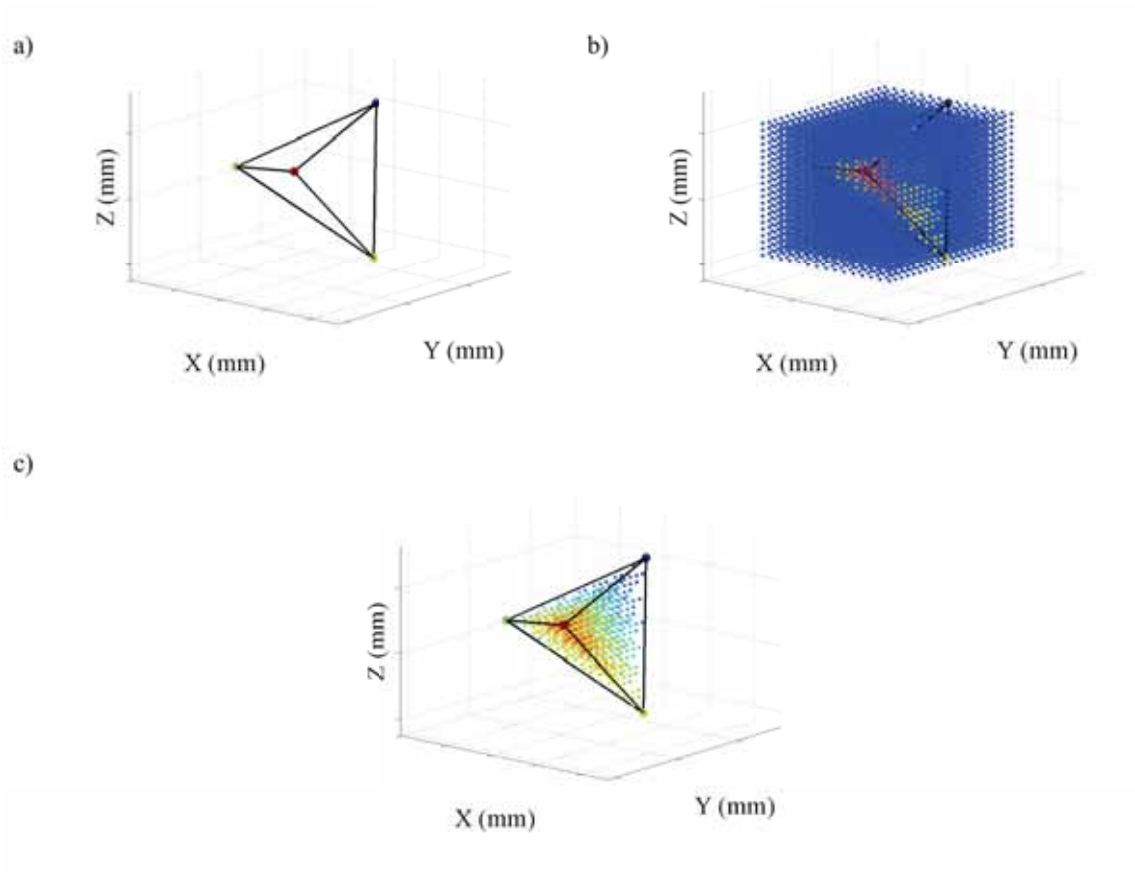

Figure IV.21 : Interpolation tridimensionnelle des contraintes de tension dans la cupule. a) Visualisation d'un élément fini. La couleur de ses noeuds dépend de la contrainte associée, elle varie du bleu pour le minimum au rouge pour le maximum. b) Cube d'interpolation englobant l'élément, tous les noeuds extérieurs à cet élément ont été représentés en bleu. c) Visualisation des noeuds restants après élimination des noeuds extérieurs.

Cette procédure nous permet d'obtenir des valeurs de contraintes en environ trois millions de points de la cupule, au lieu des quelques milliers de noeuds initialement définis lors de la simulation EF. Le nombre de positions potentielles de défauts a ainsi été multiplié par un facteur 1 000.

III.3 Relations $v - K_I$ déduites des courbes expérimentales

Comme expliqué précédemment dans la chapitre I, les biocéramiques sont des matériaux fragiles, c'est-à-dire que les défauts intrinsèques vont croître plus ou moins lentement jusqu'à

atteindre une taille critique, provoquant la rupture brutale de la pièce considérée. Notre but est de modéliser et de simuler cette croissance sous-critique des défauts. Pour cela, nous avons utilisé des courbes expérimentales déjà établies, mettant en relation la vitesse de croissance des défauts avec le facteur d'intensité de contraintes (Chevalier et al. 1997, Chevalier et al. 1999, De Aza et al. 2002). Sous un chargement cyclique, nous avons déjà vu que cette relation est du type :

$$v = A\, K_{max}^{m}\, (1-R)^2 \qquad \text{avec : } R = \frac{K_{min}}{K_{max}} \tag{IV.2}$$

avec A et m des constantes dépendantes des propriétés du matériau et des variables environnementales, K_{max} et K_{min} étant, respectivement, les valeurs maximale et minimale du facteur d'intensité de contraintes K_I au cours d'un cycle. Rappelons que, par définition, le facteur d'intensité de contraintes K_I est calculé comme suit :

$$K_I = Y\, \sigma\, \sqrt{\pi\, a} \tag{IV.3}$$

avec Y une constante, tenant compte de la géométrie du défaut et de sa localisation, et que nous considérerons pour l'instant égal à l'unité, σ la contrainte de tension, et a la dimension maximale du défaut, c'est-à-dire la profondeur pour une fissure ou le rayon pour une porosité. Dans notre étude, nous considérons uniquement les contraintes de tension σ qui sont, au début de la simulation EF, nulles, donc K_{min} est nul. Par conséquent, le ratio R est également nul. De plus, la contrainte est supposée égale à sa valeur maximale et constante tout au long de la simulation, d'une durée $\Delta t = 11\, ms$. Par conséquent, $K_{max} = K_I$ et donc, finalement :

$$v = A\, K_I^{m} \tag{IV.4}$$

Pour une zircone yttriée soumise à un chargement cyclique, $m = 20$, et, d'après les courbes expérimentales (Chevalier et al. 1997), nous avons calculé $A = 1,2.\ 10^{-18}$. De plus, sous sollicitations cycliques, le rapport entre K_{I0} et K_{Ic} est d'environ 0,48 (Chevalier et al. 1999). Le K_{Ic} valant environ 5,5 MPa$\sqrt{m}$ (De Aza et al. 2002), nous avons fixé $K_{I0} = 2,7\,\text{MPa}\sqrt{m}$ pour les simulations sous sollicitations cycliques.

En ce qui concerne l'alumine, bien que le phénomène de transformation de phase n'existe pas et que, par conséquent, la diminution du K_{I0} due au faiblissement des mécanismes de renforcement soit théoriquement plus faible, nous avons supposé que le rapport entre K_{I0} et K_{Ic} reste égal à 0,48. Par conséquent, le K_{Ic} valant environ 4,2 MPa$\sqrt{m}$ (De Aza et al. 2002), nous avons fixé $K_{I0} = 2,1\,\text{MPa}\sqrt{m}$ pour les simulations sous sollicitations cycliques. Les coefficients m et A sont tirés d'une courbe $v - K_I$ établie sous sollicitations cycliques (Chevalier et al. 1999).

Les coefficients utilisés, ainsi que les K_{I0} et K_{Ic} pour la zircone et l'alumine, sont résumés dans la table IV.3 (Tab. IV.3), et les courbes $v - K_I$ correspondantes utilisées pour les simulations sont tracées (Fig. IV.22).

Table IV.3 : Paramètres des courbes $v - K_I$ utilisées lors des simulations.

	A	m	K_{Ic} (MPa$\sqrt{m}$)	K_{I0} (MPa$\sqrt{m}$)
Al_2O_3	$1{,}3.10^{-23}$	40,0	4,2	2,1
ZrO_2	$1{,}2.10^{-18}$	20,0	5,5	2,7

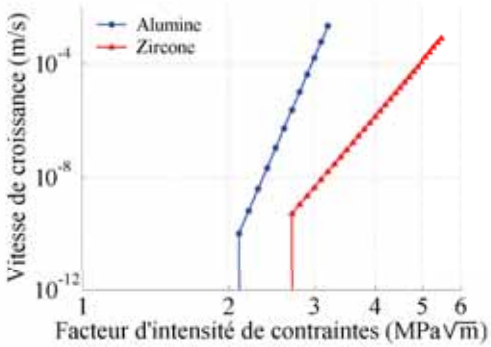

Figure IV.22 : Courbes $v - K_I$ de l'alumine et de la zircone utilisées lors des simulations de croissance de défauts.

III.4 Algorithme de calcul développé

Cet algorithme est basé sur celui préconisé par Todinov (Todinov 2000, Todinov 2006), afin de calculer des probabilités de rupture à l'aide de simulations de Monte Carlo. Les données d'entrée de la simulation de croissance des défauts sont :

- les fichiers contenant les résultats de l'interpolation 3D des contraintes de tension maximales obtenues durant les 11 ms de simulation EF,
- les équations des courbes $v - K_I$,
- la taille moyenne a_m des défauts à simuler.

L'algorithme mis en place débute par la définition de Nc configurations. Une configuration est définie comme étant une cupule avec un défaut de taille et d'emplacement définis de façon aléatoire. La taille est sélectionnée aléatoirement à partir d'une distribution gaussienne, dont la moyenne est la taille moyenne a_m définie en entrée du programme, et l'écart type égal à 10 % de cette moyenne (Fig. IV.23). Un des noeuds est ensuite choisi aléatoirement dans la liste des noeuds interpolés, et le défaut est associé à la contrainte correspondante.

Pour chacune des Nc configurations précédemment définies, le programme calcule le facteur d'intensité de contraintes K_I associé et le compare au facteur d'intensité de contrainte seuil K_{I0}

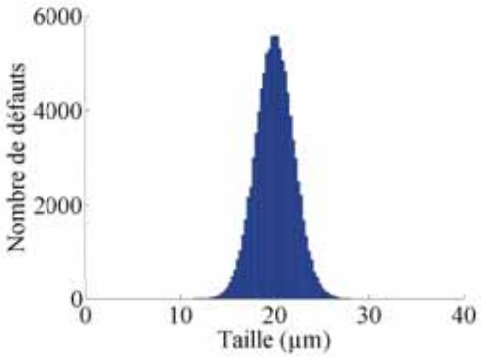

Figure IV.23 : Exemple d'une distribution de 10^4 défauts de taille moyenne $a_m = 20$ μm.

(Fig. IV.24). Si K_I est supérieur à K_{I0}, la configuration est considérée comme étant instable, c'est-à-dire que le défaut associé va croître. Si, au contraire, K_I est inférieur à K_{I0}, cela signifie que la contrainte de tension est trop faible pour être en mesure de faire croître le défaut associé, et que donc la configuration est stable. Dans la suite du programme, les calculs seront faits uniquement pour les Ne configurations instables.

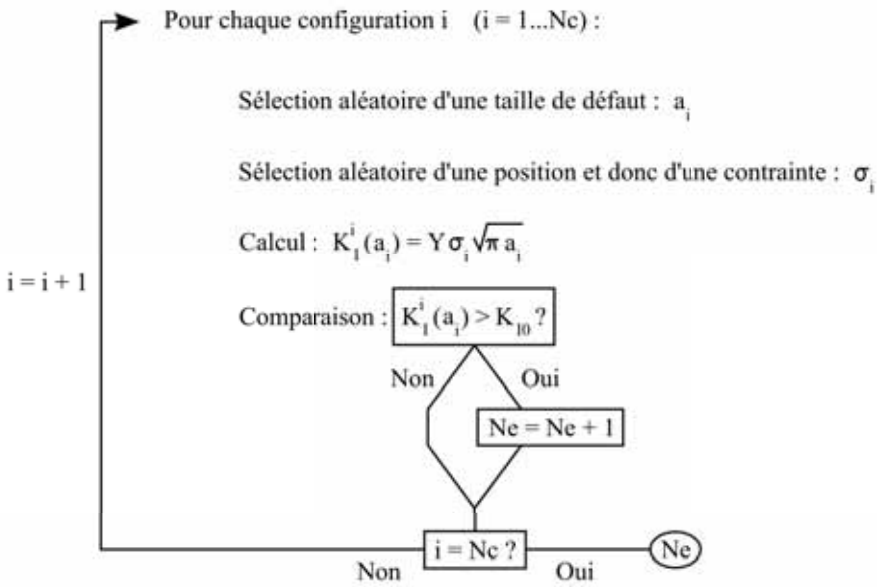

Figure IV.24 : Algorithme de détermination des configurations instables. Au début du calcul, Ne est initialisé à zéro.

Pour chacun des N chocs et pour chacune des Ne configurations instables, le facteur d'intensité de contraintes est calculé, la vitesse de croissance en est déduite, puis la nouvelle taille du défaut est déterminée. A partir de cette nouvelle taille de défaut, le nouveau facteur d'intensité de contraintes est calculé, puis comparé au facteur d'intensité de contrainte critique K_{Ic}. Si K_I est supérieur à K_{Ic}, le défaut a atteint la taille critique et la cupule associée est considérée fracturée. Le compteur de fractures nF est alors incrémenté d'une unité. Si, au contraire, K_I est inférieur à K_{Ic}, la configuration est encore en évolution. Ensuite, le programme

passe au calcul concernant la configuration suivante. Une fois que toutes les configurations ont été testées, le nombre de chocs est incrémenté d'une unité et ce processus recommence, pour toutes les configurations encore instables (Fig. IV.25).

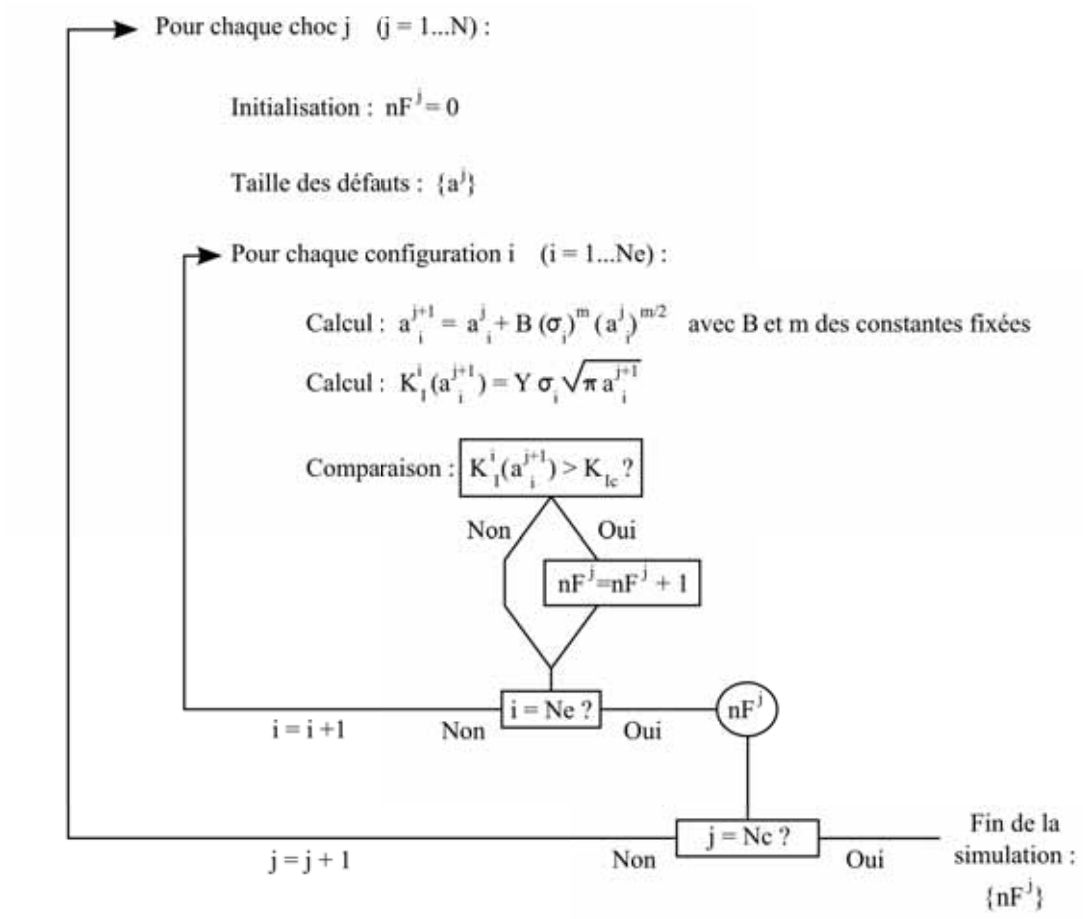

Figure IV.25 : Algorithme de simulation de croissance des défauts.

III.4.1 Vérification du déterminisme du calcul

Etant donné que l'algorithme consiste à itérer un grand nombre de fois une fonction fortement non linéaire, il est important de vérifier le déterminisme du calcul, c'est-à-dire de vérifier que, pour les paramètres choisis, le système n'est pas chaotique. Afin de procéder à cette vérification, il est nécessaire d'établir la relation reliant la taille d'un défaut avant et après le choc numéro $j+1$. Après le choc $j+1$, la nouvelle taille du défaut est calculée comme suit :

$$a_{j+1} = a_j + v_{j+1}\,\Delta t \tag{IV.5}$$

de plus, d'après les équations (IV.3 et IV.4) définies précédemment :

$$v_{j+1} = A\,Y^m\,\sigma^m\,\pi^{\frac{m}{2}}\,a_j^{\frac{m}{2}} \tag{IV.6}$$

Par conséquent, l'équation reliant a_{j+1} et a_j s'écrit :

$$a_{j+1} = a_j + B\,\sigma^m\,a_j^{\frac{m}{2}} \qquad \text{avec : } B = A\,Y^m\,\pi^{\frac{m}{2}}\,\Delta t \tag{IV.7}$$

Cet algorithme a été testé pour des plages de valeurs de A et m englobant les valeurs concernant l'alumine et la zircone (Tab. IV.3). Le but était de vérifier que le nombre de chocs à rupture, c'est-à-dire lorsque la taille d'un des défauts atteint la taille critique, est une fonction strictement monotone de A, m et de la taille initiale des défauts. L'apparition d'oscillations du nombre de chocs à rupture signifierait que les équations décrivent un système chaotique, donc imprévisible dans le temps (Gleick 1987). Les calculs réalisés ont montré que les équations utilisées décrivent un système déterministe, et donc utilisable pour prédire la durée de vie des prothèses étudiées.

III.4.2 Détermination du nombre optimal de configurations à simuler

Etant donné que les taille et position des défauts sont déterminées aléatoirement, des simulations préliminaires ont été réalisées dans le but de déterminer le nombre optimal Nc de configurations à définir, afin d'obtenir une dispersion acceptable des résultats. Ces simulations préliminaires ont été effectuées pour un assemblage tête-cupule en zircone, soumis à une force de 9 kN, pour une cupule orientée à 45°, une décoaptation de 1,3 mm et une taille moyenne intiale de défauts de 40 μm. Une centaine de simulations a été réalisée pour chaque nombre de configurations et le pourcentage moyen de croissance de défauts, l'écart type, et le temps moyen de calculs ont été déterminés pour des Nc de 10^3, 5.10^3, 10^4, 5.10^4, 10^5, 2.10^5, et 5.10^5 (Fig. IV.26).

En se basant sur les résultats de ces calculs préliminaires, nous avons fixé Nc égal à 10^5, ce qui assure une bonne répétabilité des résultats de simulation, tout en conservant des temps de calcul raisonnables. Le temps de calcul moyen pour tester l'état des 10^5 configurations après un choc est de l'ordre de 30 s, soit environ 0,3 ms par configuration et par choc. Etant donné que le pourcentage moyen de croissance est d'environ 0,2 %, il y aura environ 200 configurations instables, soit un temps de calcul de l'ordre de 60 ms par choc. Ainsi, la simulation de 10^5 chocs durera environ 1 h 35 ', sous l'hypothèse qu'il n'y ait pas de ruptures précoces.

III.5 Principes de calcul des probabilités de rupture

L'algorithme précédemment utilisé permet de calculer l'évolution de la probabilité de rupture au cours du temps, grâce aux équations développées par Todinov (Todinov 2000, Todinov 2006). Cette méthode est basée sur la théorie statistique de Weibull du maillon faible. Avec l'hypothèse que les défauts ne coalescent pas et évoluent de manière indépendante les uns

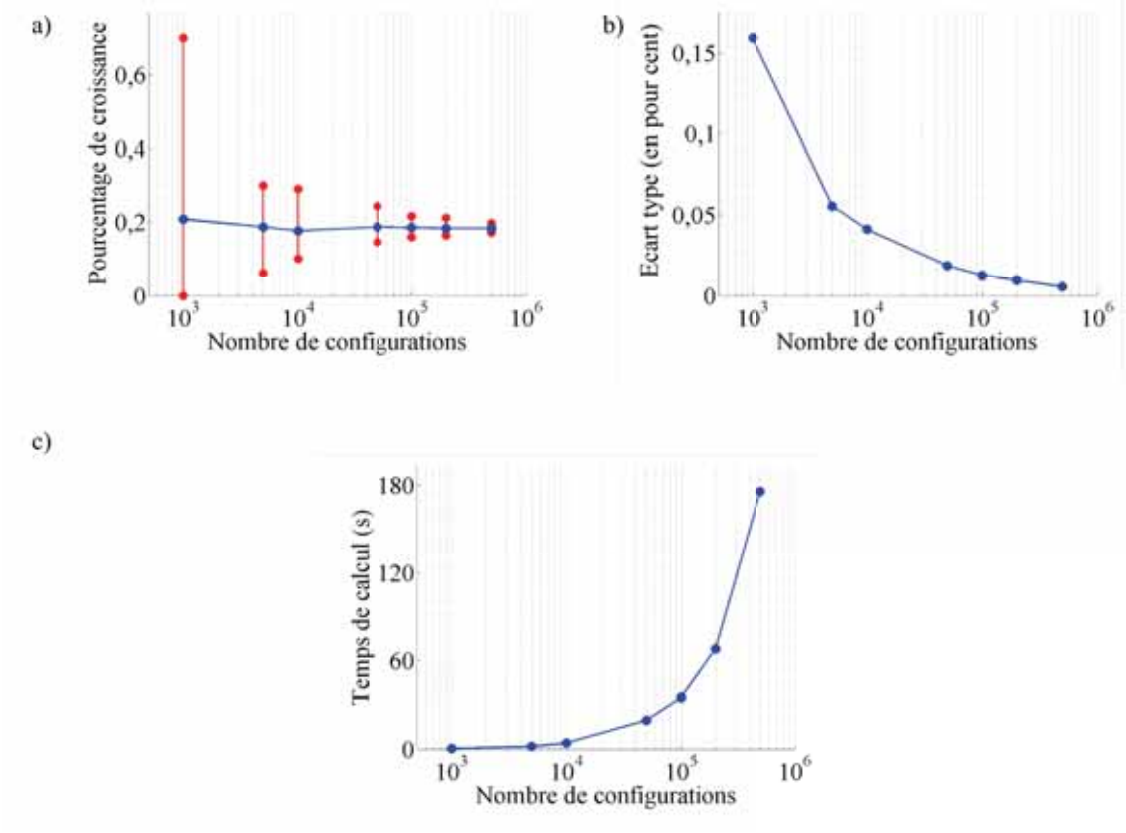

Figure IV.26 : Détermination du nombre optimal de configurations. a) Pourcentage moyen de croissance en fonction du nombre de configurations simulées. Les points rouges symbolisent les minimum et maximum de ce pourcentage, pour chaque nombre de configurations simulées. b) Ecart type concernant le pourcentage moyen de croissance en fonction du nombre de configurations simulées. c) Temps moyen de calcul pour détecter les défauts instables, en fonction du nombre de configurations simulées.

des autres, la probabilité de rupture d'un élément sous chargement constant σ s'écrit :

$$P = 1 \; - \; exp\,[\,-\lambda\, V\, F\,] \tag{IV.8}$$

avec λ la densité volumique constante de défauts, dont les positions obéissent à une distribution de Poisson homogène, V le volume considéré, et F la probabilité conditionnelle individuelle d'aboutir à la rupture à partir d'un unique défaut (Todinov 2000). Cette dernière probabilité est qualifiée de conditionnelle car elle représente la probabilité qu'un défaut conduise à la rupture, sous l'hypothèse que ce défaut soit présent dans le volume considéré. Cette probabilité F est calculée à partir du résultat de notre simulation de Monte Carlo :

$$F = \frac{nF}{Nc} \tag{IV.9}$$

avec nF le nombre de ruptures obtenues et Nc le nombre de configurations testées, soit 10^5 dans notre étude. La densité volumique de défauts λ est quant à elle calculée à partir de la

porosité p du matériau modélisé et du volume moyen des défauts V_a, en supposant que ces derniers soient sphériques :

$$\lambda = \frac{p}{(1 - p)\, V_a} \tag{IV.10}$$

Pour les biocéramiques, en supposant une plage de porosité allant de 0,01 à 1,00 %, et des tailles moyennes de défauts comprises entre 1 et 100 μm, λ varie entre 0,2 et 2,5.10^6 (Fig. IV.27). Il est important de remarquer que cette grande amplitude des valeurs de λ va influencer de façon considérable la probabilité de rupture.

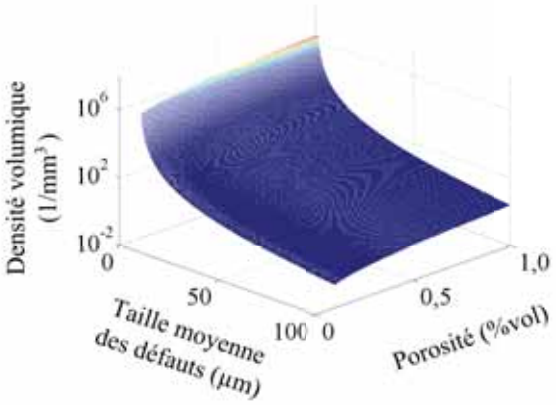

Figure IV.27 : Détermination de la densité volumique de défauts en fonction de la porosité et de la taille moyenne de ces défauts.

Dans la quatrième partie, nous présentons les résultats des simulations de croissance de défauts pour chacun des deux modèles avec, en particulier, l'influence des paramètres que sont l'intensité de la force appliquée, la valeur de la décoaptation, ainsi que l'orientation de la cupule. Les grandeurs calculées qui nous intéressent sont le nombre critique de chocs, c'est-à-dire le nombre de chocs au bout duquel au moins une configuration a cassé, ainsi que l'évolution de la probabilité de rupture en fonction du nombre de chocs.

IV RÉSULTATS DES SIMULATIONS DE CROISSANCE DE DÉFAUTS

IV.1 Détermination des tailles initiales de défauts à simuler

Afin d'estimer la plage de valeurs des tailles de défauts à tester, des calculs ont été menés à partir des facteurs d'intensité de contraintes K_{I0} et K_{Ic} (Tab. IV.3). La taille de défaut correspondant à K_{I0} est qualifiée de taille d'initiation, puisqu'elle représente la taille minimale en-dessous de laquelle il n'y aura pas de croissance, tandis que la taille correspondant à K_{Ic} est qualifiée de taille critique, puisqu'elle représente la taille minimale entraînant la rupture fragile brutale du matériau. Des calculs ont donc été effectués pour des valeurs de contraintes de tension allant de 100 à 1 000 MPa, montrant que la taille d'initiation varie entre 2,3 et 232,0 μm, et la taille critique entre 9,6 et 962,9 μm (Fig. IV.28). Les tailles d'initiation sont trop importantes pour représenter des défauts intrinsèques présents initialement en volume dans les biocéramiques. Néanmoins, les chocs mécaniques répétés sont susceptibles de créer de tels défauts, notamment en surface. Ainsi, les simulations seront réalisées avec une distribution aléatoire de défauts volumiques, et les positions des défauts critiques seront relevées afin de vérifier si uniquement les défauts de surface sont en mesure de croître et d'entraîner la rupture des cupules.

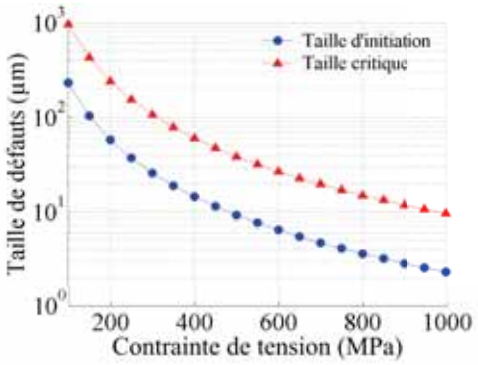

Figure IV.28 : Détermination des tailles d'initiation et des tailles critiques pour la zircone en fonction de la contrainte de tension.

IV.2 Validation du modèle

La validation de ce modèle de croissance de défauts a été effectuée à partir du modèle de type 1 en zircone (Fig. IV.1.a), pour une cupule orientée à 45°, une force de 9 kN, et une décoaptation de 1,3 mm. Cette configuration correspond aux résultats expérimentaux 2 et 3 concernant la zircone, et nous a donc permis de comparer les durées de vie expérimentales avec les durées de vie simulées. Par la suite, les défauts dont la taille a atteint la taille critique conduisant à la rupture sont qualifiés de défauts critiques. Le nombre critique de chocs représente quant à lui le nombre de chocs au bout duquel au moins un défaut a atteint cette taille critique. En ce qui concerne la configuration décrite ci-dessus, la taille minimale d'initiation de la croissance

est de 19 μm, sachant que nous avons fait varier les tailles initiales, micron par micron, de 15 à 30 μm, et ensuite de 5 en 5, jusqu'à 40 μm. En ce qui concerne le pourcentage de défauts critiques, nous pouvons remarquer qu'il est stable au cours de quelques milliers de chocs et qu'il augmente de façon quasi-exponentielle par la suite (Fig. IV.29.a). Le nombre critique de chocs varie d'environ 10^5 pour une taille initiale de défauts de 19 μm, à 5.10^2 pour une taille de 35 μm (Fig. IV.29.b). Si, dans une première approximation, nous supposons que la cupule casse dès qu'un de ses défauts atteint la taille critique, c'est-à-dire que le nombre de chocs critique représente en fait la durée de vie théorique de la cupule, les comparaisons avec les durées de vie expérimentales des couples en zircone 2 et 3 permettent de confirmer la validité du modèle. En effet, pour des tailles de défauts grossièrement comprises entre 24 et 27 μm, les nombres critiques de chocs sont du même ordre de grandeur que les durées de vie expérimentales. Or, des défauts de surface de ce type ont été mis en évidence lors des observations des surfaces de rupture au MEB.

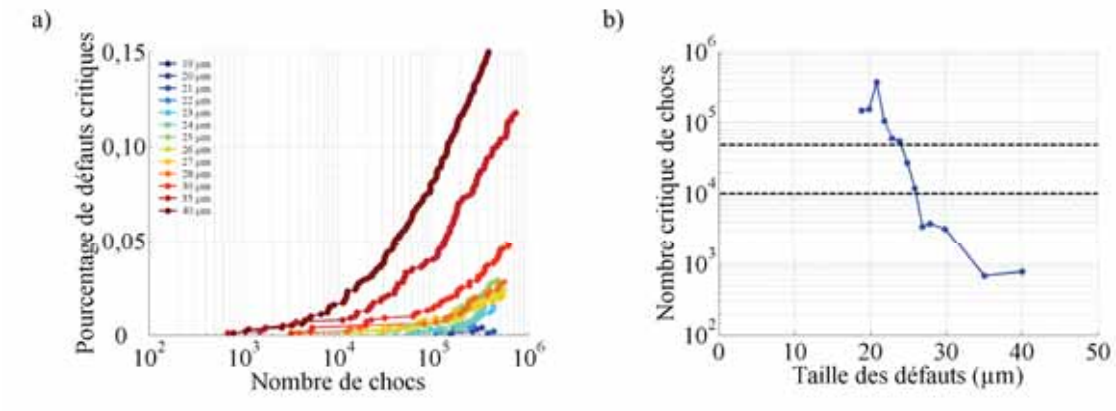

Figure IV.29 : Evolution du pourcentage de défauts critiques et nombre critique de chocs, pour une cupule orientée à 45°, une force de 9 kN et une décoaptation de 1,3 mm. a) Evolution du pourcentage de défauts critiques en fonction du nombre de chocs. b) Nombre critique de chocs en fonction de la taille initiale des défauts. Les deux traits horizontaux en pointillés correspondent aux extrema des durées de vie expérimentales des couples en zircone 2 et 3.

Les positions des défauts critiques ont été sauvegardées et affichées dans le repère de coordonnées sphériques précédemment utilisé pour représenter les contraintes de tension en surface de la cupule (Fig. IV.30). La couleur des points représente la position en profondeur de ces défauts, c'est-à-dire leur distance par rapport à la surface de la cupule. Il est à noter qu'aucun de ces défauts ne se trouve à plus de 2 mm de la surface de la cupule. Ce résultat est cohérent avec l'hypothèse, émise suite aux observations des surfaces de ruptures au MEB, que l'initiation des ruptures a lieu en surface. De plus, ces défauts critiques semblent être distribués sur quasiment toute la surface de la cupule (Fig. IV.30.a). Néanmoins, en effectuant un premier filtrage pour ne garder que les défauts dont la taille initiale est comprise entre 24 et 27 μm, la répartition se limite à deux zones, une dans la partie inférieure et une dans la partie supérieure (Fig. IV.30.b). Toutefois, ces défauts ne sont pas tous localisés aux abords immédiats du chanfrein, alors que les observations au MEB ont permis de montrer que les défauts critiques sont généralement situés au niveau de la bande d'usure, c'est-à-dire proches du chanfrein. Quoiqu'il en soit, étant données les diverses approximations effectuées lors de

cette modélisation, nous pouvons considérer que ces résultats, tant en terme de durée de vie que de localisation des défauts critiques, sont compatibles avec les résultats expérimentaux.

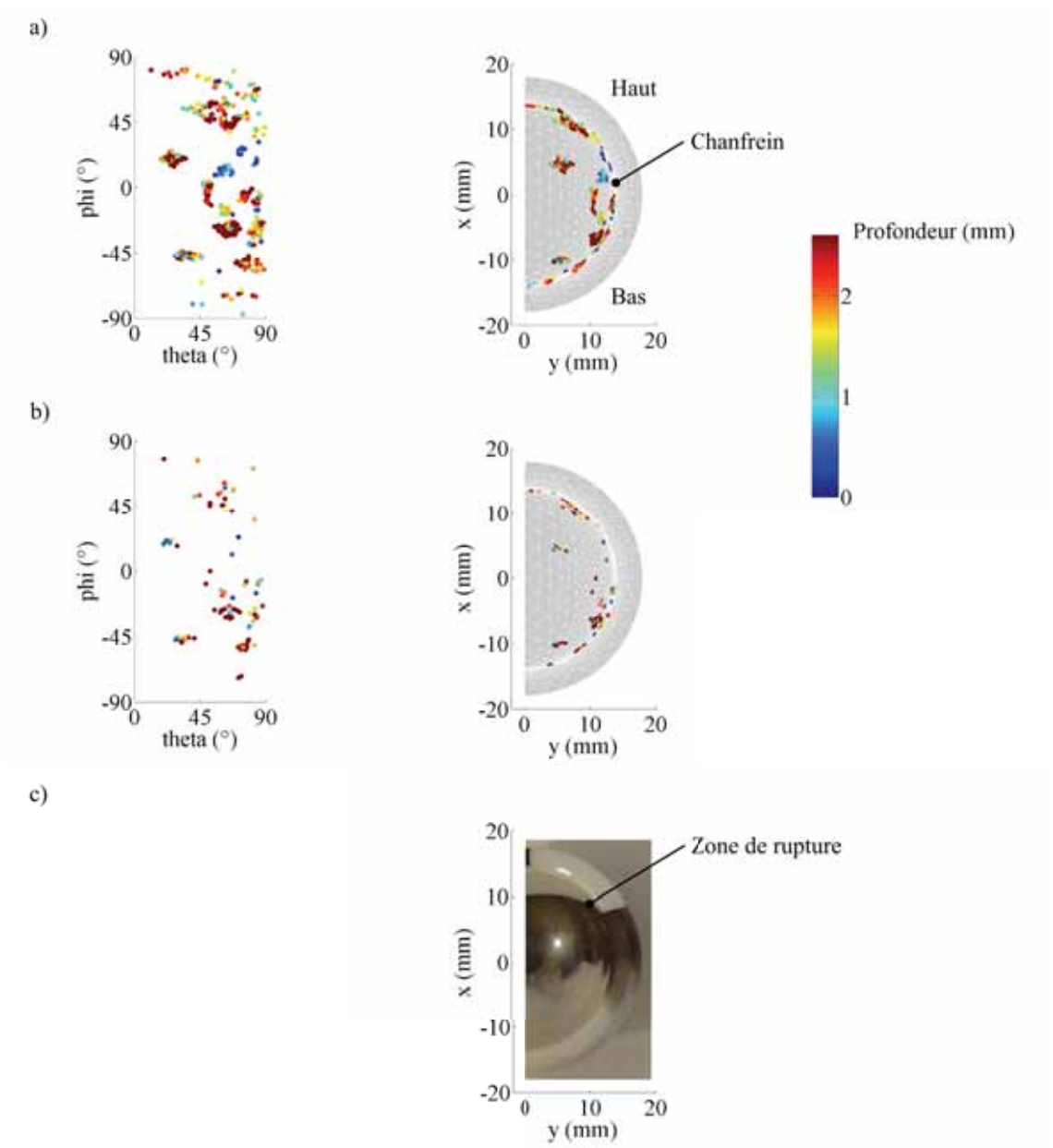

Figure IV.30 : Localisation des défauts critiques simulés, pour une cupule orientée à 45°, une force de 9 kN et une décoaptation de 1,3 mm. a) Localisation des défauts critiques dont la taille initiale est comprise entre 19 et 35 μm. b) Localisation des défauts critiques dont la taille initiale est comprise entre 24 et 27 μm. c) Aperçu de la localisation d'une surface de rupture obtenue expérimentalement.

IV.3 Influence de la porosité sur la probabilité de rupture

Comme déjà évoqué précédemment, la densité volumique de défauts présents dans le matériau, nécessaire au calcul de la probabilité de rupture (Eq. IV.8), dépend directement de la porosité de ce matériau (Eq. IV.10). Plusieurs calculs des probabilités de rupture théoriques ont été menés avec des porosités variant de 0,1 à 1,0 %vol (Fig. IV.31). Il est à noter que, pour des tailles de défauts inférieures à 27 μm et une porosité supérieure ou égale à 0,7 %vol, le moindre défaut critique entraîne une probabilité supérieure à 0,9. Ainsi, l'approximation de la durée de vie par le nombre critique de chocs se révèle valable pour de faibles tailles de défauts et des porosités supérieures à 0,7 %vol. Or, la porosité de la zircone utilisée est de l'ordre de 0,8 %vol, ce qui valide l'hypothèse précédente dans le cas de défauts de taille inférieure à 27 μm. Toutes les probabilités présentées par la suite ont été calculées avec une porosité de 0,8 %vol.

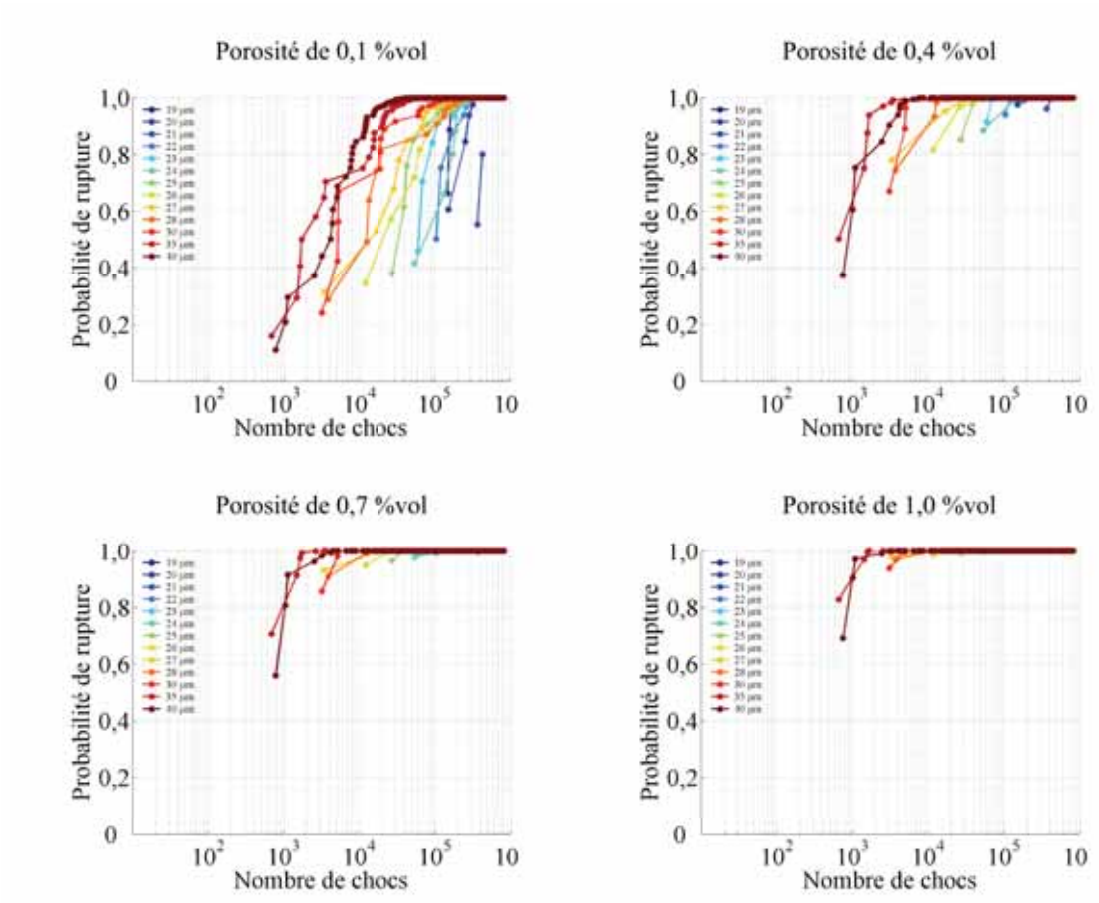

Figure IV.31 : Evolution des probabilités de rupture en fonction de la taille des défauts et de la porosité, pour une cupule orientée à 45°, une force de 9 kN et une décoaptation de 1,3 mm.

IV.4 Influence de l'orientation de la cupule sur la probabilité de rupture

Le modèle de croissance des défauts développé a été utilisé pour étudier l'influence de l'orientation de la cupule sur sa durée de vie. Ainsi, des simulations ont été menées pour des cupules orientées à 30, 45 et 60°, pour une même force de 9 kN et un même déplacement vertical initial de la tête de 1 mm, soit des décoaptations respectives de 1,1, 1,3 et 1,7 mm. Pour les cupules orientées à 30 et 45°, les valeurs et l'évolution des probabilités de rupture au cours des chocs sont sensiblement identiques (Fig. IV.32.a et b). De plus, la faible taille des défauts fait que ces probabilités atteignent très rapidement des valeurs proches de l'unité puisque, dans ce cas, la densité volumique de défauts est élevée. Pour la cupule orientée à 60°, le nombre de chocs avant qu'un quelconque défaut n'atteigne la taille critique est supérieur aux deux cas précédents. De plus, les tailles des défauts susceptibles de croître sont nettement plus importantes, ceci entraînant une densité volumique de défaut plus faible et donc des probabilités plus faibles également. Ce résultat est important puisqu'il confirme ce qui avait été avancé grâce aux calculs par éléments finis, à savoir que l'orientation de la cupule semble être un paramètre crucial quant à la résistance aux dégradations par chocs.

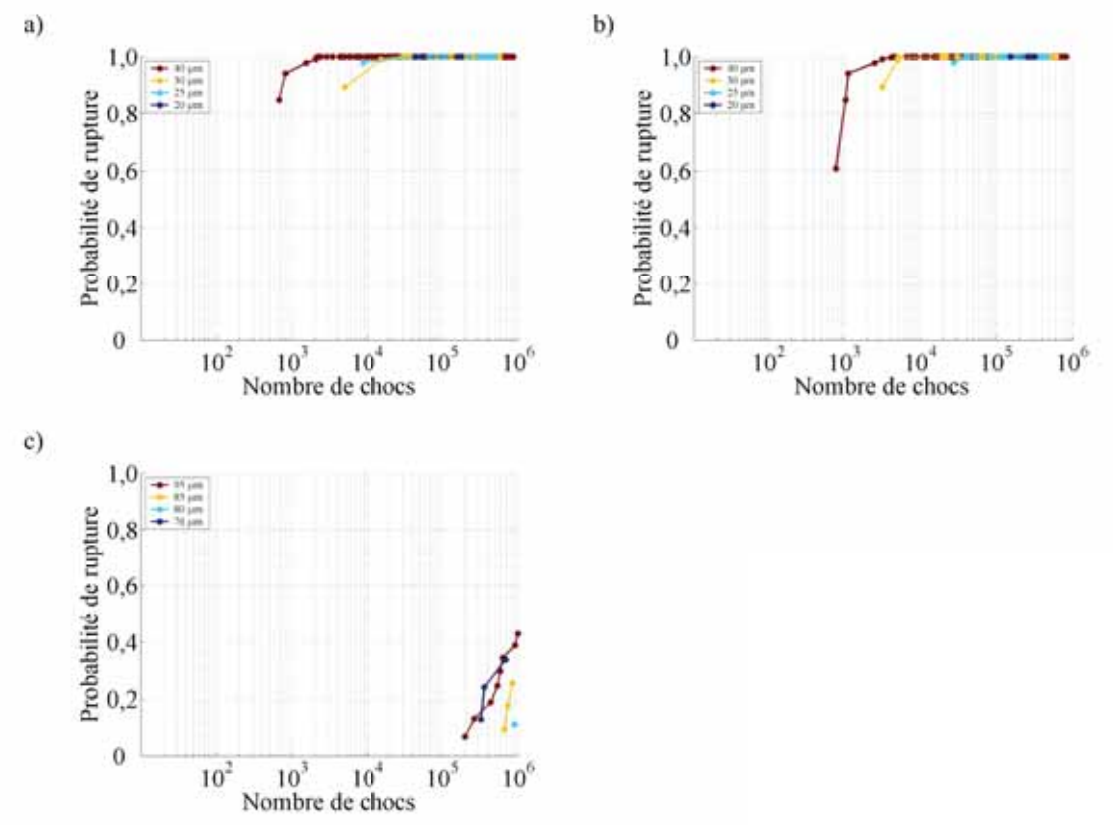

Figure IV.32 : Evolution des probabilités de rupture au cours des chocs, pour différentes orientations de la cupule, une force de 9 kN, un déplacement vertical initial de la tête de 1 mm et une porosité de 0,8 %vol. a) Probabilités de rupture pour une cupule orientée à 30° et des tailles de défauts initales de 20, 25, 30 et 35 μm. b) Probabilités de rupture pour une cupule orientée à 45° et des tailles de défauts initales de 20, 25, 30 et 35 μm. c) Probabilités de rupture pour une cupule orientée à 60° et des tailles de défauts initales de 76, 80, 85 et 95 μm.

IV.5 Influence du matériau sur la probabilité de rupture

Pour étudier cette influence, les résultats des modélisations par éléments finis du modèle géométrique 1 (Fig. IV.1.a), en alumine et en zircone, avec une cupule orientée à 45°, une force de 9 kN et une décoaptation de 1,3 mm, ont été utilisés. Pour l'alumine, les tailles minimales de défauts susceptibles de croître sont inférieures à celles calculées pour la zircone, puisque ces tailles sont de l'ordre de 4 μm, par comparaison avec les 19 μm précédemment évalués pour la zircone (Fig. IV.33.a). Cette différence de tailles de défauts découle, d'une part, des valeurs des contraintes, supérieures dans l'alumine (Fig. IV.19), et d'autre part, du facteur d'intensité de contraintes seuil, plus faible pour l'alumine que pour la zircone (Tab. IV.3). De plus, pour une même porosité de 0,8 %vol, de telles tailles de défauts entraînent des densités volumiques supérieures à celles calculées pour la zircone, et donc la présence du moindre défaut critique dans l'alumine donne des probabilités de rupture très proches de l'unité (Fig. IV.33.b). Ainsi, l'approximation de la durée de vie par le nombre critique de chocs, déjà utilisée précédemment, est également valable pour l'alumine.

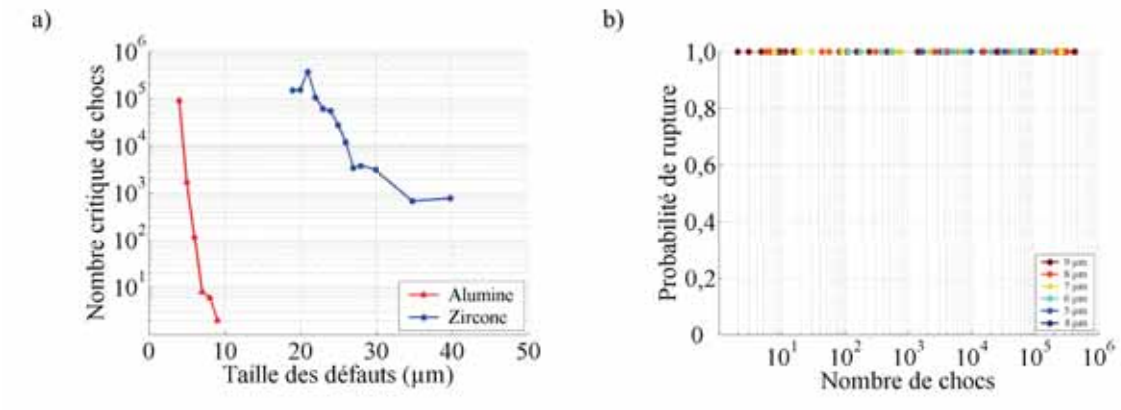

Figure IV.33 : Influence du matériau sur le nombre critique de chocs et la probabilité de rupture. a) Nombre critique de chocs en fonction de la taille initiale des défauts, pour une cupule orientée à 45°, une force de 9 kN et une décoaptation de 1,3 mm. b) Probabilités de rupture pour une cupule en alumine orientée à 45°, une force de 9 kN, une décoaptation de 1,3 mm et des tailles de défauts initiales comprises entre 4 et 9 μm.

IV.6 Influence de la géométrie sur la durée de vie des cupules

IV.6.1 Validation du modèle géométrique 2

La validation de ce modèle de croissance de défauts a été effectuée à partir du modèle géométrique 2 en alumine (Fig. IV.2.a), pour une cupule orientée à 45°, une force de 9 kN, et une décoaptation de 1,3 mm. Cette configuration correspond aux résultats expérimentaux 1, 2 et 3 concernant l'alumine, et nous a donc permis de comparer les durées de vie expérimentales avec les durées de vie théoriques. Il est à noter que le pourcentage de défauts critiques devient non nul après quelques centaines de chocs seulement, et ce pour des défauts de taille supérieure

à 10 μm (Fig. IV.34.a). En approximant la durée de vie par le nombre critique de chocs, les tailles des défauts théoriques susceptibles de conduire à la rupture des cupules ont des tailles initiales comprises entre environ 9 et 12 μm (Fig. IV.34.b). Or, de tels défauts ont été mis en évidence lors des observations des surfaces de rupture au MEB. Ainsi, les résultats de ces simulations concordent avec les résultats expérimentaux concernant l'alumine de type 1, par contre, il est à noter qu'il serait nécessaire de changer la loi de vitesse de croissance des défauts en fonction du facteur d'intensité de contraintes (Eq. IV.4) afin de pouvoir calculer des durées de vie réalistes concernant l'alumine de type 2. Ceci confirme l'importance de cette loi dans les simulations et donc la nécessité de la déterminer pour chaque biocéramique utilisée lors des tests.

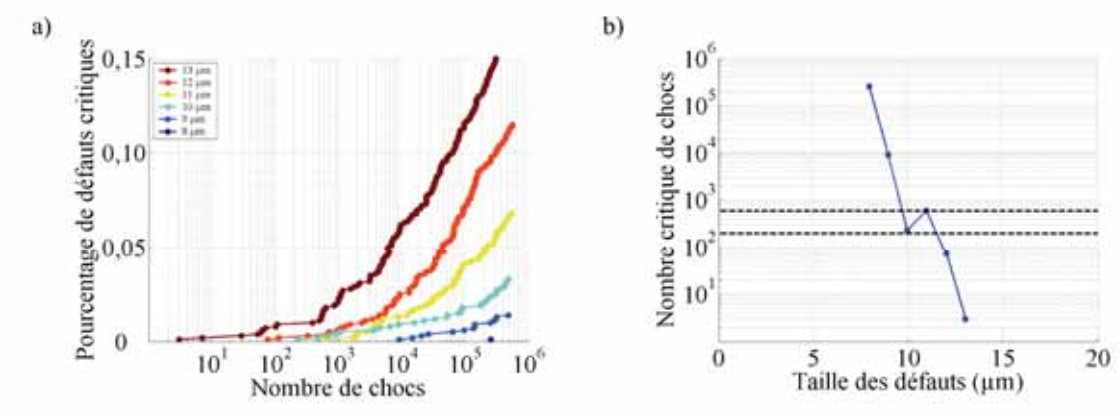

Figure IV.34 : Evolution du pourcentage de défauts critiques et nombre critique de chocs, pour une cupule orientée à 45°, une force de 9 kN et une décoaptation de 1,3 mm. a) Evolution du pourcentage de défauts critiques en fonction du nombre de chocs. b) Nombre critique de chocs en fonction de la taille initiale des défauts. Les deux traits horizontaux en pointillés correspondent aux extrema des durées de vie expérimentales des couples en alumine 1, 2 et 3.

IV.6.2 Comparaison des nombres de chocs critiques suivant le modèle

Les deux modèles géométriques ont été utilisés avec chacune des deux biocéramiques, pour une cupule orientée à 45°, une force de 9 kN et une décoaptation de 1,3 mm. En ce qui concerne l'alumine (Fig. IV.35.a), il semblerait que le modèle 2, constitué d'une cupule plus épaisse de diamètre 32 mm, soit plus résistant aux chocs que le modèle 1, constitué d'une cupule de diamètre 28 mm. De plus, cette tendance est moins visible concernant ces deux mêmes modèles en zircone (Fig. IV.35.b). Cette différence de comportement entre les deux modèles peut être expliquée par le fait que les contraintes de tension sont légèrement plus faibles pour le modèle 2 puisque la surface de contact est plus importante (Fig. IV.20.a). Même si ces différences de valeurs ne sont pas significatives, elles peuvent se révéler importantes lors des nombreuses simulations réalisées, et ce parce que le faible facteur d'intensité de contraintes seuil de l'alumine entraîne une sensibilité importante de la croissance potentielle d'un défaut par rapport aux paramètres que sont la contrainte appliquée et la taille initiale de ce défaut. Ainsi, en multipliant les positions et tailles possibles des défauts, une petite différence initiale entre les valeurs des contraintes peut entraîner une différence importante du nombre de défauts

susceptibles de croître. Le fait que ce comportement soit moins visible dans la zircone peut être également expliqué par son facteur d'intensité de contraintes seuil plus élevé que celui de l'alumine, ce qui entraîne une sensibilité moindre de la croissance potentielle d'un défaut par rapport aux paramètres que sont la contrainte et la taille initiale de ce défaut.

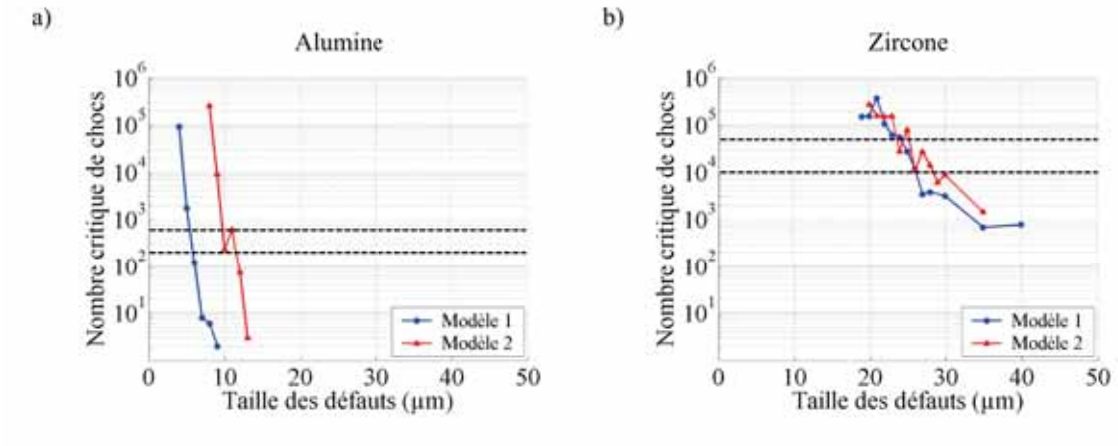

Figure IV.35 : Influence de la géométrie sur le nombre critique de chocs, pour des cupules en alumine et en zircone orientées à 45°, une force de 9 kN et une décoaptation de 1,3 mm. a) Nombre critique de chocs en fonction de la taille initiale des défauts, pour l'alumine. Les deux traits horizontaux en pointillés correspondent aux extrema des durées de vie expérimentales des couples en alumine 1, 2 et 3. b) Nombre critique de chocs en fonction de la taille initiale des défauts, pour la zircone. Les deux traits horizontaux en pointillés correspondent aux extrema des durées de vie expérimentales des couples en zircone 2 et 3

Ci-après, nous récapitulons les résultats essentiels présentés en détails dans ce chapitre et dégageons les paramètres les plus influents sur la durée de vie théorique des cupules. Puis, nous revenons sur les limites du modèle.

V DISCUSSION

V.1 Modélisation par éléments finis

Les simulations par éléments finis, en plus de fournir les données d'entrée pour la simulation de croissance des défauts, à savoir les valeurs des contraintes, ont aussi permis de préciser le comportement cinématique de l'assemblage tête-cupule. En ce qui concerne les valeurs des contraintes, il est à noter que la cupule est principalement soumise à des contraintes de tension, très dommageables en terme de fissuration, tandis que la tête est principalement soumise à des contraintes de compression. De plus, nous avons montré que la moindre décoaptation a des conséquences importantes, tant concernant le comportement du système, avec l'apparition de rebonds, que concernant la localisation des contraintes. Ainsi, la décoaptation entraîne une concentration des contraintes au niveau du chanfrein de la cupule, et les rebonds impliquent la présence de deux zones de surcontraintes, une première au niveau de la partie supérieure de la cupule, et une seconde au niveau de sa partie inférieure. Ces zones correspondent par ailleurs aux bandes d'usure observées expérimentalement, ce qui tend à prouver l'acuité de cette modélisation en terme de comportement cinématique. Le nombre de rebonds, ainsi que les contraintes associées, dépendent bien sûr à la fois de la force appliquée à l'assemblage et de la valeur de la décoaptation. De plus, le maximum de contraintes n'est pas toujours atteint lors du premier rebond, ce maximum ne dépend donc pas que de la vitesse acquise par la tête avant le premier impact. En effet, il est aussi influencé par le comportement cinématique global du système tête-cupule, et donc de l'orientation de cette dernière.

L'orientation de la cupule par rapport à l'axe horizontal semble donc jouer un rôle important quant à la cinématique de la tête, et donc influencer les valeurs des maxima de contraintes. Trois valeurs ont été testées, 30, 45 et 60°, et cette dernière valeur permet d'obtenir des maxima de contraintes inférieurs à ceux des deux autres orientations, et ce quelle que soit la valeur de la décoaptation. En effet, bien que, pour une même décoaptation, la vitesse acquise par la tête avant le premier rebond soit supérieure pour une orientation plus proche de la verticale, le nombre de rebonds de la tête dans la cupule est minimisé. De plus, même en occultant le fait que les maxima de contraintes sont inférieurs, il est logique qu'un nombre de rebonds limité favorise une usure moins importante, étant donné qu'il y a alors moins de phases de contact tête-cupule au cours d'un seul et même choc.

Ces simulations ont aussi permis de mettre en évidence les différences concernant les deux biocéramiques étudiées. Ainsi, tous les autres paramètres étant égaux par ailleurs, l'alumine est soumise à des contraintes de tension plus importantes que la zircone, du fait de son module d'Young deux fois plus important.

V.2 Modélisation de la croissance des défauts

L'algorithme développé, basé sur celui proposé par Todinov (Todinov 2000, Todinov 2006), permet de calculer des probabilités de rupture à partir des contraintes exercées dans le matériau, des défauts présents dans ce matériau et de leurs lois de croissance. L'équation itérative non

linéaire (Eq. IV.7) servant à calculer l'évolution de la taille d'un défaut au cours des chocs a été testée pour plusieurs lois de croissance et son caractère non chaotique a été prouvé. Ainsi, cette équation étant déterministe, il a été possible de l'utiliser dans l'algorithme pour prédire des durées de vie.

La validation des résultats a été menée par comparaison des durées de vie théoriques simulées et des durées de vie expérimentales concernant le couple zircone-zircone. Les ordres de grandeur des durées de vie sont similaires, même si les lois de croissances de défauts utilisées ont été empruntées à la littérature et ne correspondent donc pas tout à fait aux biocéramiques utilisées expérimentalement. De plus, les localisations théoriques des défauts critiques, susceptibles de conduire à une rupture, correspondent aux hypothèses émises suite aux observations des surfaces de rupture au MEB, à savoir que ces défauts se trouvent en surface et au niveau des bandes d'usure des cupules. Ces deux comparaisons primordiales avec les résultats expérimentaux ont permis de démontrer la validité du modèle.

Une fois les simulations de croissance des défauts achevées, le calcul des probabilités de rupture correspondantes peut facilement être réalisé pour différentes porosités, les résultats confirmant par ailleurs l'influence prépondérante de ce paramètre sur ces probabilités. Bien que les localisations et tailles des défauts soient introduites de manière aléatoire, les probabilités suivent les tendances des contraintes. Ainsi, par exemple, les probabilités de rupture sont moindres pour une cupule orientée à 60° par rapport à l'horizontale, que pour des cupules orientées à 30 ou 45°.

Nous avons mis en place un modèle combinant des simulations par éléments finis et un post-traitement consistant à simuler la croissance de défauts introduits aléatoirement dans le matériau. Les prédictions de durées de vie théoriques concordent bien avec les premiers résultats expérimentaux. De plus, ce modèle nous a permis de tester des paramètres non encore étudiés expérimentalement, comme par exemple l'influence de l'orientation des cupules. Ainsi, il est possible d'utiliser ce modèle pour explorer de nouvelles pistes de recherche, afin de déterminer quels sont les paramètres les plus influents, c'est-à-dire ceux qui seront les plus intéressants à étudier expérimentalement.

V.3 Paramètres les plus influents

Les matériaux, le diamètre des têtes, la géométrie de la cupule, la force appliquée et la décoaptation ont été les paramètres testés lors de ces simulations. Mise à part la force, qui a une influence évidente sur les contraintes et donc sur les durées de vie des cupules, la valeur de la décoaptation et l'orientation de la cupule semblent être les deux paramètres les plus critiques. Ainsi, la décoaptation joue un rôle primordial et le nombre de rebonds que la tête est susceptible d'effectuer dans la cupule semble plus influent que la vitesse initiale acquise par la tête avant le premier impact. En effet, nous avons déjà vu que le maximum de contraintes est généralement atteint au cours des rebonds successifs, et non nécessairement lors du premier. L'orientation de la cupule influence elle aussi ce nombre de rebonds, donc les contraintes exercées dans le matériau et par conséquent les probabilités de rupture. Néanmoins, une orientation trop verticale de la cupule, en plus de favoriser le risque de luxation, peut augmenter le risque

d'impingement, c'est-à-dire les contacts intermittents entre le cône de la tige fémorale et le bord de la cupule. Or, ce phénomène est tenu pour responsable de plusieurs fractures *in vivo* de cupules en biocéramique (McCarthy et Halawa 2007**?**).

V.4 Limites du modèle

Du point de vue du modèle utilisé, nous n'avons pas pris en compte le mouvement de retour élastique du palier glissant, faute de l'avoir quantifié expérimentalement. Il est possible que la prise en compte de ce mouvement entraîne une diminution du nombre de rebonds de la tête, étant donné que cette force de rappel a tendance à accélérer le mouvement horizontal relatif de la tête par rapport à la cupule. Néanmoins, la diminution des contraintes, due à un nombre de rebonds limité, serait peut-être compensée par les impacts plus violents dus à un déplacement horizontal relatif plus rapide. Ceci étant dit, il n'est pas certain que l'effet de ce retour élastique se fasse réellement sentir, étant donné que tous ces rebonds ont lieu en moins de 15 ms.

En ce qui concerne le modèle par éléments finis, nous nous sommes bornés à un nombre d'éléments suffisant pour obtenir des résultats fiables, mais uniquement dans les zones de surface que nous avions estimées être les plus sollicitées. Ainsi, il serait intéressant de raffiner aussi le maillage en volume, afin de confirmer que les contraintes les plus importantes se limitent effectivement à la surface. Néanmoins, le raffinement du maillage a tendance à augmenter de façon significative les temps de calculs. Dans cette étude, le but était d'obtenir des résultats fiables, même avec un maillage originel grossier, puisque de toute façon les valeurs des contraintes calculées sont ensuite interpolées sur un maillage plus fin afin de multiplier le nombre de positions potentielles pouvant être prises par les défauts.

Les lois de croissance des défauts, reliant la vitesse de croissance au facteur d'intensité de contraintes, ont été estimées à partir de la littérature. Il aurait été plus rigoureux de déterminer ces lois pour les biocéramiques utilisées lors des essais, mais une telle étude aurait nécessité beaucoup de temps. De plus, les calculs théoriques de durées de vie concordent bien avec les résultats expérimentaux pour la zircone et l'alumine de type 1, ce qui démontre que les lois de croissance utilisées ne doivent pas trop différer des lois réelles.

Résumé

• **Modélisation par éléments finis** : les modèles mis en place ont permis d'estimer les valeurs des contraintes, ainsi que leur répartition, dans la tête et la cupule, en fonction de la force appliquée à l'assemblage et de la décoaptation. Les résultats ont montré que la décoaptation entraîne un phénomène de rebonds de la tête dans la cupule, créant des concentrations de contraintes élevées en bordure du chanfrein, au niveau des parties supérieure et inférieure de la cupule, c'est-à-dire au niveau des bandes d'usure observées expérimentalement.

• **Modélisation de la croissance des défauts** : l'algorithme développé a permis, en utilisant les résultats des simulations par éléments finis et des lois de croissance de défauts, de simuler des durée de vie théoriques qui correspondent à celles obtenues expérimentalement. Grâce à ce couplage éléments finis - simulation de Monte Carlo, il a été possible de tester des paramètres non encore étudiés expérimentalement et surtout de déterminer les plus influents. Ainsi, l'orientation de la cupule semble jouer un rôle particulier quant aux probabilités de rupture de la cupule. Choisir une orientation de la cupule proche de la verticale semble diminuer l'endommagement dû aux chocs, même si cela pourrait dans le même temps favoriser le risque de luxation ou d'impingement.

CHAPITRE V : Conclusion et perspectives

I CONCLUSIONS

I.1 Etude expérimentale

La machine de chocs n'ayant jamais été utilisée avant cette étude, plusieurs tests préliminaires ont été menés afin de comprendre et de vérifier son bon fonctionnement. Ainsi, les fichiers de codage des signaux utilisés ont été reprogrammés pour correspondre aux durées des chocs souhaitées, entre 20 et 30 ms. Dans le même temps, la stabilité des signaux en fréquence et au cours du temps a été vérifiée, ainsi que l'équivalence des deux types de pilotage disponibles, en déplacement ou en force. De plus, nous avons démontré la faisabilité des tests en chocs, c'est-à-dire avec décoaptation.

Plusieurs modifications ont été apportées au banc de test initial, afin d'étendre et d'adapter les capacités de la machine. Ainsi, trois bacs de rétention ont été développés dans le but de pouvoir tester les prothèses en solution. Les deux premiers bacs permettaient de confiner les débris dans la zone de contact, néanmoins, il était difficile, voire impossible, d'observer les dégradations *in situ*. Surtout, ces premières solutions ne permettaient pas un démontage rapide des éléments testés. Le troisième bac, conçu et mis en place avec l'aide du technicien du laboratoire, permet une observation *in situ* intégrale, ainsi qu'une facilité de mise en place permettant des démontages en cours d'essai afin d'observer plus finement les éléments testés. Le seul désavantage de ce bac est son volume important, de l'ordre de 10 L, qui ne permet pas de confiner les débris comme ils peuvent l'être dans la capsule articulaire *in vivo*, ni de contrôler éventuellement la température de la solution. En parallèle, plusieurs pièces de maintien des têtes et cupules ont été développées, notamment un système de cônes vissables permettant de changer facilement de cône entre chaque essai, ou même en cours d'essai.

Dans tous les cas de figure et pour tous les paramètres testés, la cupule a été le premier élément à se rompre, tandis qu'aucune des têtes ne s'est fissurée. Néanmoins, ces deux éléments exhibent deux bandes d'usures, une première au niveau de leur partie supérieure et une seconde au niveau de leur partie inférieure. Ces bandes sont par ailleurs semblables du point de vue de leur topographie. La présence d'une bande d'usure inférieure nous a conduit à émettre l'hypothèse que la tête est susceptible de rebondir dans la cupule. Les ruptures obtenues ont toujours lieu au niveau d'une des bandes d'usure, au niveau de la bande d'usure supérieure pour la zircone et au niveau de la bande d'usure inférieure pour l'alumine.

Les résultats obtenus dans cette étude montrent une dispersion importante des durées de vie. Malgré cela, les effets des paramètres environnementaux ont été conformes à nos attentes.

Ainsi, tous les autres paramètres étant identiques par ailleurs, la durée de vie de la prothèse testée en solution a été supérieure à celle de la prothèse testée à sec, confirmant, au moins à court terme, l'effet bénéfique d'une bonne lubrification. De plus, il a été montré qu'une force appliquée supérieure implique un volume d'usure plus important. Les essais réalisés avec une même force sur des éléments déjà testés avec des forces différentes n'a pas permis de mettre en évidence une éventuelle fatigue des biocéramiques, à moins que cet effet n'ait été masqué par la dispersion. En ce qui concerne les différences importantes de durée de vie obtenues pour les deux alumines testées, elles ne font que confirmer l'influence prépondérante de la microstructure, c'est-à-dire de l'homogénéité des tailles de grains et de la porosité, et donc l'importance des procédés de frittage et de mise en forme.

Les bandes d'usure apparaissent relativement rapidement, après quelques centaines de chocs pour l'alumine et au maximum après quelques milliers de chocs pour la zircone. Ainsi, il est possible que ces bandes se forment *in vivo*, et ce même si la décoaptation n'apparaît qu'épisodiquement. Quoiqu'il en soit, les tests réalisés ont démontré que ces bandes sont une conséquence des chocs et de frottements limités, et non de la combinaison des chocs et de frottements importants induits par les rotations de la tête dans la cupule. Toutes les bandes d'usure observées exhibent des bourrelets de matière au niveau des zones de transition, ce qui tend à confirmer l'hypothèse de l'accumulation de débris lors des phases de contact de la tête avec la cupule. De plus, dans le cas de la zircone, ces bourrelets pourraient en partie être la conséquence de l'expansion volumique accompagnant la transformation de phase. En effet, des transformations de phase, de tétragonale à monoclinique, ont été détectées au niveau des bandes d'usure, confirmant que les contraintes maximales sont développées dans cette zone.

Le mécanisme de formation des bandes d'usure proposé est le suivant. Lors de l'impact tête cupule certains grains sont arrachés, puis ces débris se retrouvent piégés entre les surfaces de contact lors de la brève phase de glissement de la tête. Il existe alors deux hypothèses opposées, soit les débris ont une action négative sur l'usure, participant à l'érosion, soit ils agissent comme troisième corps et dissipent une partie de l'énergie, réduisant l'endommagement. Les estimations des volumes d'usure et leur corrélation avec les durées de vie semblent aller dans le sens d'un effet bénéfique des débris. Ce mécanisme se produit évidemment pour chaque rebond de la tête dans la cupule. Ce mécanisme d'arrachements et d'agglomération de grains est étayé par la présence de débris au niveau des bandes d'usure, mais aussi par les tailles des grains étudiés. Ainsi, en plus des débris de taille micrométriques constitués de quelques grains, d'autres agglomérats de quelques dizaines de microns de large ont été observés. Les tests avec l'alumine ont aussi produit des débris de tailles importantes sous forme de plaquettes, démontrant une plus grande fragilité de l'alumine par rapport à la zircone.

Comme déjà explicité précédemment, les ruptures ont toutes eu lieu au niveau des bandes d'usure des cupules et leurs positions, inférieure ou supérieure, semblent correspondre à la localisation de la profondeur maximale d'usure. Ces ruptures ont de plus lieu sur les côtés, étant donné que ces zones sont soumises à des contraintes de tension, plus dommageables en terme de fissuration que les contraintes de compression présentes au sommet des cupules. Le mécanisme de rupture proposé se base sur ces observations. L'amorçage aurait lieu en surface, où des défauts sont créés par arrachements de grains au niveau de la bande d'usure, puis les contraintes de tension en bordure du chanfrein de la cupule entraînent la croissance de ces défauts de

surface, jusqu'à ce que la taille critique soit atteinte et que la rupture ait lieu. Les observations au MEB ont montré que ces ruptures sont exclusivement intergranulaires pour la zircone, alors que quelques ruptures intragranulaires sont observables pour l'alumine, principalement à cause de la présence de porosités. De plus, alors que les ruptures sont relativement nettes pour la zircone, les ruptures des cupules en alumine sont accompagnées de multiples débris, conséquence une nouvelle fois de la plus grande fragilité de l'alumine.

I.2 Etude théorique

Les modélisations mises en place ont permis de confirmer les hypothèses avancées concernant la dynamique de l'ensemble tête-cupule. Ainsi, il a été démontré que la moindre décoaptation entraîne plusieurs rebonds de la tête dans la cupule au cours d'une même phase de choc, ceci conduisant à des valeurs de contraintes nettement supérieures à celles calculées sans décoaptation. De plus, les résultats ont prouvé que, contrairement à la tête, la cupule est globalement soumise à des contraintes de tension, ce qui explique pourquoi elle serait plus susceptible de se rompre que la tête, ces contraintes étant plus dommageables en terme de fissuration. Ces simulations ont aussi confirmé la localisation des zones de fortes contraintes en bordure du chanfrein de la cupule, ce qui correspond aux zones où se trouvent les bandes d'usure observées lors des tests expérimentaux.

L'algorithme de simulations de croissance des défauts développé se base sur les contraintes calculées lors des simulations par éléments finis et sur des concepts basiques de mécanique de la rupture. Malgré les hypothèses simplificatrices adoptées et les lois de croissance de défauts générales utilisées, c'est-à-dire non spécifiques aux biocéramiques testées, les résultats sont conformes aux observations expérimentales, aussi bien en terme de durée de vie que de localisation des défauts critiques. En effet, tous les défauts simulés susceptibles de conduire à une rupture se trouvent en surface des cupules, au niveau des bandes d'usure. De plus, l'équation de calcul des probabilités de rupture tient compte de la porosité et de son importance prépondérante quant aux résultats.

Ce modèle d'endommagement, combinant modélisations par éléments finis et simulations de croissance de défauts, nous a permis d'étayer les hypothèses émises suite aux observations expérimentales. Les résultats théoriques obtenus, tant en terme de durée de vie que de localisation des défauts critiques, sont compatibles avec les résultats expérimentaux. De plus, ce modèle nous a permis de tester théoriquement des paramètres non encore testés expérimentalement. Ainsi, l'orientation de la cupule semble jouer un rôle prépondérant quant à l'endommagement des éléments de prothèses.

Les tests expérimentaux ainsi que les simulations réalisés nous ont permis de préciser le comportement d'ensembles tête-cupule en biocéramique soumis au phénomène de décoaptation. Il a été démontré que ce phénomène entraîne la formation de bandes d'usure et donc de défauts de surface suffisamment importants

pour conduire à la ruine de la cupule. Le fait que ces bandes apparaissent relativement rapidement justifie de s'intéresser à ce phénomène, et ce même s'il n'apparaît qu'épisodiquement *in vivo*. Les simulations théoriques de croissance des défauts ont par ailleurs ouvert des pistes quant aux paramètres pouvant influencer la durée de vie des cupules soumises à des chocs mécaniques répétés, comme par exemple leur orientation lors de l'implantation. Ainsi, cette étude originale a permis de dégager plusieurs axes de recherches qu'il serait intéressant et même nécessaire d'approfondir.

II PERSPECTIVES DE DÉVELOPPEMENT

II.1 Tests en chocs sur la machine

Comme nous l'avons déjà signalé, les mécanismes de dégradation proposés suite aux résultats expérimentaux ne peuvent pas encore être généralisés. Par conséquent, les prochains tests devraient se dérouler avec les mêmes paramètres, à savoir une force appliquée de 9 kN par exemple et une décoaptation de 1,3 mm. De plus, il serait souhaitable de réaliser plus de tests en solution, afin de déterminer de façon certaine si oui ou non la lubrification joue un rôle quant à la durée de vie des éléments. La présence de protéines dans la solution pourrait également jouer un rôle quant à la dégradation des biocéramiques

Un paramètre apparemment important a été mis en avant grâce aux simulations réalisées, il s'agit de l'orientation de la cupule. Par conséquent, il serait extrêmement intéressant d'usiner de nouveaux porte-cupules permettant d'orienter les cupules, à 30 et 60° par exemple, afin de vérifier cette prédiction. Cette orientation pouvant aussi déclencher un phénomène d'impingement, il serait nécessaire de déterminer une orientation conduisant à des contraintes moins élevées, sans pour autant augmenter de façon significative ce phénomène. Ainsi, des tests pourraient être menés en parallèle sur un simulateur de marche dans le but de vérifier si les orientations testées en chocs augmentent ce risque d'impingement. Ensuite, il serait bon de tester d'autres valeurs de décoaptation et d'étudier leur influence sur les durées de vie obtenues.

Il a été montré (Kubo et al. 1999, Lerouge et al. 1996) que les débris d'usure peuvent jouer un rôle prépondérant quant à une éventuelle réaction inflammatoire, même dans le cas de biocéramiques. Ainsi, il serait souhaitable de caractériser finement les débris obtenus, en déterminant par exemple leur distribution de taille statistique et en estimant leur surface moyenne, puisque ces paramètres semblent prépondérants, même s'ils le sont moins que le type de matériau utilisé (Kubo et al. 1999). Ainsi, afin de tester et de comparer la nocivité des débris d'alumine et de zircone obtenus, il serait intéressant d'observer les réactions qu'ils déclenchent en présence de macrophages ou d'ostéoblasts.

En ce qui concerne les matériaux à tester, les résultats obtenus dans cette étude ne permettent pas de déterminer de façon certaine qui de l'alumine ou de la zircone résiste le mieux aux chocs, même si les cupules en zircone semblent avoir des durées de vie supérieures, ou tout du moins présenter une dispersion des résultats moins importante. La dispersion des durées de vie concernant les deux types d'alumine testés ont permis de confirmer le rôle crucial de la microstructure et en particulier de l'homogénéité des tailles de grains. Ainsi, il serait intéressant de tester des têtes et cupules provenant d'un même type de poudre, mais frittées selon différents procédés, comme par exemple le frittage classique au four, le frittage par micro-ondes et surtout le frittage flash, ou SPS (Spark Plasma Sintering), qui permet d'obtenir des grains de taille nanométrique, même pour l'alumine.

Etant donné qu'aucune des deux biocéramiques testées dans cette étude ne se démarque nettement, il serait plus intéressant de tester dès maintenant les biocéramiques les plus prometteuses, à savoir les composites alumine-zircone. Ces dernières présentant d'excellents

résultats en frottement (Stewart et al. 2003), démontrer qu'elles résistent bien aux chocs permettrait de valider leurs propriétés mécaniques supérieures et de promouvoir leur utilisation.

II.2 Modèle d'endommagement

Un développement intéressant concernant la modélisation par éléments finis serait de raffiner le maillage en volume dans la cupule, afin que les contraintes calculées soient plus précises et de vérifier qu'elles sont effectivement peu importantes dans le volume et restent donc concentrées en surface. Dans le but d'utiliser un maillage plus fin, il serait possible de développer un sous-modèle constitué uniquement de la partie de la cupule en bordure du chanfrein, puisque le fond de la cupule est très peu sollicité et ne participe pas à la cinématique globale de l'assemblage tête-cupule.

En ce qui concerne l'algorithme de simulation de croissances des défauts, la première amélioration consisterait à différencier les défauts surfaciques des défauts volumiques. En effet, le calcul du facteur d'intensité de contraintes diffère selon le type de défaut considéré. Pour la même raison, il serait utile de simuler des défauts quelconques, c'est-à-dire non sphériques mais plutôt ellipsoïdaux. Par contre, dans ce cas, il serait nécessaire d'attribuer à chacun de ces défauts une orientation aléatoire et calculer la contrainte de tension perpendiculaire à cette direction. Une autre amélioration importante serait de déterminer et d'utiliser des lois de croissance spécifiques aux biocéramiques utilisées lors des tests. Il serait alors possible de valider de façon certaine le modèle développé, en comparant les durées de vie théoriques aux durées de vie expérimentales.

Cette étude pourrait servir de base au développement d'une norme de tests en chocs qui pourrait se rapprocher des conditions *in vivo* et tenir compte d'une éventuelle décoaptation.

Quoiqu'il en soit, il semble impératif de continuer à développer ces essais de chocs, étant donné que les échecs d'implantation de prothèses de hanche en biocéramique sont principalement dus à des ruptures, et non à une usure excessive. De plus, nous avons déjà vu que des défauts de surface conséquents associés aux bandes d'usure peuvent apparaître rapidement, ce qui prouve le caractère particulièrement endommageant de ce type de sollicitations. Par conséquent, si les biocéramiques composites pouvaient résister aux chocs, elles seraient alors susceptibles de pouvoir être utilisées sans risque important de rupture, tout en présentant une usure nettement inférieure aux prothèses classiques en alliage métallique et polyéthylène, et donc avec des durées de vie *in vivo* bien supérieures.

BIBLIOGRAPHIE

Affatato, S., Goldoni, M., Testoni, M., Toni, A., 2001. Mixed oxides prosthetic ceramic ball heads. Part 3: effect of the ZrO_2 fraction on the wear of ceramic on ceramic hip joint prostheses. A long-term in vitro wear study. Biomaterials 22, 717-723.

Andriacchi, T.P., Hurwitz, D.E., 1997. Gait biomechanics and the evolution of total joint replacement. Gait and Posture 5, 256-264.

Bergmann, G., Graichen, F., Rohlmann, A., 1993. Hip joint loading during walking and running, measured in two patients. Journal of Biomechanics 26, 969-990.

Bergmann, G., Graichen, F., Rohlmann, A., 1995. Is staircase walking a risk for the fixation of hip implants ? Journal of Biomechanics 28, 535-553.

Bergmann, G., Deuretzbacher, G., Heller, M., Graichen, F., Rohlmann, A., Strauss, J., Duda, G.N., 2001. Hip contact forces and gait patterns from routine activities. Journal of Biomechanics 34, 859-871.

Bergmann, G., Graichen, F., Rohlmann, A., Verdonschot, N., van Lenthe, G.H., 2001. Frictional heating of total hip implants, Part 1: measurements in patients. Journal of Biomechanics 34, 421-428.

Bergmann, G., Graichen, F., Rohlmann, A., Verdonschot, N., van Lenthe, G.H., 2001. Frictional heating of total hip implants. Part 2: finite element study. Journal of Biomechanics 34, 429-435.

Berthier, Y., 1988. Mécanismes et tribologie. Thèse INSA de Lyon, n° : 88 ISAL 0050.

Berthier, Y., Vincent, L., Godet, M., 1989. Fretting fatigue and fretting wear. Tribology International 22, 235-242.

Bono, J.V., Sanford, L., Toussaint, J.T., 1994. Severe polyethylene wear in total hip arthroplasty. Observations from retrieved AML PLUS hip implants with an ACS polyethylene liner. The Journal of Arthroplasty 9, 119-125.

Bowsher, J.G., Shelton, J.C., 2001. A hip simulator study of the influence of patient activity level on the wear of crosslinked polyethylene under smooth and roughened femoral conditions. Wear 250, 167-179.

Chevalier, J., Olagnon, C., Fantozzi, B.G., Cales, B., 1997. Subcritical crack growth and thresholds in a 3Y-TZP ceramic under static and cyclic loading conditions. Ceramics International 33, 263-266.

Chevalier, J., Olagnon, C., Fantozzi, B.G., 1999. Crack propagation and fatigue in zirconia-based composites. Composites (Part A) 30, 525-530.

Chevalier, J., Deville, S., Münch, E., Jullian, R., Lair, F., 2004. Critical effect of cubic phase on aging in 3 mol% yttria-stabilized zirconia ceramics for hip replacement prosthesis. Biomaterials 25, 5539–5545.

Chevalier, J., 2006. What future for zirconia as a biomaterials ? Biomaterials 27, 535-543.

Costigan, P.A., Deluzio, K.J., Wyss, U.P., 2002. Knee and hip kinetics during normal stair climbing. Gait and Posture 16, 31-37.

De Aza, A.H., Chevalier, J., Fantozzi, G., Schehl, M., Torrecillas, R., 2002. Crack growth resistance of alumina, zirconia and zirconia toughened alumina ceramics for joint prostheses. Biomaterials 23, 937-945.

Dennis, D.A., Komistek, R.D., Northcut, E.J., Ochoa, J.A., Ritchie, A., 2001. "In vivo" determination of hip joint separation and the forces generated due to impact loading conditions. Journal of Biomechanics 34, 623-629.

Deville, S., Chevalier, J., Gremillard, L., 2006. Influence of surface finish and residual stresses on the ageing sensitivity of biomedical grade zirconia. Biomaterials 27, 2186-2192.

Duda, G.N., Schneider, E., Chao, E.Y.S., 1997. Internal forces and moments in the femur during walking. Journal of Biomechanics 30, 933-941.

Dujardin, F.H., Roussignol, X., Mejjad, O., Weber, J., Thomine, J.M., 1997. Interindividual variations of the hip joint motion in normal gait. Gait and Posture 5, 246-250.

Fillot, N., Iordanoff, I., Berthier, Y., 2007. Wear modeling and the third body concept. Wear 262, 949-957.

Fisher, J., Nevelos, J., Hatton, A., Tipper, J., Ingham, E., Doyle, C., Straeicher, R., 2001. Wear debris generation in alumina-alumina total hip joints, an in vivo and in vitro comparison. Proceedings of the 47th annual Meeting of the Orthopaedic research Society, San Fransisco, California.

Fisher, J., Ingham, E., Stone, M.H., 2003. Alternative bearing couple in total hip replacements: solutions for young patients. Hip International 13 (supplement 2), 31-35.

Genda, E., Iwasaki, N., Li, G., MacWilliams, B.A., Barrance, P.J., Chao, E.Y.S., 2001. Normal hip joint contact pressure distribution in single-leg standing - effect of gender and anatomic parameters. Journal of Biomechanics 34, 895-905.

Geringer, J., 2005. Fretting corrosion de matériaux utilisés comme implants orthopédiques. Thèse Ecole Nationale Supérieure des Mines de Saint-Etienne. N° d'ordre : 391 SGM.

Gleick, J., 1987. La théorie du chaos. Edition Flammarion, Manchecourt.

Glitsch, U., Baumann, W., 1997. The three-dimensional determination of internal loads in the lower extremity. Journal of Biomechanics 30, 1123-1131.

Godet, M., 1984. The third body approach: a mechanical view of wear. Wear 100, 437-452.

Graichen, F., Bergmann, G., Rohlmann, A., 1999. Hip endoprosthesis for in vivo measurement of joint force and temperature. Journal of Biomechanics 32, 1113-1117.

Gremillard, L., Chevalier, J., Epicier, T., Deville, S., Fantozzi, G., 2004. Modeling the aging kinetics of zirconia ceramics. Journal of the European Ceramic Society 24, 3483–3489.

Gray, H., 1918. Anatomy of the Human Body. Philadelphia, Lea and Febiger, 1918. On-line edition: http://www.bartleby.com/107/.

Hall, R.M., Unsworth, A., 1997. Friction in hip prostheses. Biomaterials 18, 1017-1026.

Heller, M.O., Bergmann, G., Deuretzbacher, G., Durselen, L., Pohl, M., Claes, L., Haas, N.P., Duda, G.N., 2001. Musculo-skeletal loading conditions at the hip during walking and stair climbing. Journal of Biomechanics 34, 883-893.

Hsu, S.M., Shen, M., 2004. Wear prediction of ceramics. Wear 256, 867-878.

Hurwitz, D.E., Foucher, K.C., Andriacchi, T.P., 2003. A new parametric approach for modeling hip forces during gait. Journal of Biomechanics 36, 113-119.

Ingham, E., Fisher, J., 2005. The role of macrophages in osteolysis of total joint replacement. Biomaterials 26, 1271-1286.

Ipavec, M., Brand, R.A., Pedersen, D.R., Mavcic, B., Kralj-Iglic, V., Iglic, A., 1999. Mathematical modelling of stress in the hip during gait. Journal of Biomechanics 32, 1229-1235.

Jobard, B., 2003. Contribution à l'étude des impacts transmis à l'articulation de la hanche. Thèse de doctorat, Université Claude Bernard - Lyon I. N° d'ordre : 008-2003.

Komistek, R.D., Stiehl, J.B., Dennis, D.A., Paxson, R.D., Soutas-Little, R.W., 1998. Mathematical model of the lower extremity joint reaction forces using Kane's method of dynamics. Journal of Biomechanics 31, 185-189.

Krell, A., Pippel, E., Woltersdorf, J., Burger, W., 2003. Subcritical crack growth in Al_2O_3 with submicron grain size. Journal of the European Ceramic Society 23, 81–89.

Kubo, T., Sawada, K., Hirakawa, K., Shimizu, C., Takamatsu, T., Hirasawa, Y., 1999. Histiocyte reaction in rabbit femurs to UHMWPE, metal, and ceramic particles in different sizes. Journal of Biomedical Materials Research 45, 363-369.

Lecornu, L., 1908. Dynamique Appliquée. Edition Octave Doin, Paris, pp. 230.

Lee, S.W., Morillo, C., Lira-Olivares, J., Kim, S.H., Sekino, T., Niihara, K., Hockey, B.J., 2003. Tribological and microstructural analysis of Al_2O_3/TiO_2 nanocomposites to use in the femoral head of hip replacement. Wear 255, 1040-1044.

Lerouge, S., Huk, O., Yahia, L., H., Sedel, L., 1996. Characterization of *in vivo* wear debris from ceramic-ceramic total hip arthroplasties. Journal of Biomedical Materials Research 32, 627-633.

Liu, W., Nigg, B.M., 2000. A mechanical model to determine the influence of masses and mass distribution on the impact force during running. Journal of Biomechanics 33, 219-224.

Lombardi, J., Adolph, V., Mallory, T.H., Dennis, D.A., Komistek, R.D., Fada, R.A., Northcut, E.J., 2000. An in vivo determination of total hip arthroplasty pistoning during activity. The Journal of Arthroplasty 15, 702-709.

Mabuchi, K., Sakai, R., Ota, M., Ujihira, M., 2004. Appropriate radial clearance of ceramic-on-ceramic total hip prostheses to realize squeeze-film lubrication. Clinical Biomechanics 19, 362-369.

Masonis, J.L., Bourne, R.B., Ries, M.D., McCalden, R.W., Salehi, A., Kelman, D.C., 2004. Zirconia femoral head fractures: a clinical and retrieval analysis. The Journal of Arthroplasty 19, 898-905.

Mavcic, B., Pompe, B., Antolic, V., Daniel, M., Iglic, A., Kralj-Iglic, V., 2002. Mathematical estimation of stress distribution in normal and dysplastic human hips. Journal of Orthopaedic Research 20, 1025-1030.

McCarthy M., J., H., Halawa, M., 2007. Lining up the liner: 2 case reports of early ceramic liner fragmentation. The Journal of Arthroplasty. *Article in press.*

McCrory, J.L., White, S.C., Lifeso, R.M., 2001. Vertical ground reaction forces: objective measures of gait following hip arthroplasty. Gait and Posture 14, 104-109.

Miki, H., Sugano, N., Hagio, K., Nishii, T., Kawakami, H., Kakimoto, A., Nakamura, N., Yoshikawa, H., 2004. Recovery of walking speed and symmetrical movement of the pelvis and lower extremity joints after unilateral THA. Journal of Biomechanics 37, 443-455.

Min, B., W., Song, K., S., Kang, C., H., Bae, K., C., Won, Y., Y., Lee, K., Y., 2006. Delayed fracture of a ceramic insert with modern ceramic total hip replacement. The Journal of Arthroplasty 22, 136-139.

Morlock, M., Schneider, E., Bluhm, A., Vollmer, M., Bergmann, G., Muller, V., Honl, M., 2001. Duration and frequency of every day activities in total hip patients. Journal of Biomechanics 34, 873-881.

Nevelos, J.E., Ingham, E., Doyle, C., Nevelos, A.B., Fisher, J., 2001. Wear of HIPed and non-HIPed alumina-alumina hip joints under standard and severe simulator testing conditions. Biomaterials 22, 2191-2197.

Nigg, B.M., Liu, W., 1999. The effect of muscle stiffness and damping on simulated impact force peaks during running. Journal of Biomechanics 38, 849-856.

Pain, M.T.G., Challis, J.H., 2004. The influence of soft tissue movement on ground reaction forces, joint torques and joint reaction forces in drop landings. Journal of Biomechanics 39, 119-124.

Pedersen, D.R., Brand, R.A., Davy, D.T., 1997. Pelvic muscle and acetabular contact forces during gait. Journal of Biomechanics 30, 959-965.

Perron, M., Malouin, F., Moffet, H., McFadyen, B.J., 2000. Three-dimensional gait analysis in women with a total hip arthroplasty. Clinical Biomechanics 15, 504-515.

Piconi, C., Burger, W., Richter, H.G., Cittadini, A., Maccauro, G., Covacci, V., Bruzzese, N., Ricci, G.A., Marmo, E., 1998. Y-TZP ceramics for artificial joint replacements. Biomaterials 19, 1489-1494.

Piconi, C., Labanti, M., Magnani, G., Caporale, M., Maccauro, G., Magliocchetti, G., 1999. Analysis of a failed alumina THR ball head. Biomaterials 20, 1637-1646.

Piconi, C., Maccauro, G., 1999. Zirconia as a ceramic biomaterial. Biomaterials 201, 1-25.

Pietrabissa, R., Raimondi, M., Di Martino, E., 1998. Wear of polyethylene cups in total hip arthroplasty: a parametric mathematical model. Medical Engineering and Physics 20, 199-210.

Ratcliffe, R.J., Holt, K.G., 1997. Low frequency shock absorption in human walking. Gait and Posture 5, 93-100.

Riener, R., Rabuffetti, M., Frigo, C., 2002. Stair ascent and descent at different inclinations. Gait and Posture 15, 32-44.

Robinovitch, S.N., Chiu, J., Sandler, R., Liu, Q., 2000. Impact severity in self-initiated sits and falls associates with center-of-gravity excursion during descent. Journal of Biomechanics 33, 863-870.

Santos, E.M., Vohra, S., Catledge, S.A., McClenny, M.D., Lemons, J., Moore, K.D., 2004. Examination of surface and material properties of explanted zirconia femoral heads. The Journal of Arthroplasty 19 (supplement 2), 30-34.

Spagele, T., Kistner, A., Gollhofer, A., 1999. Modelling, simulation and optimisation of a human vertical jump. Journal of Biomechanics 32, 521-530.

Stansfield, B.W., Nicol, A.C., 2002. Hip joint contact forces in normal subjects and subjects with total hip prostheses: walking and stair and ramp negotiation. Clinical Biomechanics 17, 130-139.

Stansfield, B.W., Nicol, A.C., Paul, J.P., Kelly, I.G., Graichen, F., Bergmann, G., 2003. Direct comparison of calculated hip joint contact forces with those measured using instrumented implants. An evaluation of a three-dimensional mathematical model of the lower limb. Journal of Biomechanics 36, 929-936.

Stewart, T.D., Tipper, J.L., Insley, G., Streicher, R.M., Ingham, E., Fisher, J., 2003. Long-term wear of ceramic materials composite materials for hip prostheses under severe swing phase microseparation. Journal of British Medical Research 66 B, 562-573.

Teoh, S.H., 2000. Fatigue of biomaterials: a review. International Journal of Fatigue 22, 825-837.

Tipper, J.L., Firkins, P.J., Besong, A.A., Barbour, P.S.M., Nevelos, J., Ston, M.H., Ingham, E., Fisher, J., 2001. Characterisation of wear debris from UHMWPE on zirconia ceramic, metal-on-metal and alumina ceramic-on-ceramic hip prostheses generated in a physiological anatomical hip joint simulator. Wear 250, 120-128.

Tipper, J.L., Hatton, A., Nevelos, J.E., Ingham, E., Doyle, C., Streicher, R., Nevelos, A.B., Fisher, J., 2002. Alumina-alumina artificial hip joints. Part II: Characterisation of the wear debris from in vitro hip joint simulations. Biomaterials 23, 3441-3448.

Todinov, M.T., 2000. Probability of fracture initiated by defects. Materials Science and Engineering A 27, 39-47.

Todinov, M.T., 2006. Equations and a fast algorithm for determining the probability of failure initiated by flaws. International Journal of Solids and Structures 43, 5182-5195.

Voloshin, A.S., Mizrahi, J., Verbitsky, O., Isakov, E., 1998. Dynamic loading on the human musculoskeletal system - effect of fatigue. Clinical Biomechanics 13, 515-520.

Walter, W., Insley, G., Walter, K., Tuke, M., 2004. Edge loading in third generation alumina ceramic-on-ceramic bearings. The Journal of Arthroplasty 19, 402-413.

Weisse, B., Zahner, M., Weber, W., Rieger, W., 2003. Improvement of the reliability of ceramic hip joint implants. Journal of Biomechanics 36, 1633-1639.

Willmann, G., Fruh, H.J., Pfaff, H.G., 1996. Wear characteristics of sliding pairs of zirconia (Y-TZP) for hip endoprostheses. Biomaterials 17, 2157-2162.

Abstract

Ceramics, with their unique properties of biocompatibility, ligthness and wear resistance, are often used for orthopaedics applications, including hip prostheses. Nevertheless, due to their brittleness, these bioceramics can exhibit microfractures caused by repeated mechanical shocks. Microseparation between the head and the cup, which has been showed to occur *in vivo*, leads to mechanical shocks that can enhance fracture risk of the different elements of the prosthesis. Using a unique shock machine, tests have shown that worn bands appear on the head and the cup, which probably caused the breaking of the cups, whether these were in alumina or zirconia. Moreover, potential rebounds of the head in the cup have been assessed, implying several secondary shocks. The lifetimes of the two bioceramics could not be compared clearly because of the rather important scattering of the results, but wear and rupture mechanisms have been identified for both of them. An original model has also been developed, combining finite element modeling and flaws growth simulations, in order to calculate failure probabilities and to compare theoretical lifetimes with experimental ones. The goal was to obtain a reliable model allowing us to study the influence of several parameters on the lifetime of the prostheses, like the cup angle for example. Even if further improvements are needed concerning wear simulation, the theoretical lifetimes calculated with this model were close enough to the experimental ones, which allowed us to determine that the cup angle seemed to have a rather important influence. Few researches have been made concerning this topic, therefore, more experimental tests have to be done to confirm the results obtained and the hypotheses introduced during this study.

KEYWORDS - bioceramics, biomechanics, fracture, hip prostheses, modelization, Monte Carlo, shocks.

Résumé

Les céramiques, présentant une combinaison unique de biocompatibilité, de légèreté, et de résistance à l'usure, sont d'excellents candidats pour les applications orthopédiques, et notamment les prothèses de hanche. Néanmoins, du fait de leur fragilité intrinsèque, ces biocéramiques sont particulièrement sensibles à la microfissuration suite à des chocs mécaniques répétés. Le phénomène de décoaptation, définissant la séparation de la tête et de la cupule, a été mis en évidence *in vivo*, et le choc mécanique en résultant peut donc fortement augmenter les risques de rupture des éléments consitutifs de la prothèse. Des essais réalisés à l'aide d'une machine de chocs originale ont permis de confirmer la formation de bandes d'usure au niveau de la tête et de la cupule, ce qui a vraisemblablement entraîné les ruptures des cupules, qu'elles soient en alumine ou en zircone. De plus, ces résultats ont conduit à émettre l'hypothèse de l'existence de rebonds de la tête dans la cupule, générant donc de multiples impacts secondaires. La dispersion des résultats ne permet pas de comparer avec certitude les durées de vie respectives des deux biocéramiques, néanmoins, des mécanismes d'usure et de rupture ont pu été proposés. En parallèle, un modèle a été développé, combinant simulations par éléments finis et simulation de croissance de défauts, afin de calculer des probabilités de rupture et de comparer les durées de vie théoriques obtenues avec les résultats expérimentaux. Le but est d'obtenir un modèle fiable afin d'étudier l'influence d'autres paramètres sur la durée de vie de la prothèse, comme par exemple l'orientation des cupules. Bien que d'autres aspects restent à développer, en particulier la prise en compte de l'érosion, ces simulations ont donné des durées de vie conformes à celles obtenues expérimentalement, ce qui a permis de mettre en évidence le rôle prépondérant de l'orientation de la cupule. Cette étude originale, étant donné que peu de recherches avaient été menées à ce sujet auparavant, doit être complétée par un plus grand nombre d'essais, afin de confirmer les tendances observées et les hypothèses émises.

MOTS-CLÉS - biocéramiques, biomécanique, chocs, modélisation, Monte Carlo, prothèses de hanche, rupture.