

ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC

MÉMOIRE PRÉSENTÉ À
L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

COMME EXIGENCE PARTIELLE
À L'OBTENTION DE LA
MAÎTRISE EN GÉNIE MÉCANIQUE
M.Ing

PAR
MÉRETTE, Jean-Sébastien

CONCEPTION D'UN ALÉSOIR ACÉTABULAIRE À DIAMÈTRE VARIABLE

MONTRÉAL, LE 17 DÉCEMBRE 2007

© Jean-Sébastien Mérette, 2007

CE MÉMOIRE A ÉTÉ ÉVALUÉ

PAR UN JURY COMPOSÉ DE :

M. Yvan Petit, directeur de mémoire

Département de génie mécanique à l'École de technologie supérieure

M. Julio Fernandes, codirecteur de mémoire

Département d'orthopédie de la faculté de médecine de l'Université de Montréal

Mme Françoise Marchand, présidente du jury

Département de génie mécanique à l'École de technologie supérieure

M. Patrick Terriault, membre du jury

Département de génie mécanique à l'École de technologie supérieure

IL A FAIT L'OBJET D'UNE SOUTENANCE DEVANT JURY ET PUBLIC

LE 5 DÉCEMBRE 2007

À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

REMERCIEMENTS

Je désire d'abord remercier profondément mon directeur, Yvan Petit, pour son aide et son support tout au long de ma maîtrise. Sa façon de me donner des conseils et de m'offrir ses critiques m'a permis d'apprendre énormément. J'ai eu beaucoup de plaisir à travailler avec lui et je crois sincèrement qu'il est un directeur exceptionnel. Le mieux avec Yvan est qu'il reste jeune et qu'il ne s'élève pas à un niveau supérieur engendrant des barrières. La communication est toujours agréable et simple avec lui.

Je désire aussi remercier mon codirecteur, M. Julio Fernandes qui m'a donné ma chance dans le domaine du biomédical. Son humanité en tant que médecin en fait une personne très particulière avec qui je souhaite continuer à collaborer. Viva o Brasil!!!

Je tiens à souligner l'aide du personnel de l'ETS, plus particulièrement Alexandre Vigneault qui m'a facilité l'accès aux ateliers de fabrication. Je tiens aussi à remercier M. Victor Songmene qui a été d'une grande aide lors de la partie usinage du projet.

Également, je remercie tous mes collègues du Laboratoire d'imagerie et d'orthopédie de l'Hôpital Sacré-Cœur (LIO-HSCM). Plus particulièrement, je tiens à remercier Karine Dupuis qui a été une source de motivation et une personne avec qui j'ai bien rigolé!! Merci à Mathieu Dansereau avec qui j'ai eu une superbe collaboration sur nos projets respectifs. Je remercie aussi Dominic Boisclair et Kajsa Duke pour leurs conseils lorsque j'éprouvais certains problèmes. Je tiens à remercier également Annie Levasseur, associée de recherche au LIO-HSCM, pour son aide inestimable. Annie est toujours là pour répondre à nos questions et possède une grande débrouillardise, faisant d'elle une associée de recherche hors pair!! Merci aussi à Mathieu Carrier, mon binôme, qui malgré son horaire extrêmement chargé, s'est réservé du temps pour participer au projet et nous apporter ses idées.

Je remercie profondément mes amis et ma famille pour leur présence et leur écoute. Merci à Christine, Yves, Louise et Geneviève qui ont été près de moi pendant tout ce temps.

CONCEPTION D'UN ALÉSOIR ACÉTABULAIRE À DIAMÈTRE VARIABLE

MÉRETTE, Jean-Sébastien

RÉSUMÉ

Au Canada, 25 124 arthroplasties de la hanche étaient réalisées en 2004-2005. Pour chacune de ces chirurgies, un temps considérable est consacré à l'alésage acétabulaire. Ce projet vise à améliorer l'instrumentation actuelle destinée à l'alésage acétabulaire afin de réduire le temps opératoire, le nombre de manipulations, les erreurs chirurgicales, les risques d'infection et le temps de stérilisation. Pour ce faire, l'approche méthodologique de la maison de la qualité a été employée. La collaboration des différents utilisateurs (chirurgiens, résidents, infirmières, représentants et personnel de stérilisation) permet d'identifier en détails leurs besoins. Les caractéristiques critiques de la solution idéale sont définies en combinant les méthodes de Pareto, des effets cumulés et des « 3N ». Par la suite, une série d'étapes de génération d'idées sont réalisées et plusieurs concepts sont proposés. Une étude détaillée de tous les brevets existants et des demandes d'application pour brevets récemment déposées est réalisée. Tous les concepts proposés sont évalués à l'aide de deux méthodes, soient la matrice de Pugh et la matrice de décision. Enfin, un concept optimal est proposé. Le concept final consiste en une lame centrale qui déplace huit autres lames, disposées en forme de croix. Cette lame centrale est activée par un système de poussoir inspiré d'un mécanisme de vis. L'outil se déploie sur la plage 44mm à 66mm. Lorsque la dimension d'alésage désirée est atteinte, un système de serrage fondé sur le principe des mors d'un étau, bloque les lames. Ce concept est validé par la fabrication d'un prototype fabriqué en ABS par prototypage rapide. Par la suite, des analyses de résistance sont effectuées par la méthode des éléments finis. Les analyses simulent le cas où les lames sont coincées dans l'os acétabulaire, la perceuse génère simultanément son couple maximal et le chirurgien applique sa force maximale sur la perceuse. L'outil, fait de titane, résiste généralement aux charges mais une attention particulière doit éventuellement être portée à la lame A qui subie les contraintes les plus importantes. Un brevet provisoire est déposé et une série d'expérimentations sont à venir.

Mots-clés: Acétabulum, alésoir, universel, conception

DESIGN OF A VARIABLE DIAMETER ACETABULAR REAMER

MÉRETTE, Jean-Sébastien

ABSTRACT

In Canada, 25124 hip arthroplasties were performed in 2004-2005. For all those surgeries, an important time is dedicated to acetabular reaming. This project means to improve actual instrumentation for acetabular reaming by reducing surgery time, number of manipulations, surgical errors, infections risks and sterilisation time. To do so, a methodological approach of the Quality Deployment Function has been used. Collaboration with different users (surgeons, resident, nurses, sterilisation personnel) provided the detailed identification of their needs. Critical characteristics of the ideal solution are defined using three methods, Pareto, cumulated effects and “3N”. Next, a series of ideas are generated and many designs are proposed. A detailed review of all released and in-application patents has been performed. All the ideas are evaluated with two methods, Pugh’s matrix and decision matrix. Finally, a design is proposed. This design consists of a central blade that drives eight others blades (A and Z) in the form of a cross. This central blade is activated by a plunger system inspired from a screw mechanism. The tool is deployable throughout a 44mm to 66mm range. When reaming dimension is reached, a tightening system based on the jaws of a vise, locks the blades. This design is validated by fabrication of a prototype built in ABS by rapid prototyping. In addition, the resistance analysis are performed with finite element method. Those analysis simulate the blades fixed against the acetabular bone, when the drill generates its maximum torque and the surgeon transmits his maximal force on the drill. The tool, built from titanium, generally resists to the loads but special care needs to be given to blade A which holds critical charges. A provisional patent has been submitted and further experimentations are planned in near future.

Key words: acetabulum, reamer, universal, design

TABLE DES MATIÈRES

	Page
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 Revue de la littérature.....	3
1.1 Anatomie descriptive de la hanche	3
1.1.1 Principales structures de la hanche	3
1.1.2 Composition osseuse des os de la hanche	8
1.2 L'arthroplastie totale de la hanche.....	10
1.2.1 Démographie et coûts	10
1.2.2 Causes	12
1.2.3 Technique chirurgicale.....	14
1.2.4 L'alésage acétabulaire.....	20
1.3 Description de l'instrumentation.....	21
1.3.1 Évolution de l'instrumentation	22
1.3.2 L'instrumentation actuelle	24
1.3.3 Les différents systèmes d'alésage acétabulaire.....	27
1.3.3.1 Concepts d'alésoirs à diamètre variable	27
1.3.3.2 Concepts d'alésoirs pour la chirurgie minimalement invasive	31
CHAPITRE 2 Méthodologie.....	34
2.1 Problématique, hypothèse et objectifs	34
2.2 Déploiement de la fonction qualité	35
2.2.1 La méthode.....	35
2.2.2 Les besoins du client.....	38
2.2.3 Les caractéristiques du produit	39
2.2.4 La construction de la maison de la qualité	42
2.2.4.1 Contribution des caractéristiques à la satisfaction des besoins.....	42
2.2.4.2 Les interrelations entre les caractéristiques	43
2.2.5 Analyse de la maison de la qualité.....	44
2.2.6 Le barème d'évaluation.....	50
2.3 Génération de solutions.....	52
2.3.1 Méthodes de génération de solutions.....	53
2.3.1.1 La tempête d'idées	53
2.3.1.2 L'analyse morphologique	53
2.4 Choix de la solution	54
2.4.1 Méthodes de convergence.....	54
2.4.2 Essais expérimentaux.....	57
2.4.2.1 Tests d'alésage	57
2.4.2.2 Tests de fonctionnalité	60
2.4.3 Fabrication de prototypes.....	61
2.5 Modélisation tridimensionnelle et analyse de résistance	61
2.5.1 Modélisation 3D.....	62

2.5.2	Charges appliquées	62
2.5.3	Analyses par éléments finis	63
2.5.3.1	Description des modèles	64
2.5.3.2	Propriétés des modèles.....	64
2.5.3.3	Études de sensibilité.....	65
2.5.3.4	Distribution des contraintes	66
CHAPITRE 3 Résultats		67
3.1	Système de coupe.....	67
3.1.1	Concepts issus de la convergence théorique.....	67
3.1.2	Prototypes physiques des systèmes de coupe	68
3.1.3	Résultats des essais expérimentaux	70
3.1.3.1	Concept Crème glacée	70
3.1.3.2	Concept Taille bordure	72
3.1.4	Concept final de système de coupe.....	72
3.2	Systèmes à diamètre variable	76
3.2.1	Concepts issus de la convergence théorique	76
3.2.1.1	Système de déploiement	76
3.2.1.2	Système de serrage.....	79
3.2.2	Résultats des essais expérimentaux	80
3.2.3	Concepts finaux des systèmes à diamètre variable	81
3.2.3.1	Concept final de système de déploiement.....	81
3.2.3.2	Concept final de système de serrage.....	82
3.3	Solution assemblée.....	83
3.3.1	Évaluation de la solution finale.....	83
3.4	Analyses par éléments finis	84
3.4.1	Analyse du système de coupe	84
3.4.1.1	Analyse de la lame A	84
3.4.1.2	Analyse de la lame C	88
3.4.2	Analyse du système global.....	95
3.4.2.1	Description du modèle	95
3.4.2.2	Étude de sensibilité	99
3.4.2.3	Distribution des contraintes	100
3.5	Rappel du concept final	103
CHAPITRE 4 Discussion		105
4.1	Approche méthodologique	105
4.2	Analyses de résistance	109
4.3	Critique de la solution proposée	115
CONCLUSION		120
ANNEXE I	Les besoins du client.....	122

ANNEXE II	Cahier des charges	125
ANNEXE III	Maison de la qualité	147
ANNEXE IV	Méthodes effets cumulés et « 3N ».....	150
ANNEXE V	Génération de solutions.....	155
ANNEXE VI	Matrice de Pugh et matrice de décision	171
ANNEXE VII	Fiches techniques instruments	182
ANNEXE VIII	Dessins techniques.....	184
ANNEXE IX	Étude des prothèses installées à Jean-Talon en 2005-2006	192
ANNEXE X	Données des études de sensibilité	194
ANNEXE XI	Contrainte de Von Mises et Tenseur de contraintes	196
ANNEXE XII	Solution préliminaire du système de serrage	197
ANNEXE XIII	Méthodologie du calcul de précision des lames	199
APPENDICE A	Brevet provisoire.....	201
LISTE DE RÉFÉRENCES		244

LISTE DES TABLEAUX

	Page
Tableau 1.1 Nombre d'arthroplasties de la hanche, selon l'âge et le sexe, Canada, 1994-1995 et 2004-2005	11
Tableau 2.1 Les besoins et les caractéristiques du produit.....	40
Tableau 2.2 Liste des contraintes et notes à la conception	42
Tableau 2.3 Évaluation des caractéristiques par la méthode des 3 « N »	47
Tableau 2.4 Bilan des deux études	50
Tableau 2.5 Barème d'évaluation	51
Tableau 2.6 Exemple de matrice de Pugh	56
Tableau 3.1 Définition des contacts de l'assemblage	97
Tableau 4.1 Résumé des contraintes appliquées aux différents modèles par éléments finis	110

LISTE DES FIGURES

	Page	
Figure 1.1	Structures osseuses de la hanche.	4
Figure 1.2	Articulation de la hanche.	5
Figure 1.3	Muscles de la hanche.	7
Figure 1.4	Nerf sciatique.	8
Figure 1.5	Structure de l'os.	8
Figure 1.6	Radiographie de la hanche.	9
Figure 1.7	Répartition, selon l'âge et le sexe, des arthroplasties effectuées au Canada en 2004-2005.	12
Figure 1.8	Décomposition des pièces d'une prothèse totale de hanche.	14
Figure 1.9	Description des étapes d'une arthroplastie totale de la hanche.	16
Figure 1.10	Instrumentation généralement utilisée pour l'alésage acétabulaire.	20
Figure 1.11	Concept mono-lame.	22
Figure 1.12	Alésoir à pointe et lame expansible.	23
Figure 1.13	Concept de râpe à fromage.	24
Figure 1.14	Concept d'alésoir acétabulaire généralement utilisé aujourd'hui.	25
Figure 1.15	Outil d'alésage acétabulaire distribué actuellement par la compagnie Zimmer.	25
Figure 1.16	Fraise d'alésage modèle Trilogy de la compagnie Zimmer.	26
Figure 1.17	Plateaux d'alésoirs acétabulaires de la compagnie Zimmer.	26
Figure 1.18	Concept d'alésoir expansible à ballon et cuillères.	28
Figure 1.19	Concept avec trois sections et engrenages coniques.	29
Figure 1.20	Concept d'alésoir acétabulaire à trois sections pivotantes et forme d'ogive.	30

Figure 1.21	Concept d’alésoir acétabulaire à quater sections d’hémisphère	31
Figure 1.22	Concept à lame pliable.....	32
Figure 1.23	Alésoirs conventionnels pliables.	33
Figure 1.24	Alésoir conventionnel tronqué.....	33
Figure 2.1	Schéma bloc du déploiement de la fonction qualité.	37
Figure 2.2	Diagramme de Pareto et des effets cumulés.....	46
Figure 2.3	Courbe des importances relatives.	48
Figure 2.4	Essais expérimentaux avec mousse de polyuréthane(A) et bassins de veau(B).....	57
Figure 2.5	Moule acétabulaire en UHMWPE.	59
Figure 2.6	Simulation de l’ alésage acétabulaire sur une machine de traction.	63
Figure 3.1	Concepts de systèmes de coupe issus de la convergence théorique.	68
Figure 3.2	Prototypes de système de coupe A) Crème glacée et B)Taille bordure.....	69
Figure 3.3	Zones d'aiguisage des prototypes de systèmes de coupe.	69
Figure 3.4	Types de denture dans les outils de fraisage.....	70
Figure 3.5	Protubérance de coupe sur le concept Crème glacée.....	71
Figure 3.6	Système de coupe à quatre flûtes.....	74
Figure 3.7	Propriétés du système de coupe.....	75
Figure 3.8	Nombre de lames optimal du système de déploiement.....	76
Figure 3.9	Caractéristiques du système de déploiement.	77
Figure 3.10	Mécanisme d’activation comprenant le pousoir et la roue de déploiement.....	78
Figure 3.11	Système de serrage avec serre conique.....	80
Figure 3.12	Caractéristiques géométriques de la lame centrale.	81

Figure 3.13	Positions critiques du système de déploiement.....	82
Figure 3.14	Géométrie des mors.	82
Figure 3.15	Concept global: assemblage des sous-systèmes.	83
Figure 3.16	Charges appliquées sur la lame A.....	85
Figure 3.17	Zone d'application de l'encastrement de la lame A.....	85
Figure 3.18	Courbe de sensibilité de l'étude par éléments finis de la lame A.	86
Figure 3.19	Distribution imagée des contraintes de Von Mises sur la lame ayant un maillage de 1,25mm.....	87
Figure 3.20	Distribution du tenseur des contraintes sur la lame A.	88
Figure 3.21	Distribution des charges sur la Lame C pour les simulations FLÛTE et BRAS.	90
Figure 3.22	Description des angles d'application des charges du cas BRAS.....	90
Figure 3.23	Courbe de sensibilité de l'étude par éléments finis de la lame C.	91
Figure 3.24	Distribution des contraintes de Von Mises du cas FLÛTE avec un maillage de 1mm.....	92
Figure 3.25	Tenseur de contraintes pour l'étude FLÛTE de la lame C.....	93
Figure 3.26	Distribution des contraintes de Von Mises du cas BRAS avec un maillage de 1mm.....	94
Figure 3.27	Tenseur des contraintes pour le cas BRAS de la lame C.....	95
Figure 3.28	Distribution des charges sur le modèle global.	96
Figure 3.29	Courbe de sensibilité de l'étude par éléments finis du modèle global.....	100
Figure 3.30	Vue d'ensemble du modèle global avec les contraintes de Von Mises.	101
Figure 3.31	Vue locale du modèle global des contraintes de Von Mises.	102
Figure 3.32	Vue locale du tenseur de contraintes du modèle global.....	103
Figure 3.33	Concept final d'alésoir acétabulaire à diamètre variable.....	104

Figure 4.1 Interfaces en contact créant des sur-contraintes 115

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

ABF	Arthroplastie à basse friction
ABS	Acrylonitrile Butadiène Styrene
ATH	Arthroplastie totale de la hanche
DFQ	Déploiement de la fonction qualité
DDL	Degré de liberté
ICIS	Institut Canadien d'Information sur la Santé
PMMA	Polyméthacrylate de méthyl
N	Niveau
PE	Polyéthylène
PU	Polyuréthane
RCRA	Registre Canadien des Remplacements Articulaires
UHMWPE	Ultra-High Molecular Weight Polyéthylène
3D	Trois Dimensions
σ	Contrainte
E	Module d'Young
ε	Déformation

LISTE DES SYMBOLES ET UNITÉS DE MESURE

UNITÉS GÉOMÉTRIQUES		UNITÉS MÉCANIQUES	
<u>Longueur</u>		<u>Vitesse</u>	
m	mètre	mm/sec	millimètre par seconde
mm	millimètre	mm/min	millimètre par minute
po	pouce	RPM	Tours par minute
<u>Surface</u>		<u>Force</u>	
mm^2	millimètre carré	kN	kiloNewton
		N	Newton
<u>Volume</u>		<u>Contrainte</u>	
mm^3	millimètre cube	GPa	gigaPascal
		MPa	mégaPascal
<u>Angle</u>		<u>Couple</u>	
$^\circ$	degré	N·m	Newton-mètre
		Lbs·po	livres forces-pouce
UNITÉS DE MASSE			
<u>Masse</u>			
kg	kilogramme		
g	gramme		
mg	milligramme		
<u>Densité</u>			
kg/m^3	kilogramme par mètre cube		
g/cm^3	gramme par centimètre cube		
mg/cm^3	milligramme par centimètre cube		

INTRODUCTION

Depuis les vingt dernières années, la médecine est assaillie par une quantité impressionnante de nouveaux produits et de nouvelles technologies. Généralement, ces produits visent à simplifier les manipulations effectuées par les utilisateurs ou à améliorer la santé post-opératoire des patients. Par ailleurs, la population se fait vieillissante et un nombre croissant de personnes âgées nécessitent des soins hospitaliers. En 2006, plus de 58 000 remplacements articulaires (genou et hanche) étaient réalisés à travers l'ensemble des hôpitaux canadiens. Ce nombre a pratiquement doublé sur une courte période de dix ans. Les deux principales raisons expliquant ce phénomène sont certainement le vieillissement de la population et les percées technologiques effectuées en médecine. Aujourd'hui, l'implantation d'une prothèse est devenue une chirurgie qui comporte peu de risques et qui améliore grandement la qualité de vie des patients. Cette augmentation du nombre de remplacements articulaires entraîne donc une conséquence majeure, soit le manque de main d'œuvre spécialisée. Avec un nombre relativement constant de chirurgiens orthopédistes, les temps d'attente pour effectuer toutes ces chirurgies sont nécessairement augmentés. Une solution s'impose : les chirurgies doivent être plus efficaces. Le recours aux nouvelles technologies devient alors une option intéressante.

Plus particulièrement, l'arthroplastie totale de la hanche constitue une partie importante de ces chirurgies. Le remplacement de cette articulation de type sphéroïde consiste à substituer la tête fémorale par une prothèse s'insérant dans le fémur ainsi que la surface articulaire de l'acétabulum du bassin par une prothèse hémisphérique creuse. La réalisation de cette chirurgie nécessite plusieurs étapes bien définies ayant leur instrumentation adaptée. Une de ces étapes consiste à aléser l'os acétabulaire usé ou malade pour ensuite implanter la prothèse sur un os saignant et sain. Lors de cette étape, les mêmes manipulations sont répétées à plusieurs reprises afin d'obtenir le résultat escompté. Ces répétitions de manipulations ont pour conséquence d'augmenter le temps opératoire et d'augmenter les risques d'erreurs chirurgicales et d'infections. De plus, ces manipulations nécessitent une quantité importante de pièces qui doivent être nettoyées, transportées, stérilisées et emballées à chaque

utilisation. Ainsi, il semble évident qu'un outil mieux adapté à ces manipulations serait intéressant pour les utilisateurs. Le présent travail propose donc un nouvel alésoir acétabulaire mieux adapté aux manipulations devant être effectuées en salle d'opération. Plus particulièrement, ce projet vise à réduire le nombre de manipulations opératoires, le nombre d'instruments médicaux à manipuler, le temps d'opération, les risques d'infections, les erreurs chirurgicales ainsi que le temps attribué au nettoyage, au transport, à la stérilisation et à l'emballage. L'étude mène à la fabrication d'un prototype conceptuel du nouvel alésoir acétabulaire.

Afin de bien situer le lecteur, la première section de la revue de littérature présentée au Chapitre 1 résume les structures anatomiques impliquées lors de la chirurgie. Ensuite, la deuxième section décrit la chirurgie de l'arthroplastie totale de la hanche en détails en portant une attention particulière à l'alésage acétabulaire. Finalement, la troisième section porte sur l'instrumentation en détails, son évolution et les brevets reliés au nouveau développement.

Le Chapitre 2 aborde l'approche méthodologique du projet. Toutes les étapes du déploiement de la fonction qualité sont expliquées et les résultats principaux sont donnés. Une section porte sur les expérimentations et les prototypes effectués. La dernière section présente la méthodologie employée pour analyser la résistance du nouvel outil par éléments finis.

Quant au Chapitre 3, il présente les résultats importants reliés au projet. Le chapitre est divisé en deux grandes sections. La première décrit en détails la solution proposée ainsi que les résultats des expérimentations effectuées. La deuxième présente les résultats de la résistance de l'outil via les analyses par éléments finis.

Finalement, le Chapitre 4 effectue un retour sur l'ensemble du projet. Le projet est critiqué sous ses aspects méthodologiques et ses résultats. Les forces ainsi que les faiblesses du projet et de la solution proposée sont analysées. Les perspectives de développement sont également présentées dans le but d'une éventuelle poursuite du projet.

CHAPITRE 1

REVUE DE LA LITTÉRATURE

1.1 Anatomie descriptive de la hanche

Dans le but de bien comprendre l'intervention chirurgicale de l'arthroplastie de la hanche ainsi que l'instrumentation utilisée pour cette dernière, il est primordial de connaître certaines composantes anatomiques qui sont décrites dans cette section.

1.1.1 Principales structures de la hanche

Par définition : « Les articulations sont des points de contact de deux ou plusieurs os. Nos articulations assurent deux fonctions essentielles: elles confèrent à notre squelette une certaine mobilité et relient nos os entre eux tout en jouant parfois un rôle de protection. » (Tirée de Marieb, 2005, p.258).

Il existe trois types d'articulations, soit les articulations fibreuses, les articulations cartilagineuses et les articulations synoviales. Les articulations fibreuses, comme le crâne, n'ont ni cavité articulaire ni cartilage et sont reliés par du tissu conjonctif dense. Les articulations cartilagineuses, comme les disques intervertébraux, sont dépourvues de cavité articulaire mais sont reliés par du cartilage. Quant aux articulations synoviales, comme la hanche, elles unissent les os par l'intermédiaire d'une cavité articulaire remplie de liquide synovial et d'un cartilage.

La hanche est d'ailleurs l'articulation qui relie le bassin à la jambe et plus précisément, l'os coxal au fémur (Figure 1.1). C'est une articulation de type sphéroïde où la tête fémorale

(sphère) est emboîtée dans l'acétabulum¹ (hémisphère creux) de l'os coxal (Figure 1.2A et Figure 1.2B).

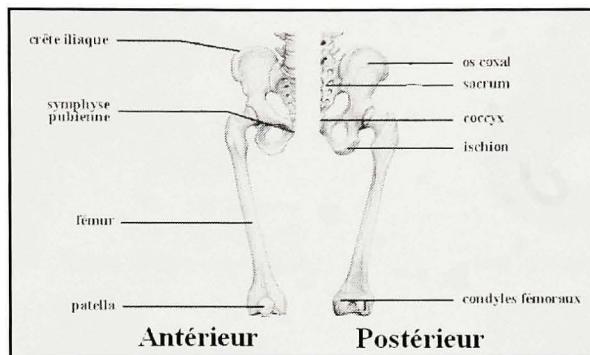


Figure 1.1 Structures osseuses de la hanche.
(Adaptée de Boutillier et Outrequin)

Chacun de ces os est pourvu d'une couche de cartilage articulaire afin d'obtenir un meilleur glissement entre les surfaces. D'ailleurs, la cavité synoviale (Figure 1.2A), où l'on retrouve un liquide lubrifiant, répond à ce même besoin. Quant au bourrelet articulaire (Figure 1.2A), il a comme objectif d'augmenter la profondeur de la cavité articulaire, diminuant ainsi les risques de luxation de la hanche.

¹ Les mots acétabulum et cotyle sont synonymes.

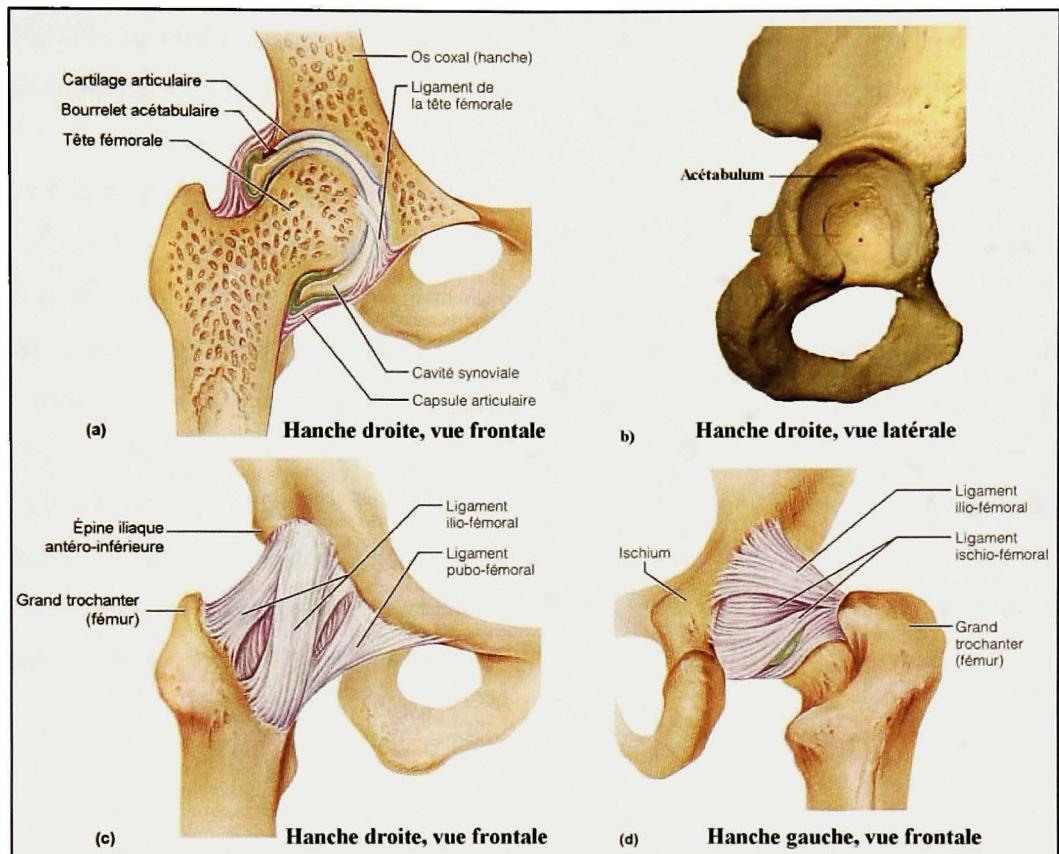


Figure 1.2 Articulation de la hanche.

(Adaptée de Marieb, 2005, p.275 et University of Glasgow. Institute of Biomedical and Life sciences, 2000)

Tel qu'illustrés aux Figure 1.2c et Figure 1.2d, trois ligaments principaux soutiennent la hanche et renforcent la capsule de l'articulation. Les ligaments ilio-fémoral et ischio-fémoral empêchent l'hyper-extension de la cuisse tandis que le ligament pubo-fémoral limite l'abduction. Ces ligaments jouent un rôle extrêmement important dans la stabilité de la hanche.

Les ligaments sont présents pour retenir et stabiliser les articulations alors que ce sont les muscles qui ont comme fonction de créer le mouvement. Plusieurs muscles s'attachent sur le bassin et le fémur afin de provoquer le mouvement de ces derniers. En fait, on retrouve

environ 21 muscles qui relient l'os coxal à la jambe. Toutefois, pour les besoins de ce projet, seuls les muscles les plus touchés lors de l'arthroplastie de la hanche sont décrits.

Tel qu'illustré à la Figure 1.3, 13 muscles (en rouge) sont situés prêt de l'articulation et ont un impact sur la technique chirurgicale. Les petit (e), moyen (c) et grand (b) fessiers s'attachent tous sur le grand trochanter (Figure 1.2c) et doivent être écartés lors de l'intervention. Les muscles piriforme (h), carré fémoral, jumeau supérieur et inférieur, obturateur interne et externe (g) sont tous postérieurs au fémur et doivent être tenus pour compte lors de la dislocation de l'articulation. Le muscle ilio-psoas (d) est attaché antérieur au pelvis mais postérieur au fémur et doit donc être écarté lorsque la tête fémorale est réséquée. Quant aux muscles droit (i) de la cuisse, sartorius et tenseur du fascia lata (f), ils sont trois muscles longs qui s'attachent près du genou mais qui ont également un impact sur la dislocation de l'articulation de la hanche.

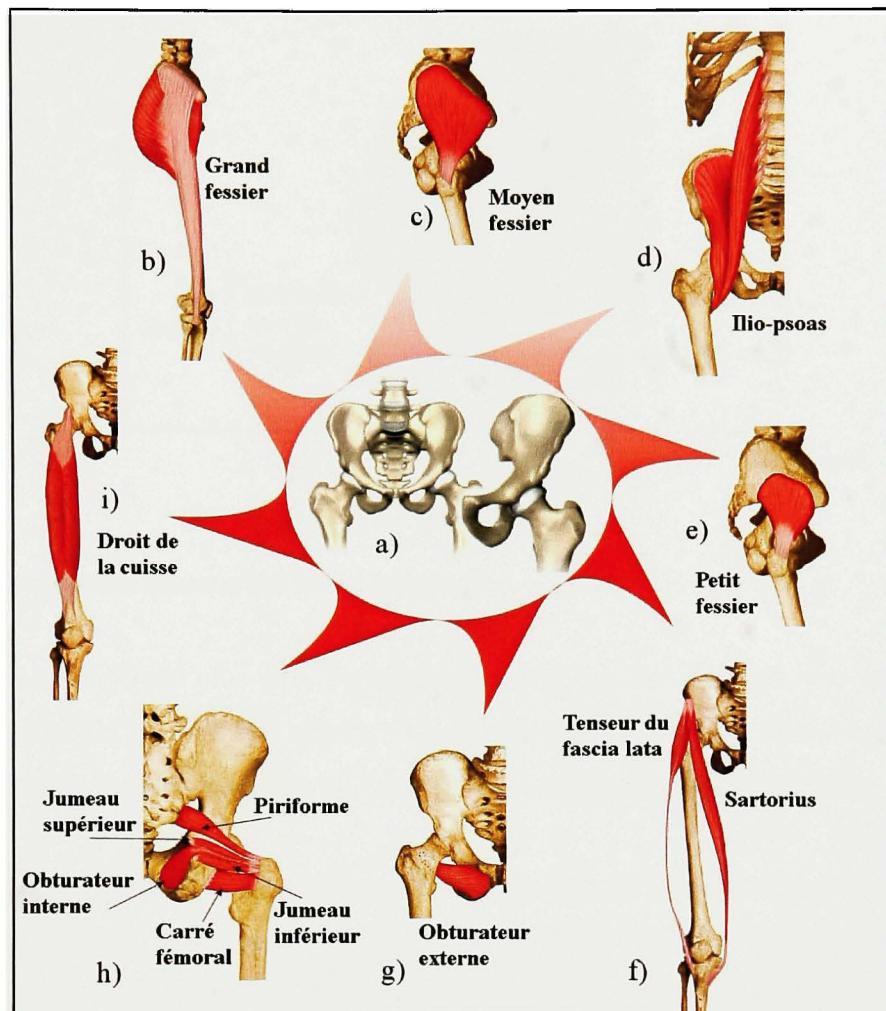


Figure 1.3 Muscles de la hanche.

(Adaptée de Medical Multi Media group, 2003 et Université de Washington. Département de radiologie, 2000a)

Enfin, la dernière structure ayant un impact sur la technique chirurgicale est le nerf sciatique (Figure 1.4). Celui-ci passe entre le petit trochanter (Figure 1.4) et la tubérosité ischiatique (Figure 1.4) et assure l'innervation à la fois sensitive et motrice d'une partie du membre inférieur. Lors de la chirurgie, il est très important d'éviter les contacts avec ce nerf qui pourraient occasionner des conséquences aux membres inférieurs.

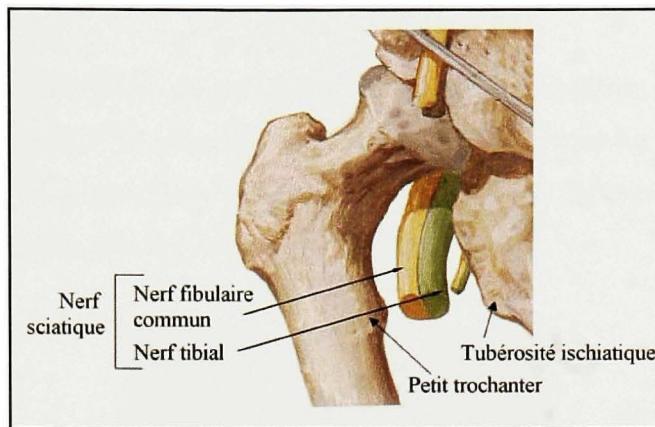


Figure 1.4 Nerf sciatique.
(Adaptée de Netter, 2004, p.479)

1.1.2 Composition osseuse des os de la hanche

Comme il sera expliqué plus tard, l'arthroplastie de la hanche comporte une étape où une certaine quantité d'os doit être alésée. Afin d'effectuer ce type de tâche mécanique, les propriétés mécaniques du matériau, en l'occurrence l'os humain, sont identifiées.

Tout d'abord, il existe deux types d'os soit l'os cortical et l'os trabéculaire. Normalement, l'os cortical représente la couche extérieure et l'os trabéculaire, la couche intérieure. La Figure 1.5 illustre ces différentes structures ainsi que le cartilage articulaire, qui est la surface de contact d'une articulation.

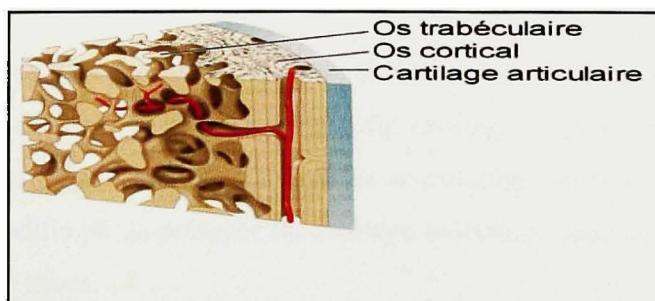


Figure 1.5 Structure de l'os.
(Tirée de Marieb, 2005, p.186)

La différence de composition de ces deux types d'os est majeure et affecte de façon considérable leur densité. Par exemple, la densité de l'os cortical est autour de $1,8\text{g/cm}^3$ tandis que celle de l'os trabéculaire est autour de 1 g/cm^3 . Ces différences s'observent très bien sur une radiographie planaire comme la Figure 1.6.



Figure 1.6 Radiographie de la hanche.
(Adaptée de Université de Washington. Département de radiologie, 2000b)

Sur une radiographie, le niveau de gris est directement proportionnel à la densité et l'épaisseur du matériau. Les endroits où le blanc prédomine, comme le contour du fémur et l'acétabulum, sont composés principalement d'os cortical et sont principalement situés sur le pourtour de l'os. Les endroits plus sombres, comme le col fémoral et le corps de l'os coxal, se composent principalement d'os trabéculaire moins dense.

Ces deux types d'os composent le squelette humain mais il en existe des dérivés. Par exemple, l'os sous-chondral (« khondros » signifie cartilage en grec) est une mince couche osseuse de 0,1 à 2 mm que l'on retrouve dans les articulations, sous le cartilage. C'est un os trabéculaire qui, modifié par la présence du cartilage articulaire, joue un rôle primordial dans l'amortissement des chocs.

La connaissance des propriétés mécaniques de ces types d'os devient donc un atout très important à la conception d'un outil d'alésage acétabulaire. Une étude de Wei et al. (2005) montre que les propriétés mécaniques de l'os sous-chondral se situent entre celles de l'os trabéculaire et de l'os cortical. Par exemple, le Module d'Young de l'os sous-chondral pelvien est de 700MPa tandis que celui de l'os cortical est de 17 000MPa et celui de l'os trabéculaire est de 600MPa. Le coefficient de Poisson (0.3) est le même mais la densité est différente. L'os sous-chondral possède une densité de 1.07 g/cm³ tandis que celle de l'os cortical est de 1.8 g/cm³ et celle de l'os trabéculaire de 1 g/cm³. Ces différences dans les propriétés mécaniques auront certainement un impact lors de l'alésage.

1.2 L'arthroplastie totale de la hanche

Ayant désormais une meilleure connaissance de l'anatomie de la hanche, il est pertinent de décrire l'intervention d'une arthroplastie totale de la hanche (ATH) ainsi que les facteurs s'y rattachant.

1.2.1 Démographie et coûts

Selon le RCRA (Registre Canadien des Remplacements Articulaires, 2006), les personnes les plus susceptibles de subir une ATH sont les femmes (57%) entre 75 et 84 ans (32%). D'ailleurs, le phénomène de vieillissement de la population a un impact important sur le nombre d'ATH qui augmente substantiellement chaque année. En 2004-2005, il y a eu 25 124 ATH au Canada, soit une augmentation de 52% sur dix ans. De plus, en observant le Tableau 1.1, on dénote une nouvelle tendance au sein des 45-54 ans à subir deux fois plus d'ATH qu'il y a dix ans. Des facteurs récemment constatés comme l'obésité ou la forme physique pourraient être en cause.

Tableau 1.1

Nombre d'arthroplasties de la hanche, selon l'âge et le sexe,
Canada, 1994-1995 et 2004-2005
(Tiré de RCRA 2006, p.23)

Groupe d'âge (en années)	Hommes			Femmes		
	1994-95*	2004-05	Changement sur 10 ans	1994-95	2004-05	Changement sur 10 ans
< 45	471	640	36%	455	519	14%
45-54	693	1452	110%	620	1212	95%
55-64	1585	2471	56%	1634	2595	59%
65-74	2444	3346	37%	3704	4350	17%
75-84	1454	2448	68%	2754	4591	67%
85 et plus	190	410	116%	521	1090	109%
Total	6837	10767	57%	9688	14357	48%

*Les données sont prises du 1^{er} avril au 31 mars

Tel qu'illustré à la Figure 1.7, la grande partie (~65%) des ATH est destinée aux personnes ayant 65 ans et plus. Il se dresse aussi une tendance pour les hommes à subir les ATH à un plus jeune âge que les femmes. Cela pourrait s'expliquer par l'espérance de vie relative entre les deux sexes, calculée par Statistiques Canada (2006), qui est de 77,8 ans pour les hommes et 82,6 ans pour les femmes au Canada en 2004.

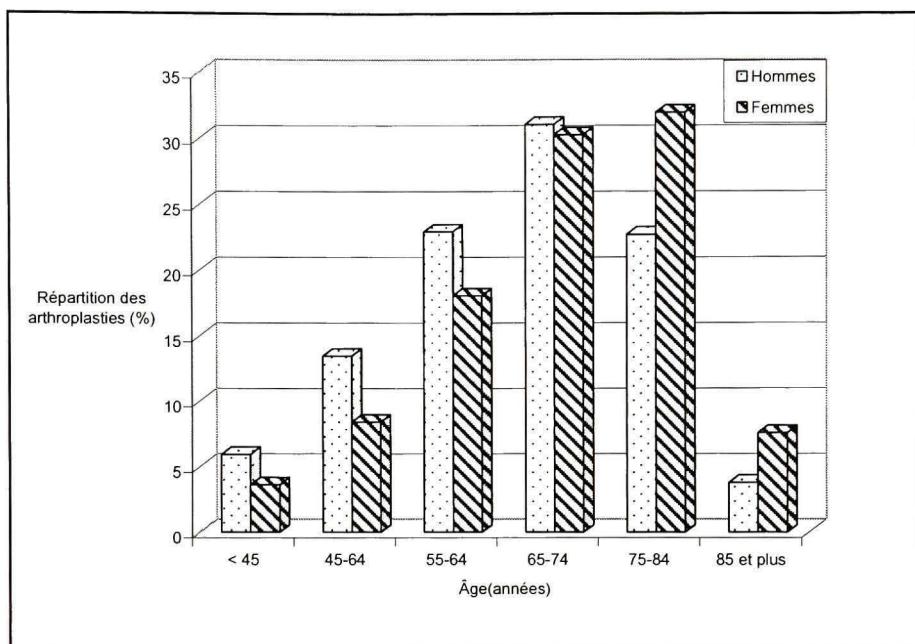


Figure 1.7 Répartition, selon l'âge et le sexe, des arthroplasties effectuées au Canada en 2004-2005.

(Données tirées de Registre Canadien des Remplacements Articulaires, 2006)

En considérant ce nombre croissant d'ATH effectué annuellement, principalement dû au vieillissement de la population, les conséquences économiques sont imminentes. Une étude d'Antoniou et al. (2004) suggère qu'une ATH coûte environ 6 766\$ au Canada. Les coûts annuels déboursés pour les ATH représentaient environ 170 millions de dollars en 2004-2005. Ce montant représente seulement les coûts directs reliés à l'hospitalisation et ne comptabilise pas les coûts indirects comme les soins post-opératoires.

1.2.2 Causes

Plusieurs facteurs peuvent provoquer un remplacement articulaire de la hanche. Au Canada, l'arthrose dégénérative est la principale cause (81%) des ATH (Registre Canadien des Remplacements Articulaires, 2006). C'est la forme d'arthrite chronique la plus répandue et elle provoque le ramollissement et l'érosion du cartilage articulaire. À priori, les spécialistes

croient qu'elle est due au processus normal de vieillissement. Néanmoins, la recherche a découvert que: « le rôle d'enzymes (métalloprotéinases) qui, libérées au cours du fonctionnement normal des articulations, détruisent le cartilage articulaire» (Marieb, 2005, p.278). La découverte des causes pourrait certainement amener la venue de nouveaux traitements. Toutefois, pour l'instant les conséquences sont que le cartilage disparaît, les surfaces en contact dans les articulations deviennent os sur os, les excroissances osseuses apparaissent, la friction augmente et la douleur apparaît.

Parmi les autres causes importantes, l'ostéonécrose est la deuxième avec 5% (Registre Canadien des Remplacements Articulaires, 2006). L'ostéonécrose se manifeste par un affaiblissement de la structure osseuse du col fémoral qui résulte très souvent en fracture. La meilleure façon de traiter cette fracture est de remplacer l'articulation.

Selon le RCRA (2006), l'obésité devient un nouveau facteur de risque puisque selon la dernière étude, 8 patients sur 10 qui avaient subi un ATH souffraient d'obésité. Selon Margaret Keresteci, gestionnaire des registres cliniques à l'ICIS (Institut Canadien d'Information sur la Santé) :

« Il existe un lien entre l'obésité et le risque accru d'arthrose, qui est le diagnostic le plus fréquent en matière de remplacement articulaire ».

Il est à noter que durant l'exercice 2004-2005, 12% des prothèses totales de hanche étaient des reprises (Registre Canadien des Remplacements Articulaires, 2006). Ces reprises sont causées par plusieurs facteurs comme le descellement aseptique (création d'une membrane inflammatoire à l'interface implant-os) ou l'ostéolyse (destruction du tissu osseux). Lors des reprises, l'acétabulum est souvent alésé à nouveau pour installer une prothèse de diamètre supérieur. Il est donc important d'en tenir compte puisqu'elles augmentent le diamètre moyen des prothèses acétabulaires utilisées.

1.2.3 Technique chirurgicale

La méthode de l'arthroplastie de la hanche telle que connue aujourd'hui existe depuis 1962 et a été mise au point par le Dr John Charnley. Cette méthode nommée « Arthroplastie à basse friction (ABF) » est la norme dans le domaine des arthroplasties de la hanche et consiste à implanter une surface à basse friction dans l'acétabulum (hémisphère en polyéthylène) dans laquelle vient s'articuler une bille métallique qui représente la tête fémorale.

La Figure 1.8 illustre toutes les composantes de la prothèse totale de hanche. Tout d'abord, on retrouve la prothèse acétabulaire qui est installée sous pression (« press-fit »), cimentée ou visée dans l'acétabulum. Son insert, souvent fait de polyéthylène (PE), y est installé via un système de rainure. Cet insert est la surface à basse friction dans laquelle s'articule la tête fémorale. Cette dernière est insérée sur la tige fémorale qui est installée dans le canal médullaire du fémur. Les possibilités de fixation de la tige fémorale sont les mêmes que celles de la prothèse acétabulaire.

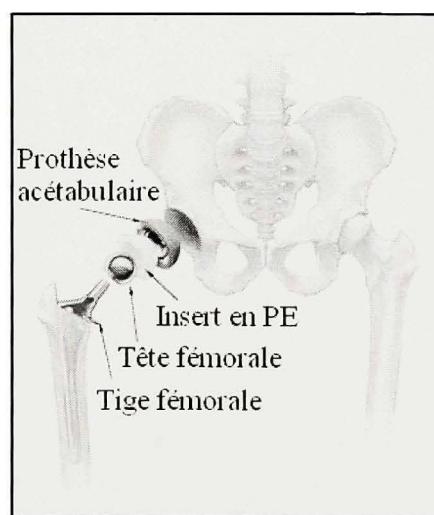


Figure 1.8 Décomposition des pièces d'une prothèse totale de hanche.
(Tirée de The American Society of Mechanical Engineers, 2006)

Au cours des années, la méthode est restée la même mais des dizaines de différentes options ont vu le jour, que ce soit en changeant la morphologie des pièces, leurs matériaux ou bien leur disposition. L'inventaire de ces options n'est pas présenté dans ce mémoire mais les étapes de la technique chirurgicale sont décrites.

Également, la technique chirurgicale a évoluée et plus particulièrement dans les dernières années avec l'engouement pour les chirurgies minimalement invasives. L'intérêt de cette technique est de diminuer l'impact des interventions sur le corps humain. Dans le cas des ATH, les chirurgiens font de plus petites incisions et tentent d'effectuer toutes les manipulations sans altérer les tissus environnants le lieu d'intervention.

Les étapes chirurgicales de l'ATH sont illustrées à la Figure 1.9.

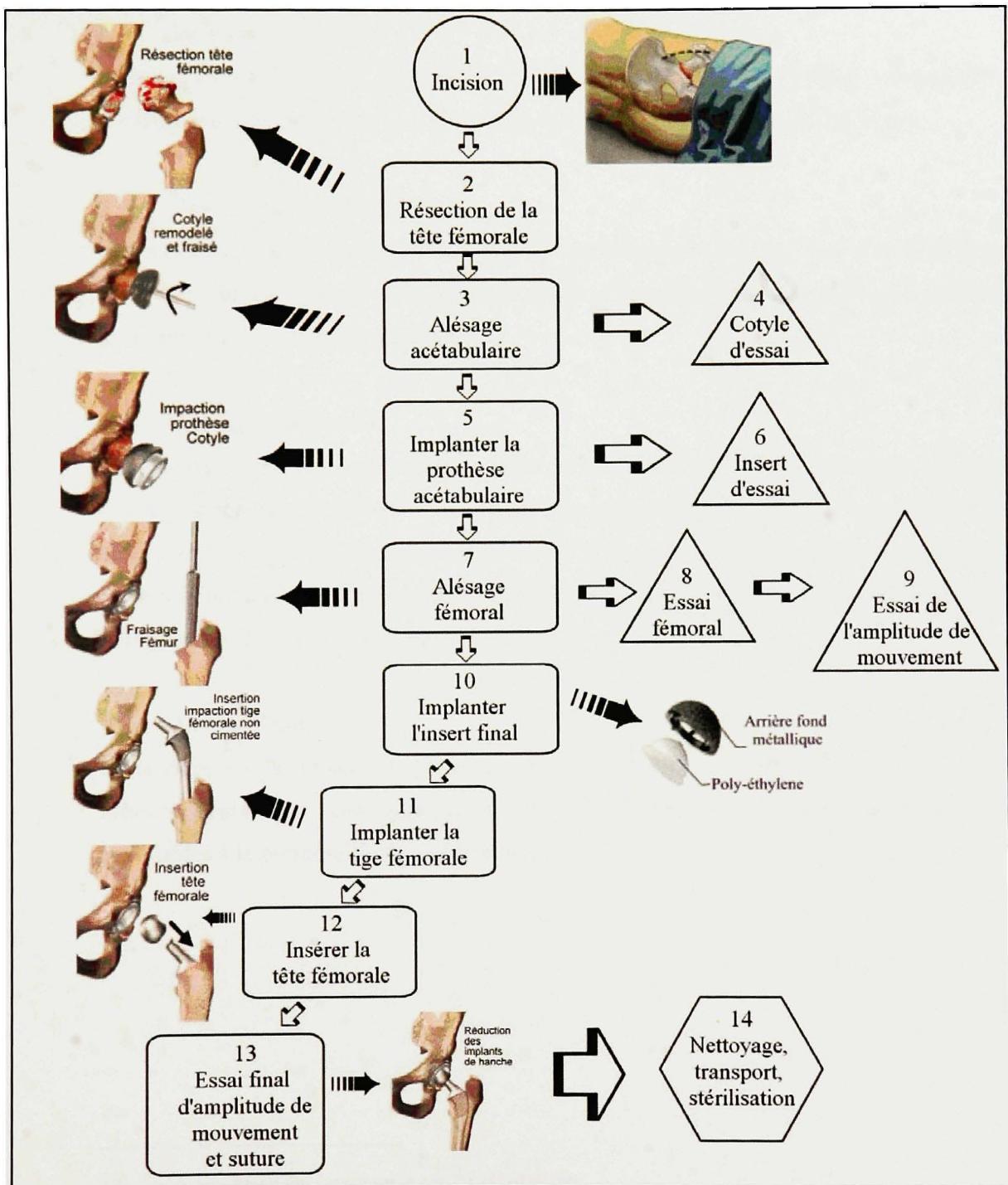


Figure 1.9 Description des étapes d'une arthroplastie totale de la hanche.
(Adaptée de Centre Orthos)

1. Incision

Effectuer une incision, normalement antéro-externe, sans incision musculaire ni trochantérotomie²; selon les cas, la longueur de l'incision peut varier de 7 à 15cm.

2. Résection de la tête fémorale

Après résection de la capsule, la tête fémorale est enlevée au moyen d'une scie électrique sur le col fémoral, à un niveau correspondant au calcul sur calque pré-opératoire pour restaurer la longueur exact du membre inférieur.

3. Alésage acétabulaire

À l'aide de fraises³ hémisphériques de taille croissante, on résèque le cartilage restant jusqu'à l'os sous-chondral en redonnant une forme hémisphérique à l'acétabulum; la dernière taille de fraisage correspond généralement à la taille de la prothèse définitive de cotyle (ou à une taille inférieure de deux millimètres). La taille de la prothèse définitive est mesurée sur une radiographie effectuée avant l'intervention.

4. Cotyle d'essai

Cette étape est facultative et peu employée. Si le chirurgien n'est pas certain du diamètre alésé, il peut utiliser des prothèses d'essai pour vérifier. Ces prothèses d'essai sont très semblables à la prothèse finale qui sera installée.

² Section du grand trochanter et relèvement de l'éventail fessier.

³ Le mot fraise désigne l'hémisphère portant les couteaux tandis que le mot alésoir désigne l'ensemble de la fraise, du manche et de toutes les pièces qui servent à l'alésage.

5. Implanter la prothèse acétabulaire

La prothèse finale est installée sous pression (« press-fit ») à l'aide d'un impacteur. Dans certains cas, des vis peuvent être ajoutées ou même un ciment osseux (PMMA).

6. Insert d'essai

Cette étape est aussi facultative mais plus employée que le cotyle d'essai (étape no.4). Si la prothèse acétabulaire ne possède pas de surface articulaire, un insert de PE y est posé. Cet hémisphère est seulement déposé dans la prothèse et sert à vérifier l'amplitude de mouvement. Cet insert d'essai offre également la possibilité d'ajouter une lèvre pour prévenir les luxations.

7. Alésage fémoral

Une fois le fémur luxé, des râpes fémorales de tailles croissantes ayant la même forme que la prothèse fémorale définitive sont utilisées. Elles permettent de modeler progressivement le canal médullaire spongieux du fémur supérieur, jusqu'à recevoir la taille exacte de la prothèse fémorale définitive, s'encastrant par impaction contre l'os sous-chondral et une mince couche d'os spongieux du fémur.

8. Essai fémoral

Cette étape est facultative mais aussi très employée. Elle consiste à utiliser la dernière râpe fémorale comme essai. Il est possible d'insérer un col ainsi qu'une tête fémorale sur cette râpe. Le chirurgien se laisse donc la possibilité de modifier la longueur ou l'angle du col ou, la profondeur ou le diamètre de la tête.

9. Essai de l'amplitude de mouvement

Cette étape consiste à vérifier les possibilités de mouvement de l'articulation lorsque remise en place. Elle peut s'effectuer avec les pièces d'essais ou les prothèses définitives. Le chirurgien bouge la jambe dans ses positions extrêmes afin de vérifier s'il n'y a pas luxation de l'articulation.

10. Implanter l'insert final

Installer l'insert final. Ce dernier est pratiquement identique à l'insert d'essai avec la petite différence qu'il possède une rainure qui l'unira définitivement à la prothèse acétabulaire.

11. Implanter la tige fémorale

La tige fémorale est implantée dans le canal médullaire du fémur. Cette tige est impactée avec la même technique que la prothèse acétabulaire. De nos jours, la plupart de ces tiges ne sont pas cimentées mais une mince couche de ciment osseux (PMMA) peut être ajoutée au besoin.

12. Insérer la tête fémorale

La tête fémorale, après essais des longueurs, est ensuite installée sur le col de la prothèse fémorale. Le choix de sa taille permet d'ajuster au millimètre près la longueur du membre inférieur.

13. Essai d'amplitude de mouvement et suture

Cette dernière étape chirurgicale consiste à remettre l'articulation en place en insérant la tête fémorale dans l'acétabulum. Une dernière vérification de l'amplitude de mouvement est effectuée et ensuite, la plaie est refermée. Lors de cette étape, tous les tissus mous (muscles, gras, peau) sont refermés par des points de suture.

14. Nettoyage, transport, stérilisation

Cette étape n'est plus chirurgicale mais reste très importante dans tout le processus. Une fois l'intervention terminée, tous les instruments subissent un nettoyage à l'eau sous pression, effectué au bloc opératoire. Une fois les instruments nettoyés, ils sont transportés jusqu'au service de stérilisation où les instruments sont mis dans un autoclave. Une fois les pièces stérilisées, elles sont emballées et réacheminées au bloc opératoire pour l'entreposage.

1.2.4 L'alésage acétabulaire

Une fois l'alésage bien situé dans l'intervention complète, il est important d'approfondir sur les détails de cette étape qui est au cœur du présent travail. Comme indiqué précédemment, l'alésage consiste à retirer les couches de cartilage ainsi que les couches d'os sous-chondral jusqu'à l'obtention d'un os dit saignant. La Figure 1.10 illustre le type d'instrumentation généralement utilisée qui consiste en une fraise (hémisphère coupant) installée sur une perceuse (outil rotatif) via un manche.

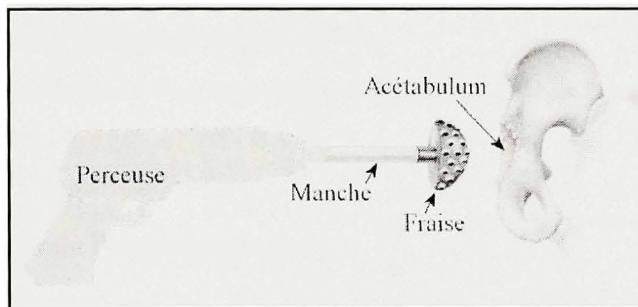


Figure 1.10 Instrumentation généralement utilisée pour l'alésage acétabulaire.
(Adaptée de The Health Pages)

Une seule fraise ayant le diamètre final (diamètre de la prothèse acétabulaire) pourrait être utilisée. Toutefois, cela résulterait en un accroissement trop brusque de diamètre qui provoquerait un contre coup très important au chirurgien ainsi qu'au patient. Afin de diminuer ce contre coup, l'alésage se fait de façon incrémentielle. Le chirurgien débute par la première fraise (décision pré-opératoire basée sur des radiographies) et effectue l'alésage. Lorsque la cavité acétabulaire correspond au diamètre de la fraise, le chirurgien extrait l'outil de la plaie, augmente de diamètre de fraise et répète l'opération. L'augmentation de diamètre se fait en inter-changeant les fraises qui sont pourvues d'un mécanisme de blocage rétractable. Une intervention normale nécessite entre quatre et cinq incrément de diamètre.

Les ciments et les vis étant moins utilisés pour soutenir la prothèse acétabulaire, l'union entre l'os et cette dernière doit être impeccable. L'objectif du chirurgien est donc d'obtenir une cavité parfaitement hémisphérique afin d'installer la prothèse et permettre à l'os de croître à leurs interfaces (ostéointégration). Cet emboîtement de deux éléments parfaitement hémisphériques résulte en une prothèse solide et bien unie à l'os.

D'ailleurs, une étude révèle qu'une imprécision dans l'alésage pourrait être une des causes d'insuccès des prothèses acétabulaires non-cimentées :

« It is apparent that reamers designed for cartilage removal or economy do not perform as well as surgeons expect, endangering initial fit and long term fixation in uncemented acetabular components. » (Macdonald et al., 1999).

La précision et l'exactitude de l'alésage représentent donc des facteurs critiques au succès des prothèses.

1.3 Description de l'instrumentation

L'arthroplastie totale de la hanche est maintenant une intervention courante qui se fait sans grande complication pour la majorité des cas. Une bonne partie de ce succès provient de la recherche qui a été effectuée au cours des 30 dernières années pour améliorer l'instrumentation, la technique ainsi que les prothèses.

Toutefois, la demande pour les remplacements articulaires ne cesse d'augmenter avec la population vieillissante. Avec un nombre de chirurgiens relativement constant, une solution pour palier cette demande serait donc d'augmenter l'efficacité des chirurgies, tout en gardant leur haut taux de succès post-opératoire.

L'alésoir acétabulaire, qui présente certaines lacunes comme le temps perdu lors des accroissements de diamètre, devient donc une excellente opportunité de développement.

1.3.1 Évolution de l'instrumentation

Dès les premières réussites de l'intervention du Dr Charnley dans les années 1960, des chercheurs se sont penchés sur la question de l'instrumentation et des nouvelles propositions ont vu le jour. Le premier inventeur à s'illustrer dans le domaine est définitivement M. Meyer Fishbein qui a déposé plusieurs brevets au cours de ces années. D'ailleurs, il œuvre encore dans le domaine et produit encore des brevets comme il sera expliqué plus loin.

Son premier concept « Blade for bone reamer » (Fishbein, 28 décembre 1971) consiste à utiliser une seule lame ayant une forme de demi-cercle pour effectuer l'alésage. Cette lame est installée sur un hémisphère sur lequel deux rainures sont creusées afin de recueillir les débris créés par l'alésage (Figure 1.11).

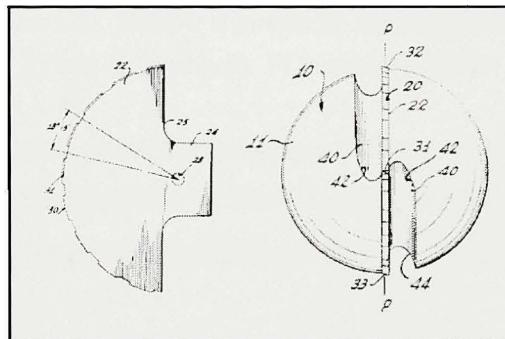


Figure 1.11 Concept mono-lame.
(Tirée de Fishbein, 28 décembre 1971)

Comme tout inventeur qui ne cesse d'innover, M. Fishbein propose dès l'année suivante un concept d'alésoir expansible. Le « surgical expansive reamer for hip socket » (Fishbein, 14 novembre 1972) devient la norme dans le monde orthopédique pour les années suivantes. L'invention consiste à installer une pointe (No.72, Figure 1.12) au fond de l'acétabulum afin de centrer l'outil. Une fois cette étape effectuée, le chirurgien commence l'alésage en mettant l'outil en rotation. Lorsqu'un accroissement de diamètre est nécessaire, le chirurgien

applique une rotation à la bague (No. 40, Figure 1.12) qui, via un système de vis, déploie les lames. Sur ce système, trois lames sont utilisées.

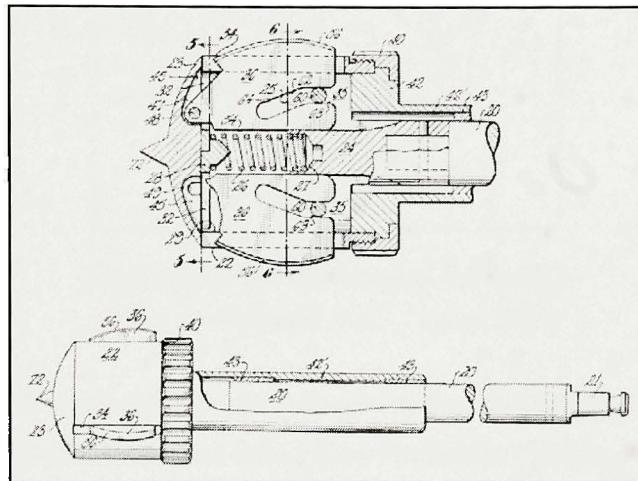


Figure 1.12 Alésoir à pointe et lame expansible.

(Tirée de Fishbein, 14 novembre 1972)

Malgré le succès de l'invention, certaines lacunes sont découvertes. Par exemple, cette pointe installée dans l'acétabulum a causé des problèmes majeurs de perforation de l'os coxal. De plus, la forme alésée n'étant pas hémisphérique, cause problème lors de l'installation des prothèses.

Quelques années plus tard, Weigand et al. (17 mai 1977) proposent un nouveau concept d'alésoir acétabulaire. La grande nouveauté du système proposé est la technique de coupe qui est très différente de celle proposée par Fishbein. Le nouveau concept (Figure 1.13) consiste en un hémisphère complet sur lequel se retrouvent plusieurs petits couteaux ressemblant étrangement à une râpe à fromage. Lorsque l'outil est mis en rotation, il coupe et retire l'os acétabulaire.

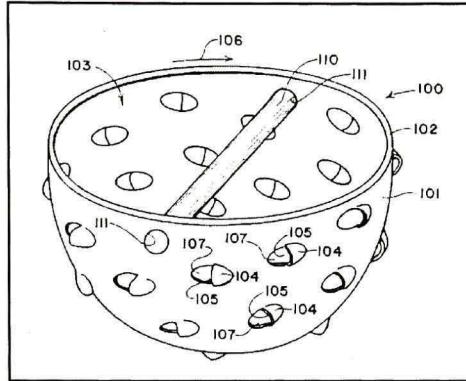


Figure 1.13 Concept de râpe à fromage.
(Tirée de Weigand et al., 17 mai 1977)

Ce concept a vraiment représenté une révolution au niveau de l'alésage acétabulaire puisqu'il est encore, en 2007, le concept le plus utilisé dans l'industrie. Certaines modifications ont été apportées mais l'essence du concept est toujours la même.

1.3.2 L'instrumentation actuelle

L'instrumentation actuelle ressemble grandement au brevet de Weigand et al. (17 mai 1977). Il est important de mentionner que chacune des compagnies d'implants orthopédiques possède sa propre instrumentation et que chacune propose certaines petites variantes. Toutefois, en faisant une recherche approfondie, on remarque que trois des plus grandes compagnies mondiales de fabrication de prothèses, soit Stryker, Zimmer Inc. et Smith & Nephew, sont tous distributeurs du même fabricant d'alésoirs acétabulaires, soit Precimed SA.

De son côté, la compagnie Precimed SA fabrique tous les alésoirs avec le même brevet depuis 1997. Il serait donc relativement juste de dire que l'instrumentation contemporaine est fondée sur le brevet de Lechot (19 août 1997) illustré à la Figure 1.14.

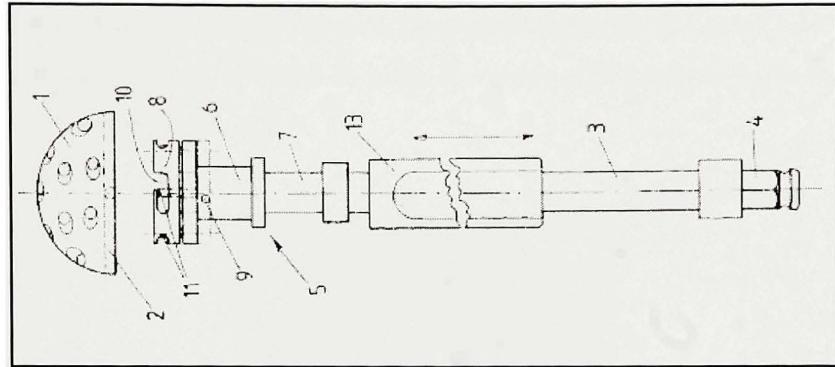


Figure 1.14 Concept d'alésoir acétabulaire généralement utilisé aujourd'hui.

(Tirée de Lechot, 19 août 1997)

Le principe d'alésage est le même que celui proposé par Weigand et al. (17 mai 1977). D'ailleurs, une modélisation en 3D de l'outil de Zimmer actuellement utilisé à l'Hôpital Jean-Talon de Montréal (Figure 1.15) montre que le produit n'a pas changé.

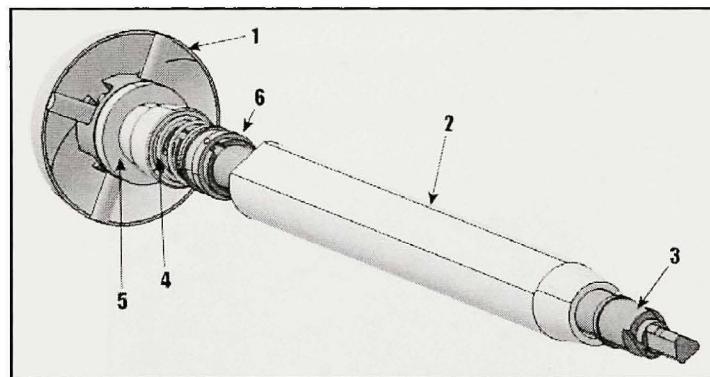


Figure 1.15 Outil d'alésage acétabulaire distribué actuellement par la compagnie Zimmer.

Le principe de fonctionnement est relativement simple. Le cœur (No.3, Figure 1.15) est la pièce insérée dans l'outil rotatif. La poignée (No.2, Figure 1.15) est un tube de plastique qui permet la rotation libre du cœur (No.3). La fraise (No.1, Figure 1.15) est la pièce coupante échangée lors des accroissements de diamètre. La forme de croix à la base de cette dernière permet l'interchangeabilité. La barrure (No.5, Figure 1.15) coulisse le long de l'axe de l'outil

et est retenue par un ressort (No.4, Figure 1.15) et une bague (No.6, Figure 1.15). Ce système de bague-ressort permet avec la forme de croix d'enlever et de remettre facilement les fraises (No.1, Figure 1.15 et Figure 1.16).

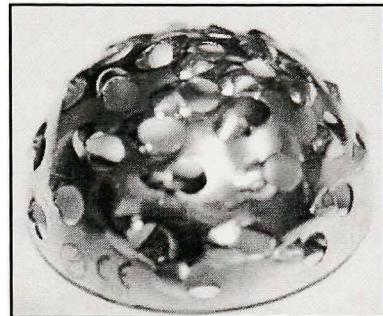


Figure 1.16 Fraise d'alésage modèle Trilogy de la compagnie Zimmer.

Comme expliqué dans la section 1.2.4, plusieurs fraises (Figure 1.16) sont nécessaires à une seule chirurgie. Étant donné l'étendue de diamètres acétabulaires, les fraises sont installées dans des plateaux (Figure 1.17) pour faciliter leur transport. Toutefois, ces plateaux sont assez encombrants (30x45cm) et à chaque fois qu'ils sont ouverts, ils doivent être stérilisés.



Figure 1.17 Plateaux d'alésoirs acétabulaires de la compagnie Zimmer.

1.3.3 Les différents systèmes d'alésage acétabulaire

Avec l'intérêt omniprésent de diminuer le temps et les manipulations per-opératoires, plusieurs chercheurs et inventeurs tentent de trouver une solution optimale et de concevoir des alésoirs à diamètre variable ou expansibles. Dans la même lignée, l'engouement pour les chirurgies minimalement invasives qui se fait de plus en plus sentir a aussi un impact sur les systèmes d'alésage acétabulaire.

1.3.3.1 Concepts d'alésoirs à diamètre variable

Le premier concept d'alésoir à diamètre variable est celui de Fishbein expliqué à la section 1.3.1 (Figure 1.12). Ensuite, plusieurs années se sont écoulées avant de voir l'éclosion de nouveaux concepts à diamètre variable.

En 2001, un brevet nommé « Expandable acetabular reaming system » est déposé par Temeles (4 septembre 2001). Le concept utilise la compression de l'air pour effectuer le déploiement des lames. Plus précisément, les lames en forme de cuillère (No.30, Figure 1.18) sont montées sur un ballon (No.22, Figure 1.18) et guidées par la structure (No.14, Figure 1.18). En appliquant une rotation au cylindre moteur (pièce quadrillée, Figure 1.18), un piston se déplace verticalement via un mécanisme de vis. Ce déplacement entraîne la compression de l'air qui se trouve à l'intérieur du ballon. Lors de l'expansion du ballon, les petites cuillères coulissent dans la structure et permettent l'alésage à plusieurs diamètres différents.

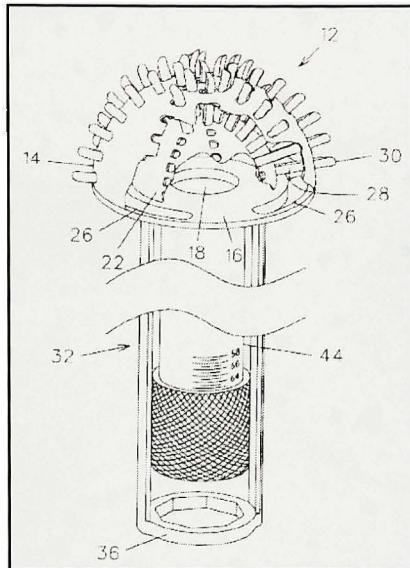


Figure 1.18 Concept d'alésoir expansible à ballon et cuillères.
(Tirée de Temeles, 4 septembre 2001)

Son principal avantage est de toujours conserver une forme hémisphérique, quelque soit le diamètre. C'est le ballon se déformant également dans toutes les directions qui lui confère cet avantage. Toutefois, pour réaliser cela, un nombre très important de pièces est nécessaire, ce qui devient le principal inconvénient lorsqu'il est question d'avoir accès à toutes les pièces pour le nettoyage et la stérilisation. Ce brevet n'a pas été commercialisé.

Puis, un brevet intitulé « Minimally invasive adjustable acetabular reamer » est déposé par Bauer (19 juillet 2005). Ce concept fonctionne avec un mécanisme d'engrenages coniques. Lorsque la pièce centrale (No.22, Figure 1.19) est mise en rotation par la poignée (No.16, Figure 1.19), les vis (No.44, Figure 1.19) sont entraînées et provoquent le déplacement axial des lames (No.38, Figure 1.19). Sur la partie droite de la Figure 1.19, on observe une vue de haut des lames qui sont formées de trois sections rectangulaires de l'hémisphère coupant. La technique de coupe est donc la même que celle de la râpe à fromage.

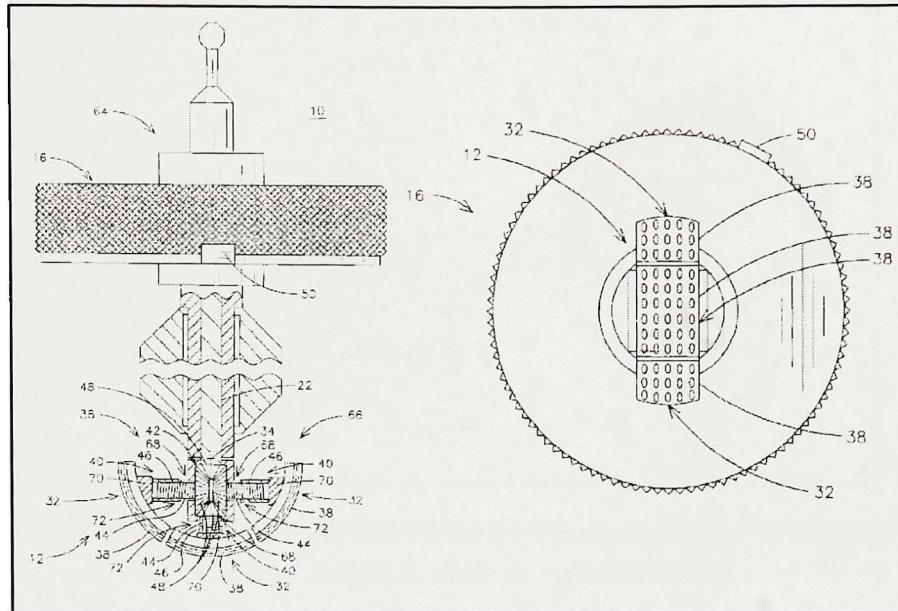


Figure 1.19 Concept avec trois sections et engrenages coniques.

(Tirée de Bauer, 19 juillet 2005)

Le principal avantage de ce concept est sa simplicité. Toutefois, il comporte quelques inconvénients. Notamment, le déploiement est limité par l'écart qui se creuse entre les sections coupantes et qui diminue la qualité de l'alésage. Il peut aussi y avoir certains problèmes lors de la stérilisation puisque des débris peuvent se loger dans les filets de vis et altérer le bon fonctionnement de l'outil.

Ensuite, un nouveau concept d'alésoir expansible « Minimally invasive collapsible acetabular reamer » est déposé par Fishbein et Lechot (2 février 2006). Ce concept conserve encore une fois le système de coupe de la râpe à fromage. Il consiste à séparer l'hémisphère en trois sections (No.18, Figure 1.20) qui pivotent autour d'un point (No.32, Figure 1.20). En coulissant la bague (No.46, Figure 1.20) autour de l'axe central, les sections de râpe se déplient.

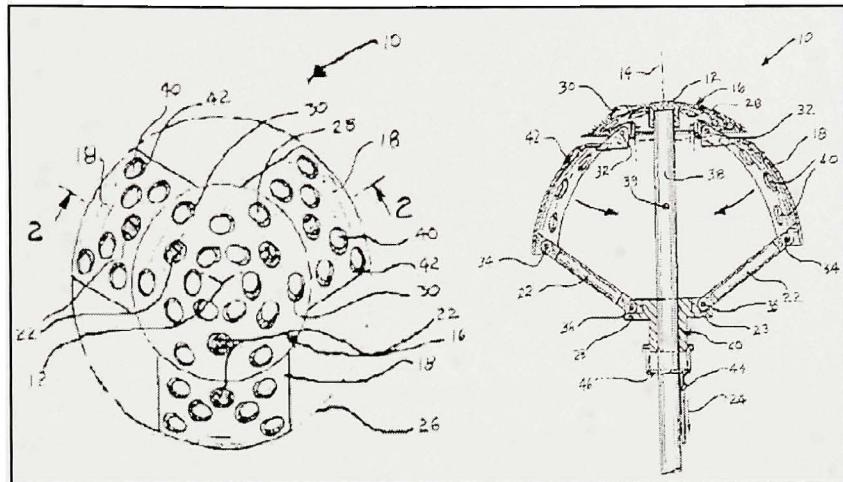


Figure 1.20 Concept d'alesoir acétabulaire à trois sections pivotantes et forme d'ogive.
 (Tirée de Fishbein et Lechot, 2 février 2006)

Ce concept possède également un avantage de simplicité qui en plus, n'entrave pas à la stérilisation. Toutefois, sa principale faiblesse est la forme alésée qui ressemble à une ogive lorsque la position est aux extrêmes. En fait, la forme est hémisphérique à un seul diamètre, soit le diamètre de l'arc des sections de râpe.

Finalement, un brevet « Expandable spring loaded acetabular reamer » qui est encore en application a été déposé par Termanini (28 septembre 2006). Ce concept utilise aussi le système de coupe de la râpe à fromage. Lorsque la bague (No.8, Figure 1.21) est déplacée le long de l'axe (No.40, Figure 1.21), elle provoque le déploiement des sections de râpe (No.1,2,3,4, Figure 1.21). L'essence du concept réside dans le mécanisme de bras qui effectue la sortie des sections à angle.

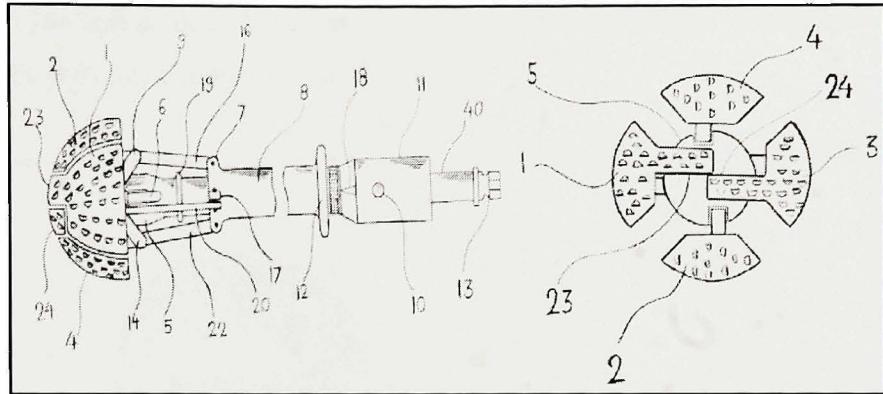


Figure 1.21 Concept d'alésoir acétabulaire à quatre sections d'hémisphère.
(Tirée de Termanini, 28 septembre 2006)

Contrairement au dernier concept, celui-ci conserve une forme presque sphérique tout au long du déploiement. De plus, il est relativement simple et utilise la technique éprouvée de la râpe à fromage. En contrepartie, les petits éléments de pivot (No.7,17, Figure 1.21) pourraient causer des problèmes de résistance, de fiabilité et par conséquent, provoquer un jeu important dans les pièces coulissantes.

1.3.3.2 Concepts d'alésoirs pour la chirurgie minimalement invasive

Comme mentionné au début de cette section, les chirurgies minimalement invasives suscitent de plus en plus d'intérêt. Tous les concepts d'alésoirs expansibles sont minimalement invasifs l'incision nécessaire pour effectuer la même opération est minimisée. Par ailleurs, trois tendances conceptuelles se font sentir :

- ✓ Nouvelle technique de coupe et instrument pliable
- ✓ Alésoir traditionnel pliable
- ✓ Alésoir traditionnel tronqué

La première tendance consiste à changer la technique de coupe et à rendre le nouvel instrument pliable. Les concepts de Ezzedine (23 novembre 2006) et Schantz (26 août 2004) illustrés respectivement à la Figure 1.22A et à la Figure 1.22B, sont tous les deux très

semblables. Il s'agit de deux lames formant un arc et s'entrecroisant. Montés sur un ressort, les deux arcs peuvent se replier un sur l'autre.

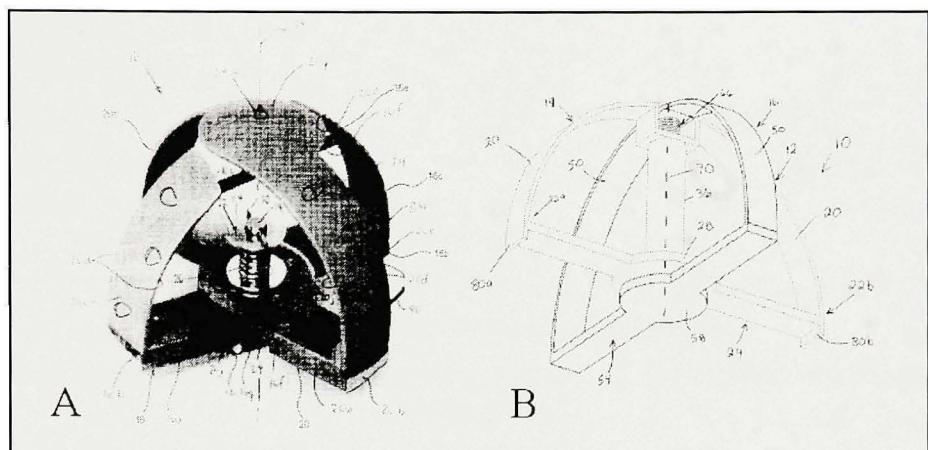


Figure 1.22 Concept à lame pliable.

(A (Tirée de Ezzedine, 23 novembre 2006), B (Tirée de Schantz, 26 août 2004))

La deuxième tendance consiste à conserver l'alésoir traditionnel en forme d'hémisphère avec râpe à fromage et à le rendre pliable. Par exemple, trois concepts (Figure 1.23) ont fait leur apparition dernièrement, soit ceux de Myers (6 juillet 2006), Lechot (22 août 2000) et Wolford (24 août 2006). Les deux concepts (Figure 1.23A et Figure 1.23B) fonctionnent de façon similaire. Ils consistent à faire pivoter la tête hémisphérique de 90° afin de faciliter la pénétration dans la plaie. Le troisième concept (Figure 1.23C) consiste à faire chevaucher deux demi hémisphères et lorsque l'instrument est en place, une rotation de 90° dans l'axe du manche remet les deux sections côte à côte.

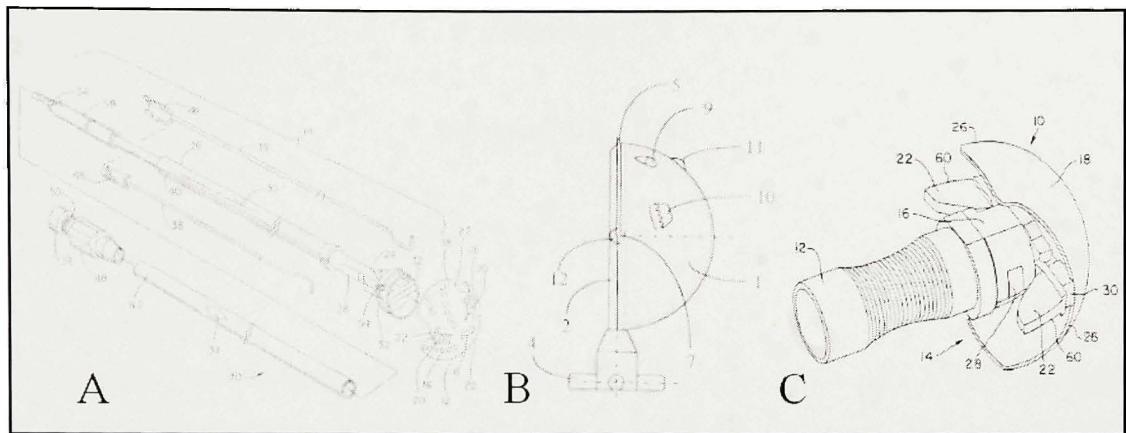


Figure 1.23 Alésoirs conventionnels pliables.

(A (Tirée de Wolford, 24 août 2006), B (Tirée de Lechot, 22 août 2000), C (Tirée de Myers, 6 juillet 2006))

Finalement, la dernière tendance consiste à tronquer l'hémisphère conventionnel pour le rendre plus étroit (Figure 1.24). Les concepts de McCallum (27 novembre 2003) et Cutshall (13 octobre 2005) illustrés respectivement à la Figure 1.24A et à la Figure 1.24B, consistent simplement à conserver la forme de sphère de l'alésoir traditionnel mais en y tronquant deux sections. Le but est de rendre l'outil plus étroit afin qu'il pénètre plus facilement dans la plaie.

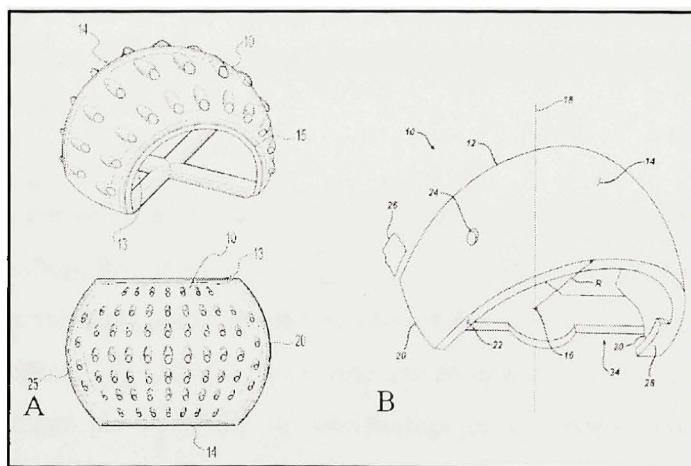


Figure 1.24 Alésoir conventionnel tronqué.

(A (Tirée de McCallum, 27 novembre 2003), B (Tirée de Cutshall, 13 octobre 2005))

CHAPITRE 2

MÉTHODOLOGIE

2.1 Problématique, hypothèse et objectifs

Problématique

L'alésage de l'acétabulum a toujours consisté en une étape laborieuse de l'ATH. Cette étape de la chirurgie consiste à extraire une quantité adéquate d'os pour préparer la cavité acétabulaire à recevoir la prothèse. Notamment, cette manipulation est effectuée afin d'obtenir un bon contact entre l'os vivant et la prothèse, permettant ainsi une meilleure ostéointégration et une bonne stabilité à long terme. Le chirurgien doit donc retirer la matière osseuse en forme d'hémisphère avec l'aide d'outils d'alésage. Afin d'éviter des efforts trop importants sur l'outil, le patient et le chirurgien, une panoplie d'outils d'alésage de diamètres différents est utilisée. Ainsi, le chirurgien doit entrer et sortir son outil de la plaie ouverte à plusieurs reprises durant l'intervention, dépendant de la quantité d'os à retirer. Plusieurs pièces doivent donc être manipulées, ce qui augmente les risques d'infection et les risques d'erreurs lors du choix des outils. Selon Temeles (4 septembre 2001), le changement d'outil à chaque incrément de diamètre peut mener à des erreurs chirurgicales puisque l'angle de pénétration acétabulaire ne peut pas être précisément conservé durant les substitutions de fraises.

De plus, un temps considérable est consacré à manipuler et préparer ces instruments. À la suite de toute utilisation, les instruments doivent subir un nettoyage grossier, être transportés en stérilisation, être stérilisés, être emballés et être réacheminés au bloc opératoire où ils sont finalement entreposés. Cela devient donc une préoccupation constante pour les équipes chirurgicales. Éliminer ou simplifier la stérilisation et ses étapes connexes (nettoyage, transport, emballage, entreposage) permettrait donc également de réduire les risques d'infection et les coûts de santé associés à la préparation de l'intervention.

Hypothèse

L'hypothèse sur laquelle repose ce projet est qu'il est possible de simplifier les manœuvres préparatoires et chirurgicales et de réduire les risques de complication en optimisant le concept de l'instrument chirurgical actuellement utilisé.

Objectifs

L'objectif général de ce projet est donc de concevoir et fabriquer le prototype fonctionnel d'un instrument médical de préparation de la surface acétabulaire pour l'implantation de la prothèse de la hanche.

De façon spécifique, l'instrument devra permettre de :

- Réduire le nombre de manipulations nécessaires lors de l'alésage de la surface de l'acétabulum;
- Réduire le nombre d'instruments médicaux à manipuler lors de cette intervention;
- Réduire le temps d'opération, les risques d'infection ainsi que les erreurs chirurgicales;
- Réduire le temps nécessaire au nettoyage, au transport, à la stérilisation et à l'emballage des instruments.

2.2 Déploiement de la fonction qualité

2.2.1 La méthode

Le déploiement de la fonction qualité (DFQ) est une méthode de conception de produits fondée sur l'identification des besoins du client. « Sa première application remonte à 1972 dans les chantiers de construction navale de Mitsubishi à Kobé, au Japon » (Béchard, 1997). À la fin des années 70, Toyota et ses fournisseurs ont adopté et perfectionné la méthode. Le DFQ leur permit de régler plusieurs problèmes et de réduire de façon importante leur temps

de développement de produits. Le succès des Japonais a entraîné plusieurs industries dans l'utilisation de cette méthode qui est maintenant employée à travers le monde.

Le présent projet de conception est un excellent exemple d'application de la méthode du DFQ. D'ailleurs, les prochaines sections de ce chapitre présentent les étapes clés de cette méthode. Les résultats du DFQ sont également présentés dans ce chapitre afin de simplifier la compréhension des étapes méthodologiques qui seront présentées dans les sections subséquentes.

La Figure 2.1 illustre le processus global du DFQ présenté dans ce chapitre.

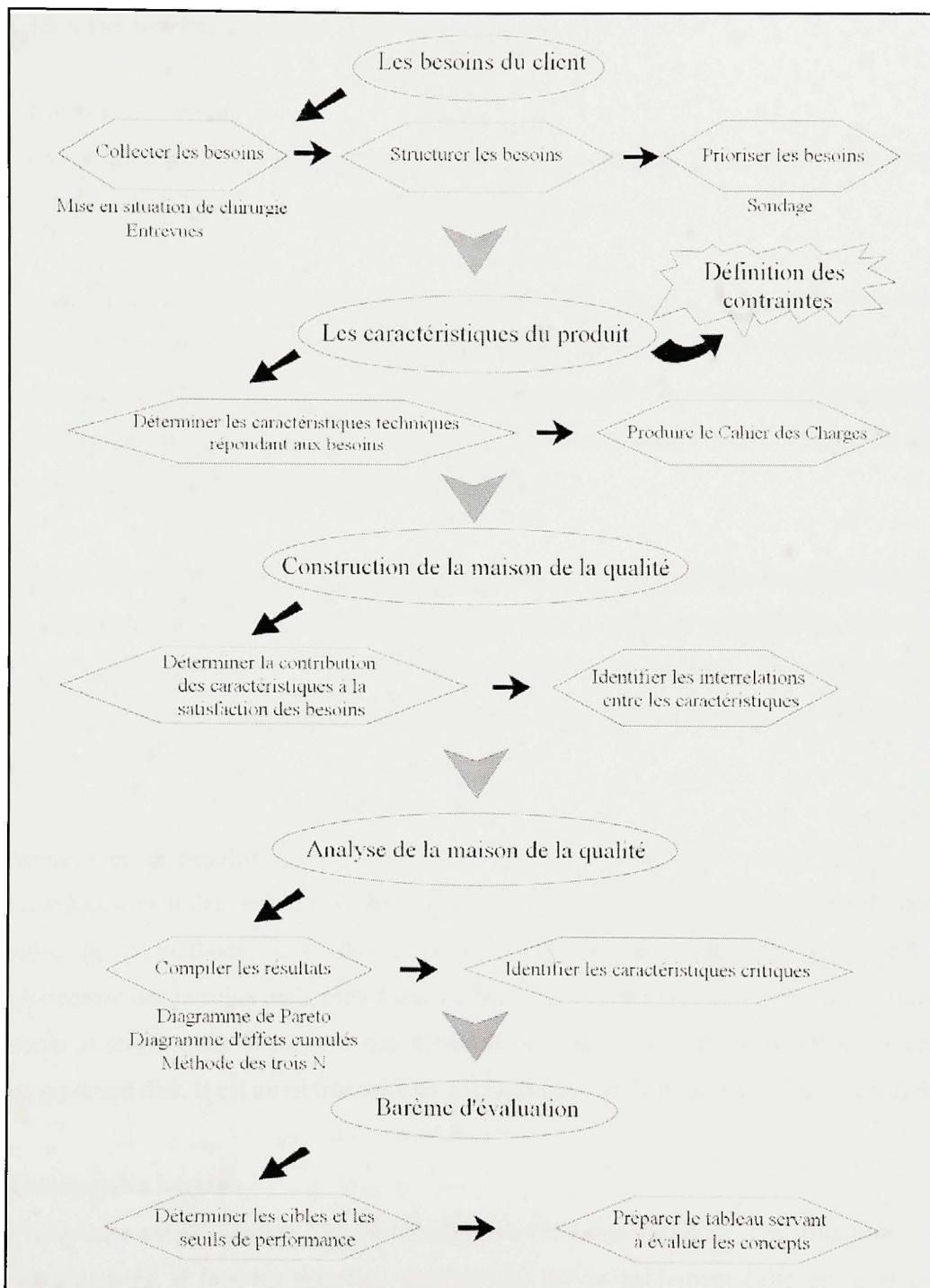


Figure 2.1 Schéma bloc du déploiement de la fonction qualité.

2.2.2 Les besoins du client

Collecter les besoins

Afin de déterminer les besoins avec le plus d'exactitude possible, deux méthodes ont été employées, soit la mise en situation de chirurgie et l'entrevue.

La première méthode, la mise en situation de chirurgie, consiste à assister à une arthroplastie totale de hanche. Lors de l'intervention, toutes les manipulations relatives à l'alésage acétabulaire, effectuées par les intervenants de la salle d'opération, sont répertoriées. Une fois l'intervention terminée, toutes ces manipulations sont triées afin de déterminer quels sont les besoins de l'utilisateur rattachés à ces dernières.

La deuxième méthode consiste à rencontrer en entrevue les principaux utilisateurs du produit et à leur demander quels sont leurs besoins face à l'alésoir acétabulaire. Les principaux intervenants rencontrés sont les chirurgiens orthopédiques, les infirmier-ères, les représentants des compagnies orthopédiques et le personnel relié au transport et à la stérilisation.

Structurer les besoins

La structuration des besoins est une étape qui paraît simple mais qui a un grand impact sur la suite de la méthode. Lors des entrevues, les utilisateurs du produit n'expriment pas clairement des besoins mais plutôt des attentes, des préférences ou même des critiques. Cette étape consiste donc à prendre ces éléments de réponses et à les transformer en besoins proprement dits. Il est aussi très utile de regrouper ces besoins selon certaines catégories.

Prioriser les besoins

Cette étape est la dernière lors de l'analyse des besoins du client. Une fois tous les besoins listés et triés, il faut les prioriser. Cette étape est probablement celle qui a le plus grand impact sur le DFQ puisque la cote attribuée à chaque besoin affecte beaucoup la maison de la

qualité (voir section 2.2.4). Ainsi, la liste des besoins a été présentée à 19 personnes (six chirurgiens orthopédistes, six résidents en orthopédie, deux représentants, quatre infirmières, un chef de service et un employé à la stérilisation) qui ont pondéré l'importance de chacun entre un et cinq (voir la liste à l'ANNEXE I). Une cote de cinq représente un besoin très important tandis qu'une cote de un représente un besoin très peu important.

Le Tableau 2.1 dresse la liste des besoins avec leur pondération respective. Cette pondération est ajustée par rapport aux quatre groupes de répondants. D'ailleurs, il est intéressant d'observer les différences entre ces groupes (ANNEXE I).

2.2.3 Les caractéristiques du produit

Une fois les besoins trouvés, il faut déterminer quels moyens mettre en œuvre pour y répondre. Ces moyens se nomment les caractéristiques du produit. Ces caractéristiques traduisent en langage technique les besoins du client.

Cette étape consiste donc à prendre tous les besoins et à définir « comment » un objet pourrait répondre à ces derniers. Il faut que ces caractéristiques soient mesurables et il faut qu'elles soient indépendantes des solutions techniques. Il faut absolument éviter le piège de trouver des caractéristiques techniques en ayant déjà en tête certaines solutions.

En tenant compte de ces paramètres, les caractéristiques sont définies et se retrouvent au Tableau 2.1. Comme le montre le Tableau 2.1, certains besoins peuvent nécessiter plus d'une caractéristique. Tous les détails sur ces caractéristiques sont présentés dans le cahier des charges (ANNEXE II) qui est en fait le document de référence du concepteur. Il présente chacune des caractéristiques avec sa définition, la technique proposée pour mesurer cette dernière, la cible ainsi que le niveau de flexibilité.

Tableau 2.1
Les besoins et les caractéristiques du produit

Gr	N	Besoins	P	#	Caractéristiques
Coupe	A	Être précis	5	1	Volume alésé/volume sphère
	B	Aiguiser peu fréquemment	3	2	Fréquence d'aiguisage
	C	Éviter la nécrose de l'os due à la chaleur	4	3	Température en rotation
Os alésé	D	Extraire l'os alésé	3,5	4	Extrait l'os alésé
	E	Accéder facilement à l'os alésé (greffe)	3	5	Surface d'accès à l'os alésé
	F	Étendre la greffe osseuse	3	6	Étend la greffe osseuse
Manipulations de l'alésoir	G	Permettre d'observer facilement le fond de l'acétabulum	4	7	Surface de visibilité
				8	Nombre de manipulations nécessaires pour évaluer l'os acétabulaire
				9	Temps nécessaire pour évaluer l'os acétabulaire
Ergonomie	H	Changer de diamètre d'alésage rapidement	4,5	10	Temps pour passer d'un diamètre à un autre
	I	Avoir plusieurs positions possibles de la poignée	3	11	Nombre de différentes positions possibles
	J	Avoir une bonne préhension	3,5	12	Qualité de la surface de préhension
	K	Minimiser les vibrations	3	13	Accélération équivalente de l'outil
	L	Être léger	2	14	Masse
Résistance	M	Être compact	3	15	Volume
	N	Résister aux impacts	3	16	Résiste à une force d'impact sur l'endroit le plus faible
	O	Résister en fatigue (chargements répétitifs)	3	17	Nombre de cycles
	P	Résister aux efforts demandés	3	18	Force de torsion supportée par l'outil sans se déformer plastiquement
				19	Force de compression supportée par l'outil sans se déformer plastiquement
Manipulations en général	Q	Diminuer le nombre de pièces à manipuler	4	20	Nombre de pièces
	R	Diminuer le nombre de manipulations	4	21	Nombre de manipulations du début de l'alésage jusqu'à la pose du PE d'essai
	S	Pénétrer facilement l'acétabulum	5	22	Désaxement du manche
	T	Demander peu d'efforts au chirurgien orthopédiste	4	23	Force axiale requise pour effectuer l'alésage
Hors Salle d'opération	U	Être simple à démonter	3	24	Temps moyen pour monter et démonter l'outil (avec gants)
				25	Volume de la plus petite pièce libre
	V	Diminuer le temps de préparation de l'outil (manipulations, stérilisation, emballage)	3	26	Temps de manipulations
				27	Temps de stérilisation
				28	Temps d'emballage
Général	W	Être abordable	3	29	Coût
	X	Être recyclable (aspect environnemental)	2	30	% de matériaux recyclables qui sont démontables

Légende: Gr : Groupe N: Numéro P : Pondération

Définition des contraintes et notes à la conception

Lors de la phase de recherche des caractéristiques du produit, l'équipe de conception peut être confrontée à certaines ambiguïtés. Par définition, une caractéristique doit pouvoir être optimisée. Dans certains cas, les paramètres trouvés ne sont pas des caractéristiques mais plutôt des contraintes ou des notes à la conception.

Une contrainte est un paramètre qui doit être absolument respecté afin de poursuivre le projet. Un exemple de contrainte est que l'outil ne doit pas corroder. En effet, si les fraises d'alésage corrodaient, le produit serait rapidement retiré du marché. Il est à noter que certaines contraintes peuvent aussi être des caractéristiques. Par exemple, le fait que l'outil doit absolument résister à un nombre minimal de cycles (fatigue) est une contrainte. Toutefois, l'outil pourrait être plus résistant en fatigue en dépassant largement ce nombre de cycles minimal. Étant donné que l'outil peut améliorer sa réponse à la contrainte, cela représente une caractéristique.

Pour ce qui est des notes à la conception, ce sont des paramètres qui peuvent ajouter de la valeur à la conception sans être toutefois critiques. L'ajout d'un manche désaxé qui permet les chirurgies minimalement invasives ajoute certainement de la valeur au produit mais, l'absence n'a pas pour effet d'éliminer un concept prometteur.

Ces contraintes et notes à la conception ne sont pas comptabilisées dans la maison de la qualité mais doivent absolument être tenus pour compte par les concepteurs. La liste des contraintes et des notes à la conception est présentée au Tableau 2.2

Tableau 2.2
Liste des contraintes et notes à la conception

No	Contraintes
1	L'outil est biocompatible
2	L'outil possède une étendue d'alésage allant de 44 à 66mm
3	L'outil ne corrode pas
4	L'outil est fiable
5	L'outil est ergonomique
6	L'outil s'incrémente de 1mm sur le diamètre lors du déploiement
7	L'outil résiste à une force d'impact sur l'endroit le plus faible
8	L'outil résiste à un nombre de cycles
9	L'outil résiste à une certaine force de torsion sans se déformer plastiquement
10	L'outil résiste à une certaine force de compression sans se déformer plastiquement
No	Notes à la conception
1	Le manche de l'outil est désaxé
2	L'outil est recyclable

2.2.4 La construction de la maison de la qualité

Ayant identifié les besoins ainsi que leurs caractéristiques respectives, la prochaine étape consiste à construire la maison de la qualité qui est le cœur du DFQ.

2.2.4.1 Contribution des caractéristiques à la satisfaction des besoins

La première étape consiste à évaluer l'effet de chaque caractéristique sur la satisfaction des besoins du client. L'objectif est de déterminer quelles sont les caractéristiques à prioriser lors de la conception.

Il s'agit d'évaluer le niveau de corrélation entre les besoins et les caractéristiques. L'échelle de la méthode suggère quatre niveaux avec leur indice numérique respectif (Béchard, 1997) :

- Non reliés (0)
- Possiblement liés (1)
- Modérément liés (3)
- Fortement liés (9)

À titre d'exemple, l'analyse de la relation entre le besoin de diminuer le nombre de manipulations et le critère de la précision (volume alésé versus le volume de la sphère) permet de mieux comprendre. Les entrées et sorties de la plaie à chaque incrément de diamètre d'alésage sont des manipulations qui peuvent influencer l'alignement de l'outil et par conséquent, la précision de l'alésage. Cette relation sera considérée comme forte dans la construction de la maison de la qualité.

Il faut donc évaluer les 720 corrélations (24 besoins x 30 caractéristiques). La matrice créée est donc très imposante et impossible à afficher dans le mémoire. Une version morcelée de cette matrice est présentée à l'ANNEXE III.

2.2.4.2 Les interrelations entre les caractéristiques

La deuxième étape consiste à examiner les rapports existant entre les caractéristiques. Cela permet de visualiser les synergies ou les conflits entre certaines caractéristiques. Un barème existe aussi pour évaluer ces interrelations :

- Interrelation positive (+)
- Interrelation nulle
- Interrelation négative (-)

La relation entre la diminution de masse et la diminution de volume est un exemple d'interrelation positive. Normalement, la diminution de l'un entraîne la diminution de l'autre, ce qui forme une synergie. La relation entre la diminution de la fréquence d'aiguisage et la diminution de la température en rotation est, quant à elle, un exemple d'interrelation

négative. En diminuant la fréquence d'aiguisage donc probablement la qualité de la coupe, il est presque certain que la friction augmentera et la température de coupe sera augmentée. Ainsi, la diminution de l'un entraînerait l'augmentation de l'autre, créant ainsi un conflit.

Les résultats provenant de cette étape n'ont pas un impact direct sur les calculs de la maison de la qualité mais sont utiles lors de l'analyse. Les relations de synergies ou de conflits servent à prioriser certains critères lors de l'étape d'analyse.

Calculs

Les étapes précédentes ont permis la construction de la maison de la qualité. Une fois ces étapes effectuées, une méthode de calcul est appliquée et une première série de résultat est obtenue. Pour chaque caractéristique, il faut effectuer la somme des produits entre la contribution de la caractéristique au besoin et la pondération du besoin. Une série de données représentant l'importance absolue de chacune des caractéristiques est obtenue. Afin d'avoir une meilleure vue d'ensemble, chaque donnée est divisée par la somme des importances absolues pour obtenir l'importance relative de toutes les caractéristiques (ANNEXE III).

2.2.5 Analyse de la maison de la qualité

Les importances relatives déterminées précédemment présentent les caractéristiques les plus importantes à respecter pour avoir un produit répondant aux besoins du client. Toutefois, la quantité de caractéristiques à satisfaire est imposante et représenterait un défi colossal pour les concepteurs. Un tri doit donc être effectué et deux méthodes sont proposées. En premier lieu, un diagramme de Pareto ainsi qu'un diagramme d'effets cumulés sont effectués afin de bien comprendre l'impact relatif des différentes caractéristiques. En deuxième lieu, la méthode des trois « N » est employée afin de valider les conclusions du diagramme d'effets cumulés.

La Figure 2.2 présente les diagrammes de Pareto et d'effets cumulés ainsi que la courbe d'effets cumulés. Le diagramme de Pareto consiste à placer les caractéristiques et leur importance relative en ordre décroissant dans un histogramme. Le diagramme et la courbe d'effets cumulés conservent l'ordre décroissant des importances relatives mais sont formés du cumulatif de l'impact des caractéristiques. La pente de la courbe d'effets cumulés dresse un portrait des caractéristiques les plus importantes: plus la pente est importante, plus la caractéristique doit influencer la conception. En fait, plus la pente de la courbe d'effets cumulés est importante, plus le cumulatif des importances relative croît rapidement. Par conséquent, moins de caractéristiques sont nécessaires pour atteindre le seuil établi. D'ailleurs, en répondant aux 14 premières caractéristiques, le nouveau concept répondrait à 75% (seuil, Figure 2.2) des besoins. L'équipe de conception devrait donc concentrer ses efforts sur ces 14 caractéristiques.

Toutefois, cette méthode bien que très facile d'utilisation peut mettre de côté certaines caractéristiques qui seraient critiques. C'est pourquoi Doucet (2007) propose une deuxième méthode, la méthode des 3 « N ». Les trois « N » sont:

- Le Niveau d'importance relative pondéré
- Le Niveau de difficulté technique
- La Nouveauté technologique

La méthode est passablement subjective et elle sert principalement à mettre en perspective les résultats des effets cumulés. Elle consiste à évaluer chacune des caractéristiques selon les trois « N » (Tableau 2.3). Si une caractéristique est considérée comme difficile à réaliser ou comme une nouveauté technologique, un point lui est attribué par « N ». En moyenne, le quart des caractéristiques devraient recevoir un point pour chacun des « N ». Cette évaluation est effectuée par un groupe de personnes qui maîtrisent le domaine d'expertise.

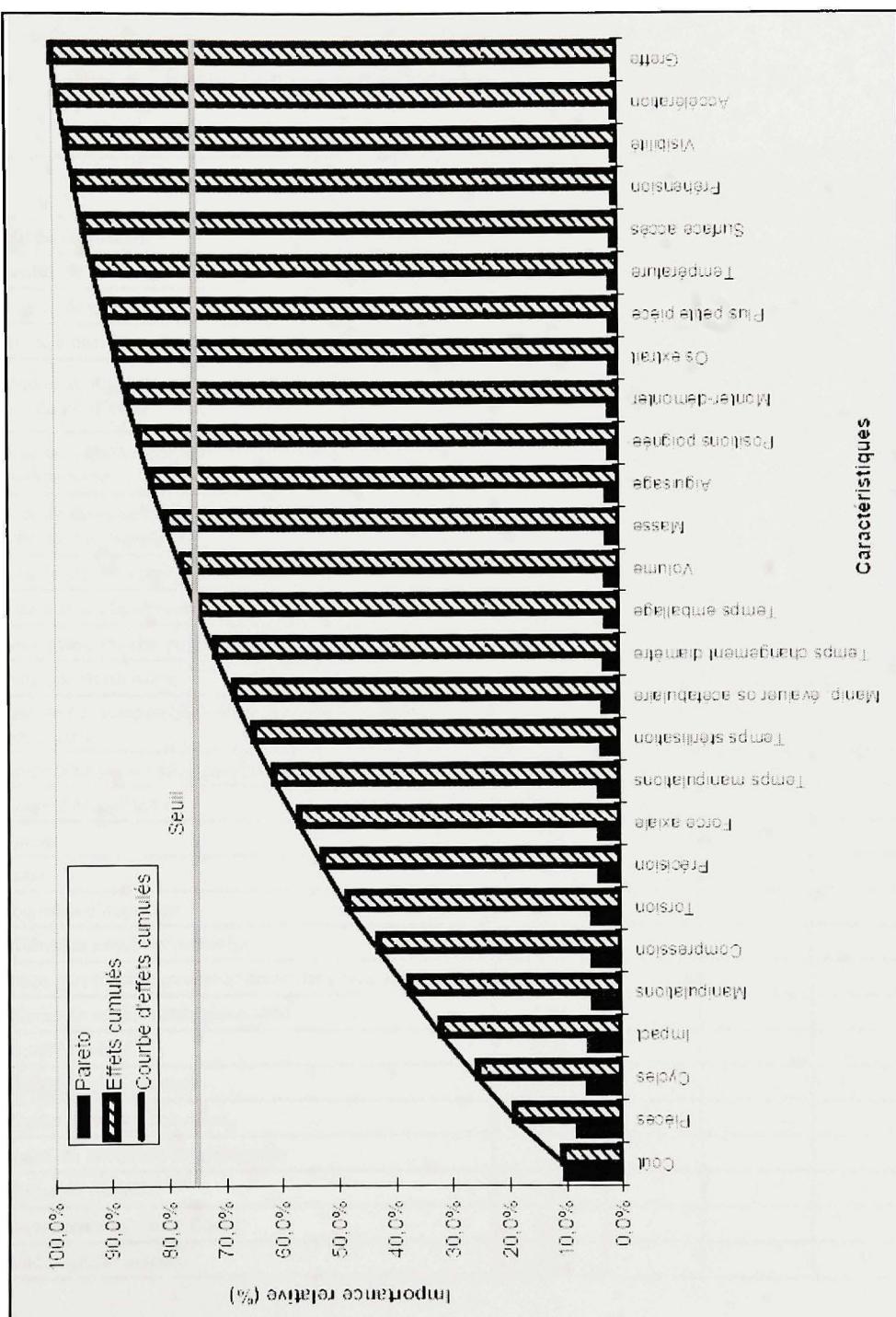


Figure 2.2 *Diagramme de Pareto et des effets cumulés.*

Tableau 2.3
Évaluation des caractéristiques par la méthode des 3 « N »

No	Caractéristiques	NIR (%)	NIR Pondéré	Difficulté technique	Nouveau Techno	Total	Priorité action
1	Coût de fabrication	10.71	1	1		2	2
2	Nombre de pièces	8.46	1	1	1	3	1
3	Nombre de cycles	6.57	1	1		2	3
4	Résiste à une force d'impact sur l'endroit le plus faible	6.35	1	1		2	4
5	Nombre de manipulations du début de l'alésage jusqu'à la pose du PE d'essai	5.50	1		1	2	5
6	Force de torsion supportée par l'outil sans se déformer plastiquement	5.42	1			1	8
7	Force de compression supportée par l'outil sans se déformer plastiquement	5.42	1			1	8
8	Volume alésé/volume sphère	4.31		1		1	9
9	Temps de manipulations	4.31					
10	Force axiale requise pour effectuer l'alésage	4.25					
11	Temps de stérilisation	3.78			1	1	10
12	Nombre de manipulations nécessaires pour évaluer l'os acétabulaire	3.37		1	1	2	6
13	Temps pour passer d'un diamètre à un autre	3.25		1		1	11
14	Temps d'emballage	2.96					
15	Volume	2.90					
16	Masse	2.76					
17	Fréquence d'aiguisage	2.57					
18	Différentes positions possibles	2.11					
19	Temps moyen pour monter et démonter l'outil (avec gants)	2.04		1		1	12
20	Volume de la plus petite pièce libre	1.99					
21	Extrait l'os alésé	1.94					
22	Température en rotation	1.88					
23	Volume d'accès à l'os alésé	1.72					
24	Qualité de la surface de préhension	1.45					
25	Surface de visibilité	1.40		1	1	2	7
26	Fréquence naturelle de l'outil	1.40					
27	Étend la greffe osseuse	1.19					

Quant au pointage relié à l'importance relative, il est attribué en observant les écarts sur la courbe des importances relatives (Figure 2.3). Il est à noter sur la Figure 2.3 que les caractéristiques sont numérotées selon leur ordre respectif de la Figure 2.2. Tout en conservant l'idée qu'environ le quart des caractéristiques doivent recevoir un point lors de l'évaluation, les écarts majeurs sur la courbe sont évalués. Dans ce projet, les écarts majeurs se situent entre les caractéristiques un et deux, entre deux et trois, entre quatre et cinq et entre sept et huit. Sachant que le quart de 27 est de 6,75 et qu'un plateau existe entre la septième et la huitième caractéristique, les sept premières caractéristiques se voient attribué un point.

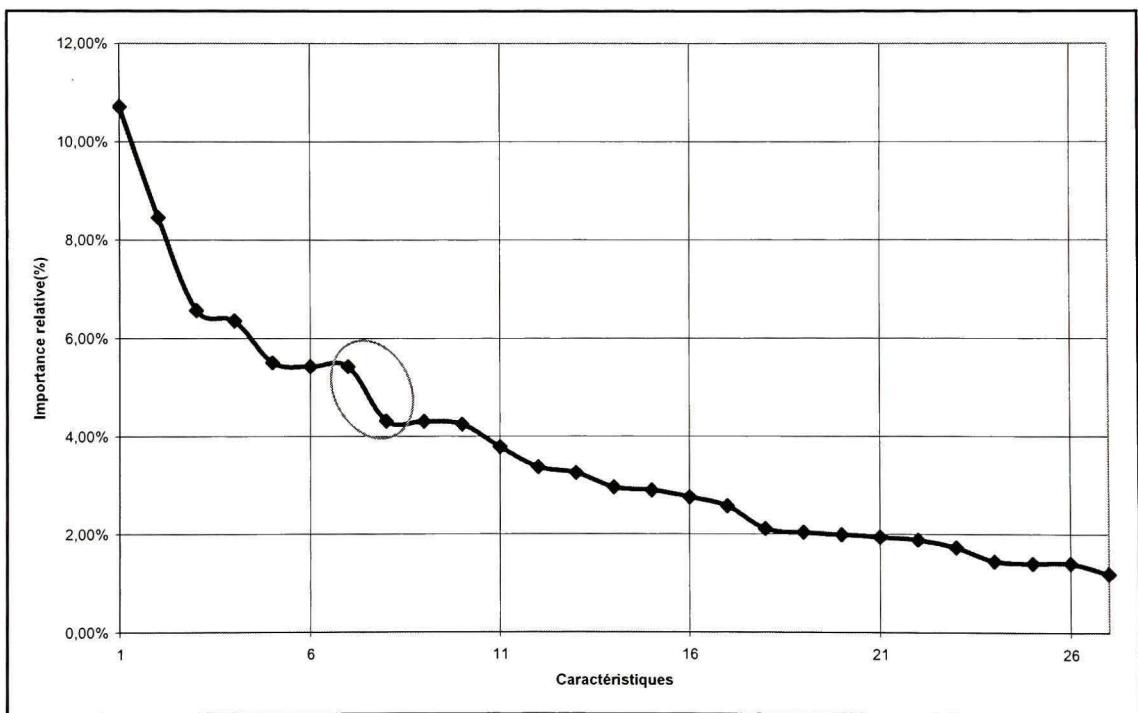


Figure 2.3 Courbe des importances relatives.

Ensuite la difficulté technique est déterminée. Chacune des caractéristiques est évaluée et discutée afin de déterminer lesquelles sont les plus difficiles à réaliser. Dans ce cas-ci, neuf caractéristiques ont été jugées difficiles à réaliser. Par exemple, la diminution du temps pour passer d'un diamètre à un autre, qui est un des principaux défis de ce projet, est

définitivement difficile à réaliser. Pour ce qui est de la nouveauté technologique, cinq caractéristiques ont été jugées comme innovatrices pour l’alésage acétabulaire. La surface de visibilité est un bon exemple de nouveauté technologique puisque les alésoirs actuels ne permettent pas aux chirurgiens d’évaluer l’état de l’os acétabulaire lors de l’intervention. Le nombre de caractéristiques ayant reçues un pointage pour l’importance relative pondérée (7), la difficulté technique (9) et la nouveauté technologique (5) est de l’ordre de grandeur du quart des caractéristiques (environ sept), ce qui suggère que l’attribution est appropriée.

Une fois toutes les caractéristiques évaluées selon les trois « N », la somme des points est effectuée pour établir le total (entre 0 et 3). Ensuite, la priorité d’action est établie selon deux paramètres, soit le total et l’importance relative. En premier lieu, les caractéristiques ayant le total de « N » le plus élevé reçoivent la priorité d’action. Dans la colonne priorité d’action, les petits nombres sont attribués aux caractéristiques prioritaires. Ensuite, lorsqu’il y a égalité entre deux totaux, les caractéristiques sont priorisées selon leur importance relative.

Le Tableau 2.4 présente le bilan des deux études, soit les effets cumulés et les 3 « N ». Le pointage des effets cumulés est attribué aux 14 caractéristiques retenues, en octroyant un point à la caractéristique ayant l’importance relative la plus élevée et ainsi de suite. Ensuite le pointage des 3 « N » est le même que la priorité d’action établie au Tableau 2.3. Le total est calculé en additionnant les pointages des deux études. Les caractéristiques ayant le plus petit total sont considérées comme étant les plus critiques. De plus, les caractéristiques qui se trouvent dans les résultats d’une des deux études seulement sont mises à la suite des 11 caractéristiques communes aux deux études. Ces caractéristiques (12 à 16) respectent toutefois l’ordre qui leur était attribué dans leur étude respective. Étant donné qu’il est impossible de les comparer, il est jugé adéquat de respecter l’évaluation effectuée par l’une ou l’autre des méthodes.

Tableau 2.4
Bilan des deux études

Ordre	Caractéristiques	Effets cumulés	3 « N »	Total
1	Coût de fabrication	1	2	3
2	Nombre de pièces	2	1	3
3	Nombre de cycles	3	3	6
4	Résiste à une force d'impact sur l'endroit le plus faible	4	4	8
5	Nombre de manipulations du début de l'alésage jusqu'à la pose du PE d'essai	5	5	10
6	Force de compression supportée par l'outil sans déformation plastique	6	8	14
7	Force de torsion supportée par l'outil sans se déformer plastiquement	6	8	14
8	Volume alésé/volume prévu sphère	7	9	16
9	Nombre de manipulations nécessaires pour évaluer l'os acétabulaire	11	6	17
10	Temps de stérilisation	10	10	20
11	Temps pour passer d'un diamètre à un autre	12	11	23
12	Surface de visibilité		7	
13	Force axiale requise pour effectuer l'alésage	8		
14	Temps de manipulations	9		
15	Temps moyen pour monter et démonter l'outil (avec gants)		12	
16	Temps d'emballage	13		

Les données respectives des deux méthodes sont présentées en détails à l'ANNEXE VI.

2.2.6 Le barème d'évaluation

Le barème d'évaluation (Tableau 2.5) est un outil servant à évaluer les différents concepts. Ce barème comprend toutes les caractéristiques, leur sens d'optimisation, la cible et l'échelle de performance. Cette échelle de performance évalue l'efficacité du concept à répondre à la caractéristique. Les cotes sont attribuées à des seuils de performance qui représentent l'écart par rapport à la cible. Ainsi, la cote la plus élevée est octroyée à un concept qui répond très bien à la caractéristique.

Tableau 2.5
Barème d'évaluation

No	Caractéristiques	Sens	Cible	Cote	Performance
1	Coût de fabrication	↓	500 \$	3 2 1 0 3 2 1 0 3 2 1 0 3	C<500 500< C < 1000 1000< C < 2000 C>2000 P≤15 15< P ≤ 20 20< P ≤ 25 P>25 P=1 1< P ≤ 3 3< P ≤ 5 P>5 C>6000 5000 > C ≥ 6000 4000 > C ≥ 5000 C < 4000 F=100%
2a	Nombre de pièces libres une fois l'alésoir démonté	↓	15 pièces	2 1 0 3 2 1 0 3 2 1 0 3	95 > C ≥ 100 90 > C ≥ 95 C < 90 M≤10 10< M ≤ 15 15< M ≤ 20 M>20 F>300 200 > F ≥ 300 100 > F ≥ 200 F < 100 F>11.3 10 > F ≥ 11.3 8.5 > F ≥ 10 F < 8.5 E = 0 0 < E ≤ 2,5 2,5 < E ≤ 5 E > 5 T = 0 30 < E ≤ 60 60 < E ≤ 120 E > 120 M = 0 0 < M ≤ 1 1 < M ≤ 2 M > 2 T ≤ 10 10 < T ≤ 15 15 < T ≤ 20 T>20 S=100%
2b	Nombre de pièces dans le cabaret une fois l'alésoir assemblé	↓	1 pièce	2 1 0 3 2 1 0 3 2 1 0 3	1 < P ≤ 3 3 < P ≤ 5 P>5 C>6000 5000 > C ≥ 6000 4000 > C ≥ 5000 C < 4000 F=100%
3	Nombre de cycles (5ans*300/an*4 dia/op)	↑	6000 cycles	2 1 0 3 2 1 0 3 2 1 0 3	95 > C ≥ 100 90 > C ≥ 95 C < 90 M≤10 10< M ≤ 15 15< M ≤ 20 M>20 F>300 200 > F ≥ 300 100 > F ≥ 200 F < 100 F>11.3 10 > F ≥ 11.3 8.5 > F ≥ 10 F < 8.5 E = 0 0 < E ≤ 2,5 2,5 < E ≤ 5 E > 5 T = 0 30 < E ≤ 60 60 < E ≤ 120 E > 120 M = 0 0 < M ≤ 1 1 < M ≤ 2 M > 2 T ≤ 10 10 < T ≤ 15 15 < T ≤ 20 T>20 S=100%
4	Résiste à une force d'impact sur l'endroit le plus faible	↑	100% fonctionnel	2 1 0 3 2 1 0 3 2 1 0 3	95 > C ≥ 100 90 > C ≥ 95 C < 90 M≤10 10< M ≤ 15 15< M ≤ 20 M>20 F>300 200 > F ≥ 300 100 > F ≥ 200 F < 100 F>11.3 10 > F ≥ 11.3 8.5 > F ≥ 10 F < 8.5 E = 0 0 < E ≤ 2,5 2,5 < E ≤ 5 E > 5 T = 0 30 < E ≤ 60 60 < E ≤ 120 E > 120 M = 0 0 < M ≤ 1 1 < M ≤ 2 M > 2 T ≤ 10 10 < T ≤ 15 15 < T ≤ 20 T>20 S=100%
5	Nombre de manipulations du début de l'alésage jusqu'à la pose du PE d'essai (pour 4 accroissements de diamètres par exemple)	↓	50% actuel = 10 manip	2 1 0 3 2 1 0 3 2 1 0 3	95 > C ≥ 100 90 > C ≥ 95 C < 90 M≤10 10< M ≤ 15 15< M ≤ 20 M>20 F>300 200 > F ≥ 300 100 > F ≥ 200 F < 100 F>11.3 10 > F ≥ 11.3 8.5 > F ≥ 10 F < 8.5 E = 0 0 < E ≤ 2,5 2,5 < E ≤ 5 E > 5 T = 0 30 < E ≤ 60 60 < E ≤ 120 E > 120 M = 0 0 < M ≤ 1 1 < M ≤ 2 M > 2 T ≤ 10 10 < T ≤ 15 15 < T ≤ 20 T>20 S=100%
6	Force de compression supportée par l'outil sans déformation plastique	↑	300 N	2 1 0 3 2 1 0 3 2 1 0 3	95 > C ≥ 100 90 > C ≥ 95 C < 90 M≤10 10< M ≤ 15 15< M ≤ 20 M>20 F>300 200 > F ≥ 300 100 > F ≥ 200 F < 100 F>11.3 10 > F ≥ 11.3 8.5 > F ≥ 10 F < 8.5 E = 0 0 < E ≤ 2,5 2,5 < E ≤ 5 E > 5 T = 0 30 < E ≤ 60 60 < E ≤ 120 E > 120 M = 0 0 < M ≤ 1 1 < M ≤ 2 M > 2 T ≤ 10 10 < T ≤ 15 15 < T ≤ 20 T>20 S=100%
7	Force de torsion supportée par l'outil sans se déformer plastiquement	↑	11.3 Nm	2 1 0 3 2 1 0 3 2 1 0 3	95 > C ≥ 100 90 > C ≥ 95 C < 90 M≤10 10< M ≤ 15 15< M ≤ 20 M>20 F>300 200 > F ≥ 300 100 > F ≥ 200 F < 100 F>11.3 10 > F ≥ 11.3 8.5 > F ≥ 10 F < 8.5 E = 0 0 < E ≤ 2,5 2,5 < E ≤ 5 E > 5 T = 0 30 < E ≤ 60 60 < E ≤ 120 E > 120 M = 0 0 < M ≤ 1 1 < M ≤ 2 M > 2 T ≤ 10 10 < T ≤ 15 15 < T ≤ 20 T>20 S=100%
8	Erreur sur la précision du volume alésé	↓	0%	2 1 0 3 2 1 0 3 2 1 0 3	95 > C ≥ 100 90 > C ≥ 95 C < 90 M≤10 10< M ≤ 15 15< M ≤ 20 M>20 F>300 200 > F ≥ 300 100 > F ≥ 200 F < 100 F>11.3 10 > F ≥ 11.3 8.5 > F ≥ 10 F < 8.5 E = 0 0 < E ≤ 2,5 2,5 < E ≤ 5 E > 5 T = 0 30 < E ≤ 60 60 < E ≤ 120 E > 120 M = 0 0 < M ≤ 1 1 < M ≤ 2 M > 2 T ≤ 10 10 < T ≤ 15 15 < T ≤ 20 T>20 S=100%
9	Temps de stérilisation	↓	0 minutes	2 1 0 3 2 1 0 3 2 1 0 3	95 > C ≥ 100 90 > C ≥ 95 C < 90 M≤10 10< M ≤ 15 15< M ≤ 20 M>20 F>300 200 > F ≥ 300 100 > F ≥ 200 F < 100 F>11.3 10 > F ≥ 11.3 8.5 > F ≥ 10 F < 8.5 E = 0 0 < E ≤ 2,5 2,5 < E ≤ 5 E > 5 T = 0 30 < E ≤ 60 60 < E ≤ 120 E > 120 M = 0 0 < M ≤ 1 1 < M ≤ 2 M > 2 T ≤ 10 10 < T ≤ 15 15 < T ≤ 20 T>20 S=100%
10	Nombre de manipulations nécessaires pour évaluer l'os acétabulaire	↓	0 manip	2 1 0 3 2 1 0 3 2 1 0 3	95 > C ≥ 100 90 > C ≥ 95 C < 90 M≤10 10< M ≤ 15 15< M ≤ 20 M>20 F>300 200 > F ≥ 300 100 > F ≥ 200 F < 100 F>11.3 10 > F ≥ 11.3 8.5 > F ≥ 10 F < 8.5 E = 0 0 < E ≤ 2,5 2,5 < E ≤ 5 E > 5 T = 0 30 < E ≤ 60 60 < E ≤ 120 E > 120 M = 0 0 < M ≤ 1 1 < M ≤ 2 M > 2 T ≤ 10 10 < T ≤ 15 15 < T ≤ 20 T>20 S=100%
11	Temps pour passer d'un diamètre à un autre	↓	Temps act/2 = 10 sec	2 1 0 3 2 1 0 3 2 1 0 3	95 > C ≥ 100 90 > C ≥ 95 C < 90 M≤10 10< M ≤ 15 15< M ≤ 20 M>20 F>300 200 > F ≥ 300 100 > F ≥ 200 F < 100 F>11.3 10 > F ≥ 11.3 8.5 > F ≥ 10 F < 8.5 E = 0 0 < E ≤ 2,5 2,5 < E ≤ 5 E > 5 T = 0 30 < E ≤ 60 60 < E ≤ 120 E > 120 M = 0 0 < M ≤ 1 1 < M ≤ 2 M > 2 T ≤ 10 10 < T ≤ 15 15 < T ≤ 20 T>20 S=100%
12	Surface de visibilité au diamètre moyen de 54mm	↑	100%	2 1 0 3 2 1 0 3 2 1 0 3	95 > C ≥ 100 90 > C ≥ 95 C < 90 M≤10 10< M ≤ 15 15< M ≤ 20 M>20 F>300 200 > F ≥ 300 100 > F ≥ 200 F < 100 F>11.3 10 > F ≥ 11.3 8.5 > F ≥ 10 F < 8.5 E = 0 0 < E ≤ 2,5 2,5 < E ≤ 5 E > 5 T = 0 30 < E ≤ 60 60 < E ≤ 120 E > 120 M = 0 0 < M ≤ 1 1 < M ≤ 2 M > 2 T ≤ 10 10 < T ≤ 15 15 < T ≤ 20 T>20 S=100%
13	Force axiale requise pour effectuer l'alésage	↓	200 N	2 1 0 3 2 1 0 3 2 1 0 3	95 > C ≥ 100 90 > C ≥ 95 C < 90 M≤10 10< M ≤ 15 15< M ≤ 20 M>20 F>300 200 < F ≤ 300 300 < F ≤ 400 F > 400 T = 0 0 < T ≤ 30 30 < T ≤ 60 T > 60 T = 0 0 < T ≤ 10 10 < T ≤ 20 T > 20 E ≤ 15 15 < E ≤ 20 20 < E ≤ 25 E > 25
14	Temps de manipulations (transports)	↓	0 minutes	2 1 0 3 2 1 0 3 2 1 0 3	95 > C ≥ 100 90 > C ≥ 95 C < 90 M≤10 10< M ≤ 15 15< M ≤ 20 M>20 F>300 200 < F ≤ 300 300 < F ≤ 400 F > 400 T = 0 0 < T ≤ 30 30 < T ≤ 60 T > 60 T = 0 0 < T ≤ 10 10 < T ≤ 20 T > 20 E ≤ 15 15 < E ≤ 20 20 < E ≤ 25 E > 25
15	Temps d'emballage	↓	0 minutes	2 1 0 3 2 1 0 3 2 1 0 3	95 > C ≥ 100 90 > C ≥ 95 C < 90 M≤10 10< M ≤ 15 15< M ≤ 20 M>20 F>300 200 < F ≤ 300 300 < F ≤ 400 F > 400 T = 0 0 < T ≤ 30 30 < T ≤ 60 T > 60 T = 0 0 < T ≤ 10 10 < T ≤ 20 T > 20 E ≤ 15 15 < E ≤ 20 20 < E ≤ 25 E > 25
16	Temps moyen pour monter et démonter l'outil (avec gants)	↓	15 Étapes	2 1 0 3 2 1 0 3 2 1 0 3	95 > C ≥ 100 90 > C ≥ 95 C < 90 M≤10 10< M ≤ 15 15< M ≤ 20 M>20 F>300 200 < F ≤ 300 300 < F ≤ 400 F > 400 T = 0 0 < T ≤ 30 30 < T ≤ 60 T > 60 T = 0 0 < T ≤ 10 10 < T ≤ 20 T > 20 E ≤ 15 15 < E ≤ 20 20 < E ≤ 25 E > 25

Quant aux cibles et aux seuils, plusieurs moyens sont employés pour les déterminer. Les objectifs du projet, les propriétés mécaniques des alésoirs actuels ou bien les autres instruments utilisés en salle d'opération servent à déterminer ces seuils. À titre d'exemple, un des objectifs est de diminuer les temps relatifs à l'emploi des alésoirs. Les cibles de ces temps de stérilisation, de manipulations et d'emballage sont donc de zéro minute. Ces cibles viseraient un outil qui serait jetable. Un autre exemple, celui-ci relié aux propriétés mécaniques des alésoirs conventionnels. Ces alésoirs peuvent fonctionner pendant 6000 cycles ce qui veut dire que le nouveau concept devrait résister durant au moins la même période. Un dernier exemple, celui-ci concernant les autres instruments utilisés en salle d'opération. La perceuse impose la cible de la force de torsion qui provient du couple maximal généré par cette perceuse.

Une fois le barème établi, tous les concepts sont évalués pour chacune des caractéristiques et leur cote est attribuée en fonction des seuils de performance. À titre d'exemple, la cible de la caractéristique concernant la surface de visibilité au diamètre moyen de 54mm est établie à 100%. L'évaluation est effectuée en mesurant la surface couverte par l'outil à ce diamètre. La mesure est prise à partir d'une vue prise via l'arrière l'outil, orientée selon l'axe du manche. Cette surface est ensuite divisée par la surface du cercle à 54mm et le ratio est établi. De cette façon, il est possible de placer le concept dans la bonne échelle de performance et de lui attribué la cote appropriée. Cette cote sera d'ailleurs utilisée lors de l'étape cruciale de choix de la solution.

2.3 Génération de solutions

Les outils établis précédemment (barème, caractéristiques critiques) servent à identifier le concept optimal. Afin de pouvoir utiliser ces outils, il est nécessaire de passer à l'étape suivante qui consiste à faire place à la créativité et à générer une grande quantité de nouveaux concepts.

2.3.1 Méthodes de génération de solutions

Plusieurs méthodes peuvent être utilisées pour générer des solutions. Dans le cadre de ce projet, la tempête d'idées (« brainstorming ») et l'analyse morphologique ont été favorisés.

2.3.1.1 La tempête d'idées

La tempête d'idées est une méthode bien établie et grandement utilisée dans les situations de créativité. Toutefois, même si la méthode existe depuis très longtemps, elle peut être mal appliquée et parfois donner de piètres résultats. Les éléments clés d'une tempête d'idées réussie sont :

- Produire un grand nombre d'idées;
- Suspendre le jugement critique;
- Éviter les paradigmes.

Lors de la séance, il est aussi très important d'avoir quelqu'un qui dirige la créativité et qui propose de nouvelles pistes ou qui fait des retours en arrière lorsque les créateurs sont en panne d'idées.

2.3.1.2 L'analyse morphologique

L'analyse morphologique consiste principalement à diviser le produit en sous-systèmes et à générer des concepts selon ces derniers. Lorsque chaque sous-système possède plusieurs concepts, toutes les combinaisons possibles des sous-systèmes sont effectuées, résultant en une nouvelle série de concepts globaux. Il est évident que certaines combinaisons n'ont aucun sens mais dans plusieurs cas, cette méthode amène de nouvelles avenues de conception et force la divergence.

Cette étape de l'étude représente d'ailleurs le moment où les sous-systèmes sont identifiés. Deux sous-systèmes sont évidents à identifier, soit le système de coupe et le système de déploiement. Le **système de coupe** est défini par les éléments coupants servant à effectuer

l'alésage, donc les éléments en contact avec l'os acétabulaire. Le deuxième système, le **système de déploiement**, englobe toutes les composantes permettant à l'outil d'avoir un diamètre variable. De plus, un troisième système, bien qu'optionnel est ajouté. Il s'agit d'un **système de serrage** qui soutient le système de déploiement et qui reprend une partie des charges appliquées à ce dernier. Ce système est optionnel puisque le système de déploiement seul pourrait être en mesure de résister à ces charges.

Dans le cas des systèmes de déploiement et de serrage, un outil supplémentaire a été utilisé dans la génération de solutions de l'analyse morphologique. Les livres de mécanismes de Hiscox (1978) et Sclater (2001) sont employés afin de développer de nouvelles idées.

Les 26 concepts provenant de la génération de solutions sont présentés à l'ANNEXE V.

2.4 Choix de la solution

La phase de génération de solutions a comme principal objectif de générer le plus de concepts possible. Une fois cette multitude de concepts générée, il faut en faire le tri en ayant comme objectif de découvrir la solution qui répondrait le mieux aux caractéristiques critiques.

2.4.1 Méthodes de convergence

Plusieurs méthodes peuvent être employées pour effectuer les phases de convergence, c'est-à-dire les phases où le nombre de concept décroît constamment, tendant vers un seul concept prometteur.

La première méthode, la filtration préliminaire, consiste à filtrer les concepts qui ne peuvent absolument pas répondre aux caractéristiques ou qui sont farfelus. Normalement, ce tri élimine environ le tiers des solutions.

Ensuite, deux autres méthodes sont appliquées lorsque les concepts deviennent trop difficiles à prioriser. Ces deux méthodes sont la matrice de Pugh et la matrice de décision. Dans ce projet, la matrice de Pugh sert à déterminer le système de coupe et la matrice de décision, les systèmes de déploiement et de serrage.

La matrice de Pugh consiste à évaluer les concepts en lice selon les caractéristiques critiques et à les comparer à un concept de référence (DATUM). Ce DATUM est, selon les concepteurs, le concept répondant le mieux aux caractéristiques critiques. Étant donné qu'aucune expérimentation n'a été effectuée, seulement les caractéristiques critiques dont l'évaluation théorique est possible sont évaluées. Chaque concept est donc supérieur (+1), égal (0) ou inférieur (-1) au DATUM pour chacune des caractéristiques choisies. Cette évaluation relative est rationnelle et basée sur des calculs, des modélisations ou bien des connaissances spécifiques comme les méthodes de fabrication. Ensuite, la somme des évaluations (+1,0,-1) est effectuée pour calculer le total qui sert à l'appréciation relative des concepts selon les caractéristiques.

À titre d'exemple, le Tableau 2.6 affiche une section d'une des itérations de la méthode où le coût de fabrication est évalué. Les trois concepts très différents ont des composantes dont le coût de fabrication, basé sur la connaissance des méthodes de fabrication, est facile à évaluer. Le concept *Marguerite*, composé de pétales (comme l'outil de cuisine) avec des râpes à fromage, est fait de formes complexes à fabriquer et de plusieurs pièces. Le concept *Crème glacée*, fait de lamelles tranchantes, possède peu de composantes qui sont peu complexes à fabriquer. Le concept *Taille bordure*, le DATUM, est composé de plusieurs lames mais peu complexes à fabriquer. Il semble donc évident que le coût de fabrication de *Marguerite*, avec ses pièces complexes, sera plus élevé que le concept *Taille bordure*. Toutefois, le concept *Crème glacée*, avec ses composantes peu complexes, sera certainement moins onéreux à fabriquer que le concept *Taille bordure*. Il est donc simple de comparer les concepts entre eux mais aurait été très difficile de chiffrer ce coût de fabrication. Ainsi, la somme des évaluations est effectuée et une fois le total établi, il est possible d'observer la réponse des

concepts à la caractéristique. Dans cet exemple, le concept *Crème glacée* possède un avantage sur les autres pour ce qui est du coût de fabrication.

Bref, cette méthode est très utile pour comparer les concepts selon les caractéristiques et elle offre également la possibilité de cibler les faiblesses de certains concepts et de les améliorer. Évidemment, plusieurs itérations de la matrice de Pugh sont nécessaires avant d'obtenir une seule solution (ANNEXE VI).

Tableau 2.6

Exemple de matrice de Pugh

Critères	Taille bordure	Crème glacée	Marguerite
Coût de fabrication	Les lames sont la composante la plus complexe.	+ Très simple donc peu coûteux	- Les pétales avec grattoirs sont très complexes à fabriquer additionné au mécanisme de glissière de celles-ci.
Sommes +	DATUM	1	0
Sommes -		0	1
Total		1	-1

La matrice de décision consiste, quant à elle, à évaluer tous les concepts à l'aide du barème d'évaluation obtenu auparavant. Chaque concept obtient donc un total en faisant la somme pour toutes les caractéristiques, des produits entre l'importance relative de la caractéristique et la cote du concept par rapport à cette dernière. Une hiérarchie est donc établie en organisant les concepts selon l'ordre décroissant des totaux. Il est à noter que certaines caractéristiques du barème ne sont pas considérées à cette étape puisqu'elles sont impossibles à évaluer à partir d'un concept théorique.

2.4.2 Essais expérimentaux

Le tri de concepts par les méthodes de convergence proposées reste toutefois limité. À un certain point, il devient impossible d'évaluer la performance des concepts en vertu de certaines des caractéristiques. C'est pourquoi une phase de validation expérimentale s'impose.

Le protocole expérimental se divise en deux phases, soient les tests d'alésage et les tests de fonctionnalité. Chaque phase sert à évaluer un sous-système en particulier.

2.4.2.1 Tests d'alésage

Afin d'évaluer expérimentalement les différents concepts de systèmes de coupe, une simulation d'alésage est effectuée. Étant donné que l'accessibilité à un acétabulum humain est très complexe, deux avenues sont envisagées pour simuler le matériau à aléser soient : la simulation d'un acétabulum humain avec de la mousse de polyuréthane et l'utilisation de bassins animaux (Figure 2.4).

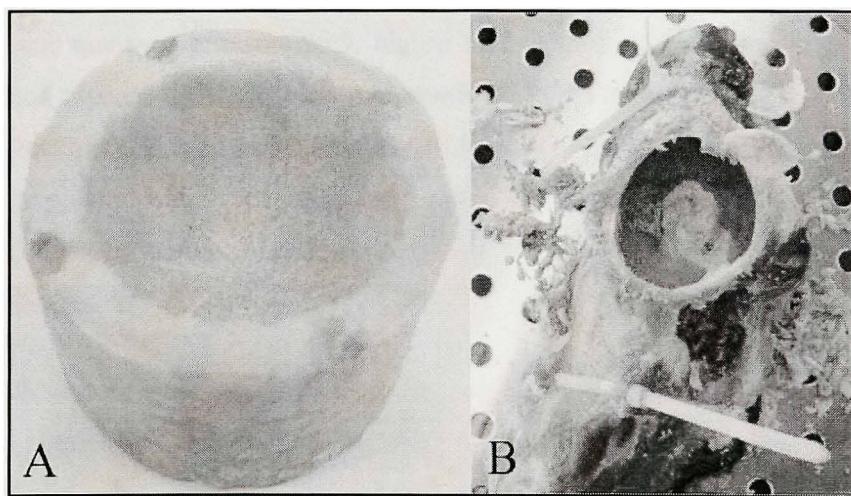


Figure 2.4 *Essais expérimentaux avec mousse de polyuréthane(A) et bassins de veau(B).*

Le choix de la mousse de polyuréthane s'est porté sur une mousse d'une densité de $0,72\text{g/cm}^3$ de la compagnie Plastiques GyF ltée. Le matériau a été jugé approprié bien que la densité de l'os à aléser soit plus élevée ($1,07\text{ g/cm}^3$, densité de l'os sous-chondral, section 1.1.2). Sa densité inférieure à celle de l'os animal pourrait modifier l'alésage mais permet une évaluation préliminaire de la coupe. De plus, sa simplicité d'accès a contribué significativement au choix de ce matériau de test préliminaire.

Un moule (Figure 2.5) combinant le polyéthylène ultra-haute densité (UHMWPE) et l'acier a été conçu pour créer un cylindre avec un trou hémisphérique simulant la forme d'un acétabulum (Figure 2.4A). Le corps (No.3, Figure 2.5) du moule en UHMWPE est percé d'un trou de 3 pouces (No.10, Figure 2.5) au centre et de quatre trous (No.8, Figure 2.5) pour y insérer les boulons (No.5, Figure 2.5). Sur la plaque supérieure en acier (No.1, Figure 2.5), un hémisphère en ABS fabriqué par prototypage rapide est installé (No.4, Figure 2.5). Cette plaque est pourvue de quatre trous (No.11, Figure 2.5) servant à l'assemblage mais aussi de quatre autres trous (No.6, Figure 2.5) servant à verser le mélange de polyuréthane dans le moule. Ces derniers servent aussi à libérer l'excédent de mélange provoqué par l'augmentation de volume lors de la réaction. Quant à elle, la plaque inférieure (No.2, Figure 2.5) ne possède que quatre trous (No.9, Figure 2.5) pour l'unir avec la plaque supérieure. Ainsi, les deux plaques d'acier prennent le moule en UHMWPE (No.3, Figure 2.5) en serre avec quatre boulons (No.5, Figure 2.5) et quatre écrous (No.7, Figure 2.5) lors de la réaction. Une fois cette polymérisation terminée, les plaques, les boulons et les écrous sont retirés et la pièce est à l'intérieur du moule. L'acétabulum est retiré à l'aide d'un maillet et prêt à simuler les tests d'alésage.

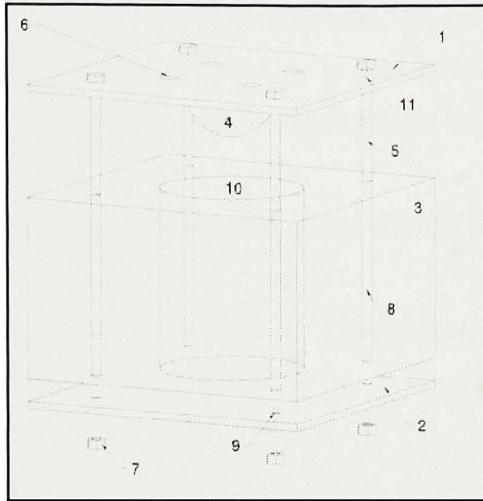


Figure 2.5 Moule acétabulaire en UHMWPE.

De plus, il a été convenu qu'une simulation sur des os animaux était nécessaire. La disponibilité ainsi que les dimensions de l'acétabulum étant les critères de choix, les bassins de veau sont la meilleure option. Les abattoirs Montpak Inc. ont fourni des demi-bassins de veau ayant en moyenne un acétabulum mesurant 55mm de diamètre. Ces acétabulums sont très semblables à ceux humains et en plus, ils n'ont aucun coût puisque la compagnie rejette les carcasses.

Ces deux types d'acétabulums servent à tester les systèmes de coupe provenant des résultats de la convergence selon le protocole expérimental suivant :

- 1- Si l'acétabulum de veau est utilisé, le fixer à l'aide d'attaches (« Ty-Rap ») sur la table de dissection.
- 2- Si l'acétabulum de polyuréthane est utilisé, le fixer sur l'étau dans l'atelier.
- 3- Lorsque le bassin est fixé, installer le prototype de système de coupe sur la perceuse. Une perceuse à piles de 12V et 2 vitesses (350rpm et 1200rpm) est employée. Cette perceuse est la perceuse commerciale ressemblant le plus aux perceuses utilisées en salle d'opération (les fiches techniques des perceuses sont présentées à l'ANNEXE VII).

- 4- L'utilisateur adopte approximativement la même position qu'en salle d'opération et effectue l'alésage, à la plus basse vitesse de 350rpm. Si le concept de coupe possède un long manche, la main libre sert à supporter ce manche.
- 5- Des vidéos et photographies sont prises afin d'évaluer le mouvement durant l'alésage.
- 6- Une analyse est effectuée, basée sur l'impression de l'utilisateur et l'analyse des vidéos et des photographies.

L'analyse effectuée comporte six éléments :

Force axiale nécessaire : la quantité de force nécessaire pour effectuer l'alésage.

Vibrations : les vibrations ressenties au bras de l'utilisateur.

Température : la température de la surface de l'acétabulum et de l'outil.

Efficacité de coupe : quantité d'énergie et de temps nécessaire pour effectuer l'alésage.

Fini de surface : la rugosité de la surface alésée (inspection visuelle).

Commentaires : commentaires généraux sur tout événement ayant lieu lors des tests.

2.4.2.2 Tests de fonctionnalité

Les tests de fonctionnalité servent à valider le bon fonctionnement des mécanismes. Ils consistent à manipuler le prototype et à activer le mécanisme dans toutes ses possibilités. Lors de ces manipulations, tous les défauts de fonctionnement sont pris en notes et sont analysés. Il est important de noter que ces tests sont effectués sur des prototypes conceptuels, souvent fabriqués par prototypage rapide en ABS. Ces prototypes ne pourraient pas résister aux charges réelles appliquées lors des chirurgies. L'objectif est vraiment de valider le bon fonctionnement des mécanismes d'un concept.

2.4.3 Fabrication de prototypes

Afin de valider expérimentalement les concepts prometteurs, certains prototypes ont été réalisés en employant diverses méthodes de fabrication. Le choix de la méthode de fabrication est basé sur les essais expérimentaux dépendants du sous-système. Dans tous les cas, le diamètre du prototype est 2mm supérieur à celui de l'élément de test à aléser (polyuréthane et bassin de veau). Cette différence représente la réalité en salle d'opération lorsque le chirurgien insère une fraise supérieure à la précédente, fraises qui sont incrémentées de 2mm sur le diamètre en moyenne.

Étant donné les charges appliquées pour les tests d'alésage du système de coupe, les prototypes sont faits en acier ou en aluminium. Les méthodes de fabrication sont les méthodes typiques d'usinage, soit le perçage, le tournage et le fraisage.

Quant aux systèmes de serrage et de déploiement, leur validation est effectuée en réalisant des tests de fonctionnalité. Des prototypes fabriqués par prototypage rapide ont donc été utilisés dans ce cas étant donné la nature des tests qui ne nécessitent pas une grande résistance mécanique. De plus, le prototypage rapide permet de fabriquer des pièces complexes à faibles coups dans des délais très courts.

Une fois le tri effectué avec les méthodes de convergence, les prototypes fabriqués et les essais expérimentaux réalisés, la solution optimale est identifiée.

2.5 Modélisation tridimensionnelle et analyse de résistance

Les méthodes expliquées précédemment servent à déterminer la solution optimale. La suite consiste à modéliser en trois dimensions cette solution et à effectuer l'analyse par éléments finis pour vérifier la résistance de cette solution finale.

2.5.1 Modélisation 3D

Cette phase consiste à modéliser en trois dimensions le concept retenu. Toutes les pièces sont modélisées et assemblées. Le logiciel utilisé pour réaliser cette modélisation est CATIA V5R16.

2.5.2 Charges appliquées

Une fois la solution optimale modélisée, il faut déterminer si cette solution résiste aux charges appliquées. Une analyse du mouvement et des efforts transmis permet de déduire que deux forces principales sont appliquées à l'alésoir.

La première charge provient du couple fourni par la perceuse. La situation critique se produit lorsque l'alésoir est coincé dans l'os et que le moteur de la perceuse génère son couple maximal. Le couple maximal d'une perceuse couramment utilisée en salle d'opération (Série 4 Drill reamer de la compagnie Linvatec) a donc été considéré. Le couple maximal développé par cette perceuse est de 100 lbs·po (11,3Nm). La fiche technique de cette perceuse se trouve à l'ANNEXE VII.

La deuxième charge analysée est la force exercée par le chirurgien. Cette force est principalement appliquée sur la perceuse dans l'axe du manche. Aucune donnée n'a été retrouvée dans la littérature concernant ce cas de chargement. Ainsi, cette force a été estimée à partir d'une expérience sommaire.

Cette expérimentation simule grossièrement la phase d'alésage réalisée en salle d'opération. La simulation (Figure 2.6) consiste à appliquer la charge maximale possible à un angle de 60° du coude sur un acétabulum de polyuréthane (#5, Figure 2.6). La charge est appliquée via l'ensemble alésoir qui comprend la perceuse (#3, Figure 2.6), le manche (#2, Figure 2.6), et la fraise (#1, Figure 2.6). L'acétabulum de polyuréthane est installé sur une cellule de

force de la machine de traction MTS Mini Bionix 858 (#4, Figure 2.6) qui est employé pour mesurer les charges appliquées.

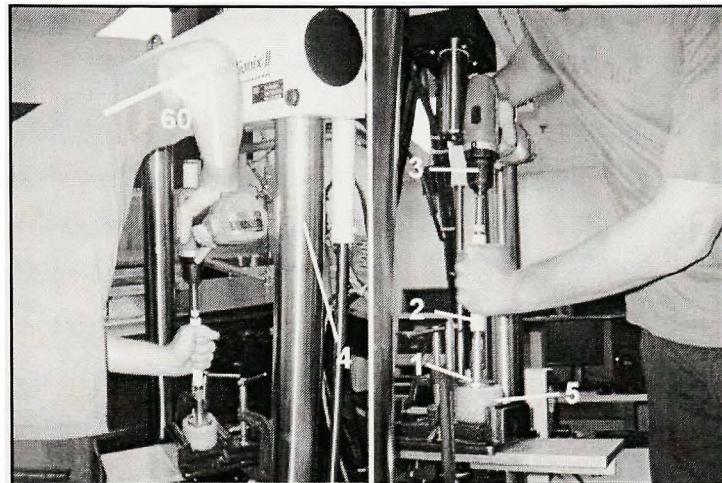


Figure 2.6 *Simulation de l’alésage acétabulaire sur une machine de traction.*

La valeur maximale obtenue lors de ces simulations est d'environ 300N. Cette valeur empirique de la force appliquée par le bras du chirurgien sur la perceuse sera donc utilisée lors des analyses par éléments finis.

2.5.3 Analyses par éléments finis

Après avoir défini les charges appliquées, la suite consiste à effectuer les simulations numériques. Le module « Generative Structural Analysis » du logiciel CATIA V5R16 est utilisé pour effectuer ces analyses par éléments finis.

2.5.3.1 Description des modèles

L'analyse par éléments finis comprend l'analyse de trois modèles différents. Les deux premiers modèles analysent le système de coupe dans les situations critiques. Le système de coupe est encastré à une extrémité et les charges sont appliquées à l'endroit approprié. Le troisième modèle est effectué sur l'assemblage de tous les sous-systèmes. L'intérêt de cette troisième étude est d'appliquer les charges le plus fidèlement possible par rapport à la réalité et d'observer le comportement mécanique de l'outil complet. Pour ce faire, le système de coupe de l'assemblage est uni à un acétabulum virtuel pour simuler le cas où ce système est complètement coincé dans l'os.

2.5.3.2 Propriétés des modèles

Tous les modèles étudiés sont construits avec la même approche. Tout d'abord, le matériau de toutes les pièces est le titane Ti-6Al-4V (Grade 5). Il possède un module d'Young de 114GPa, un coefficient de Poisson de 0.33, une masse volumique de 4430kg/m³, une limite d'élasticité de 1100MPa et une contrainte ultime de 1170MPa. Le titane est le matériau choisi puisque les charges à résister sans déformation plastique sont importantes et qu'il est couramment utilisé en instrumentation médicale.

Les éléments de maillage de tous les modèles sont des éléments paraboliques dont la flèche est réglée par le logiciel. La flèche mesure avec quelle précision les frontières de l'élément suivent la géométrie qu'elles sont supposées représenter. Cette valeur pourrait être imposée mais dans le cadre de ce projet, le logiciel calcule une flèche proportionnelle à la taille des éléments.

Dans le cas du modèle qui utilise l'assemblage de toutes les pièces, des éléments de contacts sont employés. Ces éléments servent à unir les pièces en contact selon certaines propriétés prédéfinies par le logiciel. Les types de contact utilisés dans le modèle global sont :

Glissière: Une glissière est un lien entre deux corps qui sont contraints à ne pas se déplacer aux surfaces de contact mais peuvent glisser l'un par rapport à l'autre dans leur plan tangentiel.

Simple: Un contact simple est un lien entre deux corps qui prévient la pénétration à leur interface mais qui permet le mouvement relatif dans ce plan tant que ces deux corps n'entrent pas en contact à l'intérieur d'un jeu prédéfini. Lorsque deux corps viennent en contact à l'intérieur de ce jeu, ils peuvent se séparer ou glisser relativement mais ne peuvent pas être plus près que le jeu.

Rigide : Le contact rigide est le lien entre deux corps qui sont unis ensemble à leur interface. Dans ce contact, il est possible de modifier certains degrés de liberté.

2.5.3.3 Études de sensibilité

Une étude de sensibilité est effectuée sur tous les modèles afin d'évaluer leur stabilité lors du raffinement des éléments. Ces études sont toutes effectuées en variant la dimension des éléments entre 3mm et 0,5mm par incrément de 0,25mm. Pour chacune de ces dimensions, le nombre d'éléments ainsi que la contrainte maximale de Von Mises sont notés. L'hypothèse suivante est posée : *le modèle est stable lorsque l'écart entre deux données consécutives est inférieur à 5% pour deux écarts consécutifs.*

Les études de sensibilité servent aussi à déterminer s'il y a présence de singularités géométriques. Les singularités géométriques sont des points précis où le logiciel par éléments finis est incapable de converger vers une solution. Les points d'application des forces ou les arêtes vives sont des endroits où l'on retrouve généralement ces singularités.

2.5.3.4 Distribution des contraintes

La dernière étape de l'analyse par éléments finis consiste à analyser la distribution des contraintes sur le modèle. Cette étape est critique puisqu'elle permet de déterminer si l'outil résiste aux charges: les contraintes doivent toujours être inférieures à la limite élastique du matériau.

Lors de cette étape, la position des zones critiques (concentrations de contraintes) est vérifiée avec les contraintes de Von Mises (ANNEXE XI). De plus, une attention particulière est portée aux zones en compression et en traction. L'outil Tenseur des contraintes (ANNEXE XI) du logiciel est utilisé pour observer ces différentes zones et évaluer leur localisation. L'outil permet de sélectionner une contrainte dans sa direction principale. La contrainte principale choisie est celle qui illustre le mieux ces différentes zones. Bref, l'outil Von Mises permet d'évaluer la résistance de l'outil et le Tenseur des contraintes sert à identifier la position des zones en compression et en tension.

Suite à cette étape, les endroits comportant des concentrations de contraintes sont étudiés en profondeur. Certaines modifications géométriques comme les arrondis ou les chanfreins sont réalisées afin de réduire ces contraintes. Des modifications majeures peuvent aussi être effectuées si quelques pièces sont en situation de bris majeur.

CHAPITRE 3

RÉSULTATS

La section Résultats est divisée selon les solutions des trois sous-systèmes, soient les systèmes de coupe, de déploiement et de serrage. Chacune des sections présente les résultats provenant de la convergence théorique, c'est-à-dire la convergence effectuée sans expérimentation. Ensuite, les résultats des tests respectifs sont présentés et chaque section se termine par le concept du sous-système choisi et ses détails. À la suite de la présentation des trois sous-systèmes, la solution globale est élaborée. La dernière section présente les résultats des études de résistance par la méthode des éléments finis. Il est à noter que les dessins techniques de toutes les pièces sont disponibles à l'ANNEXE VIII.

3.1 Système de coupe

3.1.1 Concepts issus de la convergence théorique

Suite aux étapes de convergence théorique (sans expérimentation) effectuée avec la matrice de Pugh, deux concepts sont retenus. Toutefois, il est impossible de prendre une décision à leur sujet sans effectuer d'expérimentation.

Le premier concept nommé *Crème glacée* (Figure 3.1A2) fonctionne sous le principe d'une lamelle tranchante formant un arc de cercle. Lorsque cette dernière est mise en rotation, elle alèse l'os acétabulaire. La lame est pratiquement parallèle à la surface de coupe (Figure 3.1A1). L'innovation du concept réside dans la déformabilité de la lamelle. Aucun système de déploiement n'est conçu mais la prémissse du concept reste que lors du déploiement, la base prend de l'expansion et lors de cette dernière, la lamelle est allongée pour conserver l'arc de cercle au bon diamètre. Ainsi, la lamelle tranchante se déforme sur toute l'étendue des diamètres ce qui évite un système de déploiement complexe et augmente la précision. La

lamelle doit donc posséder une caractéristique importante qui consiste à rester dans le domaine élastique du matériau sur l'étendue complète de l'utilisation.

Le deuxième concept nommé *Taille bordure* (Figure 3.1B2) est fondé sur un concept déjà existant (Figure 1.12) qui consiste à avoir une lame perpendiculaire au sens de coupe (Figure 3.1B1). Le nom *Taille bordure* est issu de sa ressemblance avec l'outil de jardinage en forme de demi-cercle qui sert à couper les bordures de plates-bandes.

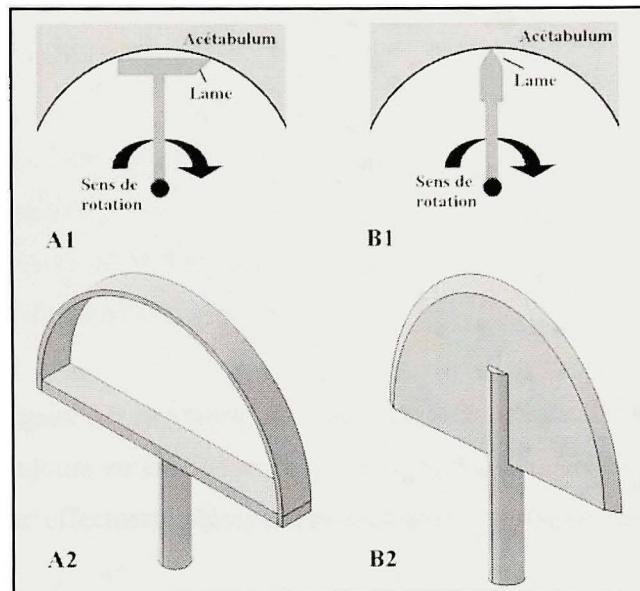


Figure 3.1 Concepts de systèmes de coupe issus de la convergence théorique.

3.1.2 Prototypes physiques des systèmes de coupe

Des prototypes très simplifiés des deux concepts sont fabriqués en acier. Les prototypes *Crème glacée* et *Taille bordure* sont présentés à la Figure 3.2.

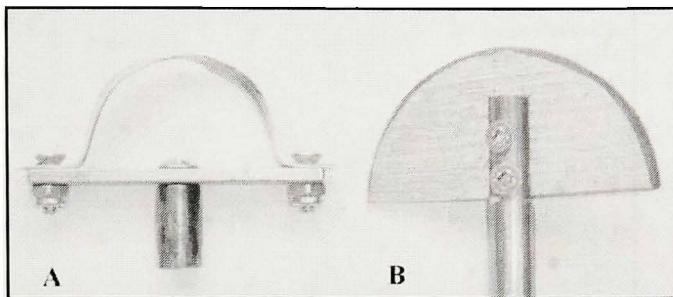


Figure 3.2 Prototypes de système de coupe A) Crème glacée et B) Taille bordure.

Dans le cas du prototype *Crème glacée*, une lamelle d'acier de 1/32 pouce d'épaisseur est aiguisée et ensuite formée en demi-cercle à l'aide d'un cylindre du diamètre désiré. La lamelle est reliée à sa base l'aide de deux boulons. L'embout cylindrique sous la base est installé dans le mandrin d'une perceuse pour effectuer les tests. Dans le cas du prototype *Taille bordure*, un demi-disque d'acier de 1/8 pouce d'épaisseur est aiguisé et inséré dans l'embout qui le retient avec deux boulons.

Tel qu'illustré aux Figure 3.3 et Figure 3.4, l'aiguisage est effectué afin que les flûtes (côtés tranchants) soient toujours en contact avec le matériau à aléser. Étant donné que l'outil est mis en rotation pour effectuer l'alésage, ces éléments tranchants doivent être de part et d'autre de l'outil.

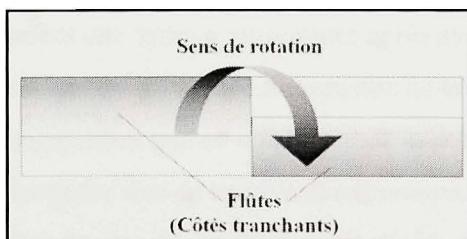


Figure 3.3 Zones d'aiguisage des prototypes de systèmes de coupe.

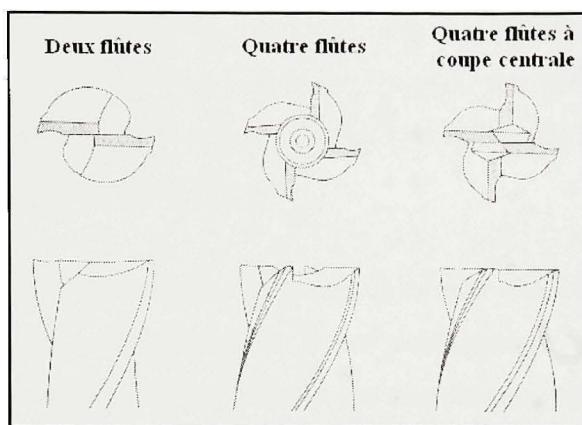


Figure 3.4 Types de denture dans les outils de fraisage.
(Adaptée de Kibbe, 2001, p.527)

3.1.3 Résultats des essais expérimentaux

Dans le cas des deux prototypes, les essais d'alésage tels que décrits à la section 2.4.2.1 sont effectués sur le bassin en polyuréthane ainsi que sur le bassin de veau.

3.1.3.1 Concept Crème glacée

Voici les résultats des essais d'alésage du système de coupe selon les six paramètres évalués :

Force axiale nécessaire : la force axiale nécessaire pour aléser est importante. L'utilisateur ressent une fatigue musculaire après avoir incrémenter de 2mm sur le diamètre. C'est une fatigue due au surplus de force musculaire.

Vibrations : les vibrations engendrées par ce concept sont importantes. L'utilisateur ressent une fatigue musculaire due au surplus de vibrations.

Température : la lame devient très chaude, probablement dû à la friction.

Efficacité de coupe : la coupe ne semble pas efficace. L'utilisateur applique des efforts importants et le diamètre de l'acétabulum croît très lentement.

Fini de surface : le fini de surface semble adéquat, bien que la surface soit très chaude.

Commentaires : la lamelle se déforme beaucoup. Une fois l'essai terminé, la lamelle ne possède plus sa forme circulaire. De plus, une partie de l'alésage semble être effectué par la friction. L'outil ne donne pas l'impression de couper mais plus d'être abrasif.

Si la lamelle est déformée de façon permanente à un certain diamètre, il est impossible de garder l'arc de cercle aux autres diamètres. Il faut donc trouver un matériau qui tout en restant dans le domaine élastique, ne se déforme pas sous la charge axiale. De plus, il y a la problématique de hausse de température qui peut être dommageable pour l'os humain. Pour diminuer l'effet de la friction, il faudrait modifier l'angle de coupe ainsi que l'angle de dépouille de la lamelle pour être plus agressif et diminuer la zone en contact derrière la lame. Cette modification des angles entraînerait cependant l'ajout d'une nervure de coupe (Figure 3.5) qui va à l'encontre de la déformabilité de la lamelle puisqu'elle lui ajoute de la résistance à se déformer.

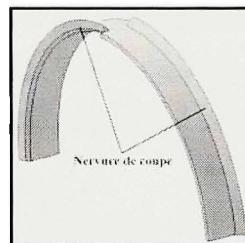


Figure 3.5 Protubérance de coupe sur le concept Crème glacée.

Ces deux caractéristiques (protubérance de coupe et déformabilité) qui s'opposent forment un conflit majeur de conception. Il est donc décidé, pour toutes ses considérations, que le concept *Crème glacée* est écarté comme solution optimale.

3.1.3.2 Concept Taille bordure

Voici les résultats des essais d'alésage du système de coupe selon les six paramètres évalués :

Force axiale nécessaire : la force axiale demandée semble adéquate. L'utilisateur ne ressent pas de fatigue musculaire et pourrait continuer l'alésage.

Vibrations : les vibrations et contres-coups sont très importants, surtout lorsqu'il y a inclinaison de l'outil. Par moments, la lame bloque complètement dans l'acétabulum. Compte tenu du couple de la perceuse, le contre coup transféré à l'avant-bras est important.

Température : il ne semble pas y avoir d'élévation majeure de température. La surface de l'acétabulum n'est pas plus chaude qu'au début de l'essai.

Efficacité de coupe : la technique semble efficace. Le résultat est atteint sans trop d'efforts.

Fini de surface : le fini de surface comporte des irrégularités. Des crevasses sont créées par les vibrations et les conséquences des contre-coups.

Commentaires : l'outil fonctionne bien mais les contres-coups sont très importants, surtout dans le bassin de veau où la surface est non-homogène.

Ainsi, le concept *Taille bordure*, présente deux paramètres à corriger suite aux expérimentations, soient les vibrations et le fini de surface. Néanmoins, ces corrections semblent plus simples et possibles à réaliser que celles du concept *Crème glacée*. Le choix se porte donc sur le concept *Taille bordure* comme système de coupe.

3.1.4 Concept final de système de coupe

Afin d'éviter la fabrication de prototypes coûteux, les théories d'usinage ont été employées. D'ailleurs, une première hypothèse simplificatrice est posée à ce sujet: *les paramètres de conception de l'outil d'alésage acétabulaire sont les mêmes que ceux employés dans la conception d'un outil d'usinage traditionnel, plus particulièrement le fraisage*. Cette

hypothèse doit être posée puisqu'aucune étude ne présente les paramètres de conception d'un outil entraîné par une machine rotative tenue à main libre. Dans tous les cas, les outils d'usinage sont prévus pour des machines qui empêchent tout mouvement sauf la rotation axiale de l'outil.

Lors de la recherche de solutions sur la problématique des vibrations, deux paramètres sont analysés, soit le nombre de flûtes et les angles de l'outil. Le nombre de flûtes optimal est déterminé par la littérature sur les machines outils. Selon Nee (1998) et Krar et al. (2005) :

$$F = n * Fr * N \quad (3.1)$$

où

F : Vitesse d'avancement de l'outil (pouces/min)

Fr : Avancement par flûte (pouces, épaisseur des copeaux)

N : Vitesse de rotation (RPM)

n : Nombre de dents

Lors de l'alésage effectué en salle d'opération, la vitesse d'avancement de l'outil n'est pas contrôlée. Le chirurgien désire réaliser l'alésage dans le temps le plus court possible alors la vitesse d'avancement (F) est assez importante.

Chaque flûte doit couper moins de matière pour un tour donné. Ainsi, le paramètre à diminuer est l'avancement par flûte (Fr). En considérant que la vitesse d'avancement de l'outil (F) et la vitesse de rotation de l'outil (N) sont constantes quelque soit le nombre de flûtes, l'augmentation du nombre de flûtes a pour effet direct de diminuer l'avancement par flûte.

En outre, une deuxième considération permet de déterminer le nombre de flûtes, soit le désalignement entre l'outil et l'acétabulum. Lors de l'intervention, l'axe de rotation n'est pas toujours perpendiculaire à l'acétabulum. En effet, le chirurgien incline l'outil tout en effectuant un mouvement rotatif pour obtenir un alésage uniforme. Cela a pour effet de

désaligner l'outil et d'augmenter les chances qu'une seule flûte soit en contact avec l'os. Si une seule flûte de l'alésoir est en contact avec l'os, l'autre a inévitablement perdu contact. Cette alternance rapide de contact et de perte de contact augmente les vibrations dans l'outil. Cette intermittence de contact entre l'outil et la surface à aléser a aussi pour conséquence de dégrader le fini de surface.

Ainsi, dans le but de diminuer l'avancement nécessaire pour chaque flûte et d'éviter les pertes de contact avec le matériau à aléser, il semble évident que le nombre de flûtes doit être augmenté. La limite supérieure de cette augmentation est dictée par deux facteurs, soit l'espace de dégagement pour les copeaux et dans le cas d'un alésoir expansible, l'espace requis par un système de déploiement. Il a donc été convenu d'utiliser quatre flûtes (Figure 3.6). Néanmoins, dans le cadre d'essais futurs, il serait éventuellement possible d'augmenter cette valeur à six flûtes.

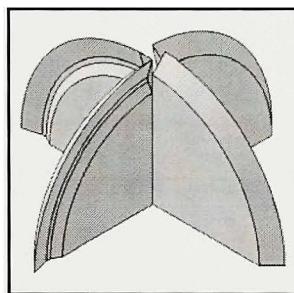


Figure 3.6 Système de coupe à quatre flûtes.

Les angles de l'outil sont les autres paramètres à optimiser. Selon Macdonald et al. (1999), une dépouille secondaire (Figure 3.7A) est ajoutée afin d'augmenter la stabilité de l'outil en évitant le contact entre le derrière de l'outil et l'os acétabulaire. Les dépouilles primaire (Figure 3.7A et Figure 3.7B) et secondaire sont donc définies par Hine (1982) qui stipule que l'angle de dépouille primaire devrait se situer entre 5° et 13° et que l'angle de dépouille secondaire devrait être d'environ 3° supérieur à la valeur de la dépouille primaire. Pour déterminer la valeur exacte, il est important de comprendre que l'augmentation des angles de dépouille diminue le contact derrière l'outil. En augmentant la dépouille, l'angle de taillant

(Figure 3.7) et la résistance de l'outil sont aussi diminués. Étant donné les petites dimensions de l'alésoir, un angle de 10° est déterminé pour la dépouille primaire et de 13° pour la dépouille secondaire.

Quant à l'angle d'attaque (Figure 3.7A et Figure 3.7B), plusieurs valeurs peuvent lui être attribuées. En fait, deux paramètres servent à déterminer cet angle, soit les matériaux et les forces impliqués dans l'alésage. Comme expliqué précédemment, l'augmentation de l'angle d'attaque diminue l'angle de taillant (Figure 3.7B) et la résistance de l'outil. Lorsque le matériau alésé est très dur, l'angle d'attaque est près de 0° . Dans le cas de l'os acétabulaire qui est relativement mou, cette valeur peut être augmentée. Quant aux forces impliquées, Nee (1998) spécifie dans une section sur l'angle d'attaque que lorsque cet angle est augmenté, les forces de coupe requises sont diminuées. Dans le but de diminuer les efforts de coupe mais de conserver une bonne résistance, l'angle d'attaque est établi à 15° . Il est à noter que ces angles pourraient être modifiés dans le futur.

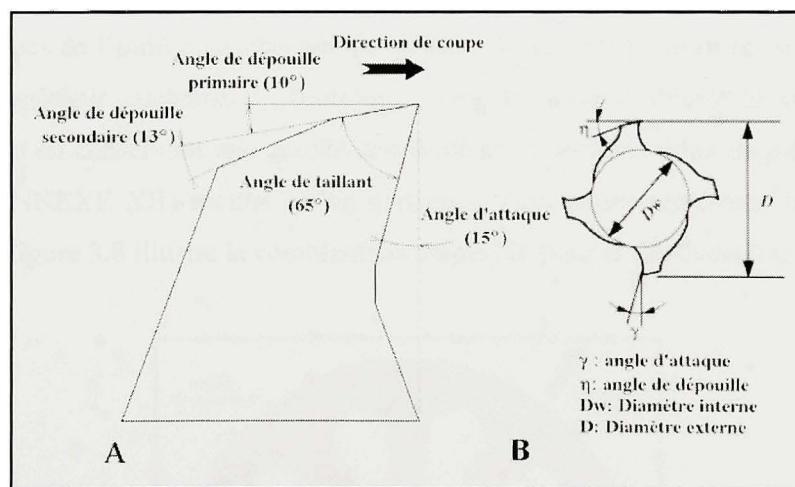


Figure 3.7 Propriétés du système de coupe.
(A) Angles de l'outil, B (Adaptée de Kim et Ko, 2002))

3.2 Systèmes à diamètre variable

Une fois le système de coupe défini, les systèmes de déploiement et de serrage sont déterminés pour permettre à l'alésoir à diamètre variable de combler la plage de diamètres allant de 44 à 66 mm.

3.2.1 Concepts issus de la convergence théorique

Dans le cas des deux systèmes, la méthode de la matrice de décision est employée pour déterminer le concept optimal de chacun des systèmes.

3.2.1.1 Système de déploiement

Suite au choix du système de coupe, il est convenu de diviser les flûtes en plusieurs lames pour effectuer le déploiement. Cette division permet le chevauchement des lames et par conséquent, l'augmentation de la précision. Le premier élément à élaborer concerne donc le nombre de lames de l'outil pour chacune des flûtes. Ce nombre pourrait se situer entre un et un nombre supérieur quelconque. Toutefois, l'objectif reste d'obtenir la coupe optimale (précision) tout en conservant une grande simplicité et un nombre réduit de pièces. Une série de calculs (ANNEXE XII) montre qu'un concept à cinq lames représente la combinaison optimale. La Figure 3.8 illustre la combinaison employée pour le déploiement.

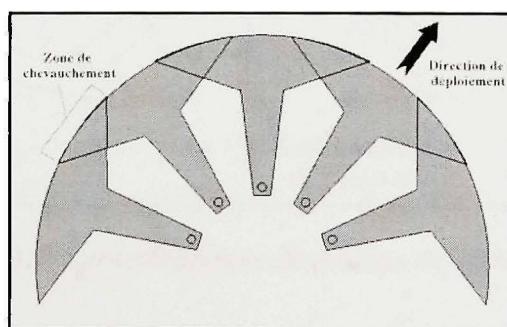


Figure 3.8 Nombre de lames optimal du système de déploiement.

Le nombre de lames étant déterminé, la prochaine étape consiste à obtenir un système de déploiement permettant à l'alésoir de couvrir l'étendue de diamètre de 44 à 66mm. Lors des phases de génération de solutions, une quantité importante de concepts est produite. Que ce soit par des systèmes de ressorts, de câbles ou même des systèmes hydrauliques, la majeure partie des éléments mécaniques a été mise à contribution (ANNEXE V). Toutefois, un concept se démarque par sa simplicité et son nombre de pièces réduit.

Ce concept consiste en une lame centrale (lame C, Figure 3.9) et 8 autres lames (lames A et Z, Figure 3.9). Chaque flûte possède une lame A et une lame Z en plus d'une portion de la lame C. La lame C possède une géométrie qui permet d'entraîner les autres lames lorsqu'une translation (orientation de l'activation, Figure 3.9) lui est appliquée. Ainsi, les lames A et Z sont entraînées par les bras (Figure 3.12) de la lame C et sont guidées par des rainures tout au long du déploiement. Ces rainures sont décrites dans la section 3.2.1.2 puisqu'elles font partie du système de serrage.

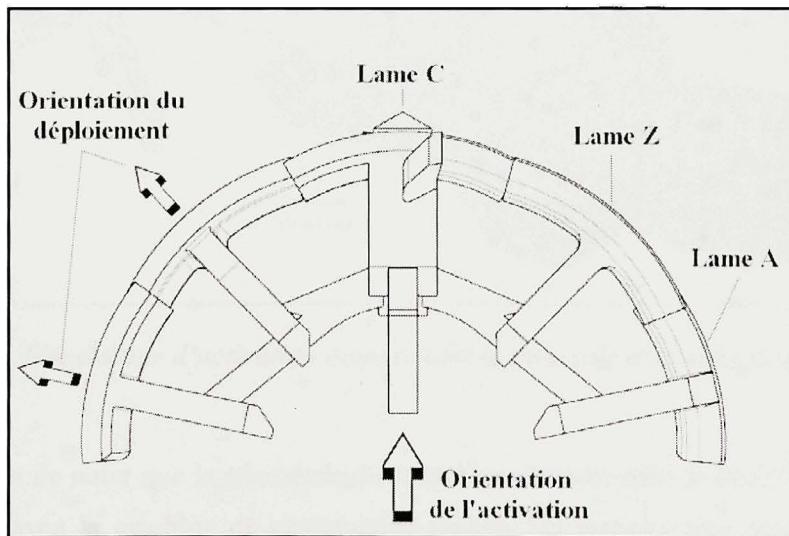


Figure 3.9 Caractéristiques du système de déploiement.

Ensuite, le système d'activation est développé. Elle se base sur des composantes mécaniques élémentaires, soient le boulon et l'écrou. Une roue de déploiement (Figure 3.10) est bloquée dans tous ses degrés de liberté, sauf la rotation axiale. Le poussoir (Figure 3.10), quant à lui, est bloqué dans tous ses degrés de liberté, sauf la translation axiale. Ainsi, lorsqu'une rotation est appliquée à la roue de déploiement, le poussoir se déplace axialement. Ce même poussoir est relié à la lame C. Il entraîne donc le déploiement de l'outil. Le pas des filets de l'ensemble (roue de déploiement – poussoir) est choisi de façon à permettre un incrément de l'outil d'un millimètre (liste des contraintes, Tableau 2.2). Ainsi, lorsque l'utilisateur effectue un quart de tour de la roue de déploiement (Figure 3.10), le poussoir se déplace de 0,5mm (1mm sur le diamètre).

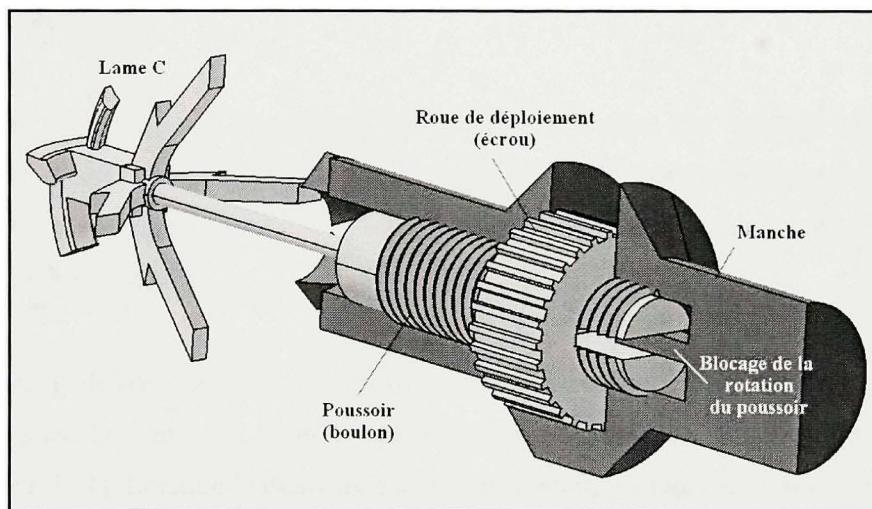


Figure 3.10 Mécanisme d'activation comprenant le poussoir et la roue de déploiement.

Il est important de noter que la géométrie du manche a été créée dans le seul but de fabriquer un prototype avec la machine de prototypage rapide. Un manche plus ergonomique sera éventuellement développé.

3.2.1.2 Système de serrage

En premier lieu, il est important de justifier la présence d'un système de serrage puisqu'un tel système n'est pas indispensable à un alésoir à diamètre variable. Au cours du développement, il semble qu'un système de serrage peut avoir comme principale conséquence de simplifier le système de déploiement. Un système de déploiement sans serrage doit résister à l'ensemble des charges appliquées. Il doit donc d'être plus costaud et peut être plus complexe. L'ajout d'un système de serrage vise donc à reprendre les charges appliquées sur les lames à la place du système de déploiement. Plusieurs concepts avec et sans système de serrage ont d'ailleurs été évalués lors de la convergence théorique. Néanmoins, à l'aide des caractéristiques critiques et du barème d'évaluation, un système de déploiement avec système de serrage est choisi (ANNEXE VI).

Le concept provenant de la matrice de décision est donc un concept combinant le déploiement et le serrage. Toutefois, il s'est avéré un échec lors des tests de fonctionnalité. Ce concept, décrit en détails à l'ANNEXE XII, a donc été rejeté et remplacé par le concept présenté dans cette section.

La Figure 3.11 illustre le système de serrage proposé. Le concept est basé sur le principe des mors d'un étau. Les lames A, Z et C coulissent dans les rainures lames (Figure 3.11) des mors (Figure 3.11). Lorsque le diamètre à aléser est atteint, les mors se ferment et appliquent une pression sur les lames qui sont ainsi bloquées. Les mors possèdent un seul degré de liberté qui est la translation via la rainure trapèze (Figure 3.11). Quant au serrage proprement dit, il s'effectue à l'aide d'un mécanisme conique. La zone encerclée en rouge sur la Figure 3.11 illustre la zone de contact entre le mors et la serre (Figure 3.11). La serre est unie au manche via un mécanisme de vis. Lorsque qu'elle est tournée, elle se déplace vers le haut et applique une force vers l'intérieur sur le mors. Par le fait même, une force est appliquée sur les lames qui sont ainsi bloquées. Avec une force de serrage suffisante, les lames sont prises en serre et l'outil devient solidaire.

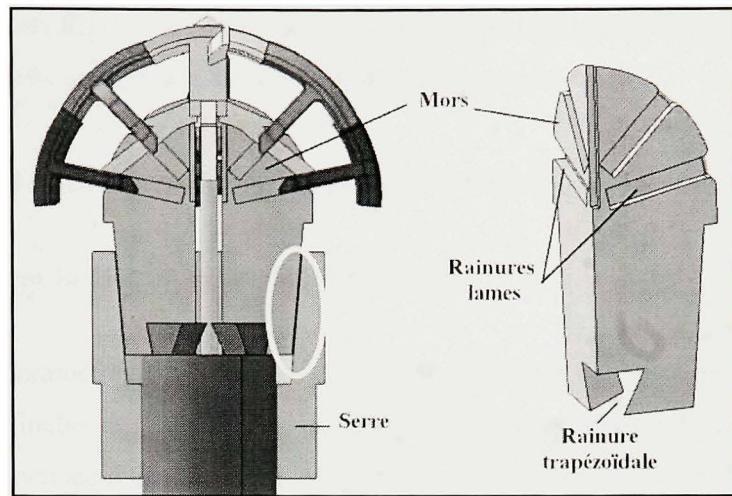


Figure 3.11 Système de serrage avec serre conique.

3.2.2 Résultats des essais expérimentaux

Les essais expérimentaux réalisés pour ces sous-systèmes sont les tests de fonctionnalité décrits à la section 2.4.2.1. Étant donné l’interrelation majeure entre les systèmes de déploiement et de serrage, un seul prototype est fabriqué. Le prototype est fabriqué par prototypage rapide et fait d’ABS. Le prototype représente exactement la combinaison des deux systèmes décrits aux sections précédentes.

Les résultats de l’évaluation fonctionnelle sont simples: les deux systèmes fonctionnent bien. Deux lacunes sont toutefois identifiées. La première lacune concerne l’ergonomie du manche. Ce dernier a été conçu dans le seul but d’être fabricable par la machine de prototypage rapide. L’ergonomie n’a pas été considérée et des problèmes comme l’accès à la roue de déploiement se présentent. L’autre lacune concerne le système de serrage. Le fait de laisser l’utilisateur ajuster le serrage est problématique. Avec le mécanisme de vis, un serrage insuffisant aurait comme impact de transférer une partie des charges au système de déploiement et un serrage trop important pourrait induire des contraintes de compression inappropriées. Bien que ces lacunes soient identifiées, elles ne sont pas corrigées dans le présent travail. Elles n’altèrent pas le bon fonctionnement du mécanisme de l’outil et

représentent des modifications devant être effectuées dans une phase ultérieure. Les concepts sont donc conservés et présentés en détails à la section suivante.

3.2.3 Concepts finaux des systèmes à diamètre variable

3.2.3.1 Concept final de système de déploiement

Les principaux paramètres à détailler au niveau du système de déploiement sont les angles et les dimensions finales des pièces. Ces deux paramètres sont optimisés entre l'étendue du déploiement, la précision de l'alésage et l'espace disponible au centre de l'outil. En fait, la principale optimisation consiste à éviter que les lames Z entrent en contact lorsque le déploiement est minimal. La lame A possède donc un angle de déploiement de 12° par rapport à l'horizontale et la lame Z, de 46° (Figure 3.14).

Une fois les angles de déploiement définis, la géométrie de la lame C, qui est critique au bon fonctionnement de l'outil, est définie. Il est important de noter que les lames sont construites de manière à permettre leur mouvement aller-retour (ANNEXE VIII). Ainsi, l'optimisation est effectuée entre les dimensions des bras A et Z, les trous sur les lames A et Z et l'étendue du déploiement. La Figure 3.12 illustre les angles optimaux de la lame C.

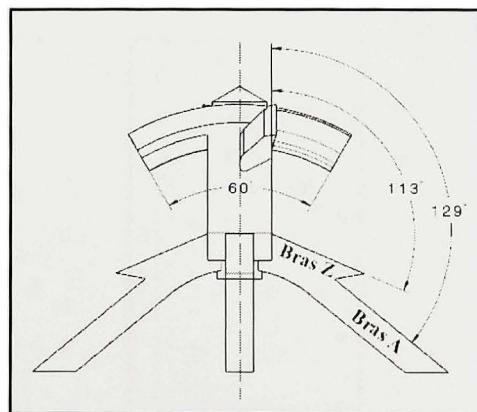


Figure 3.12 Caractéristiques géométriques de la lame centrale.

La Figure 3.13 illustre le système de déploiement en ses positions critiques. À 44mm et 66 mm, l'outil atteint ses extrêmes tandis que 54 mm représente le diamètre de l'arc de cercle des lames ainsi que la dimension moyenne des prothèses installées (ANNEXE IX).

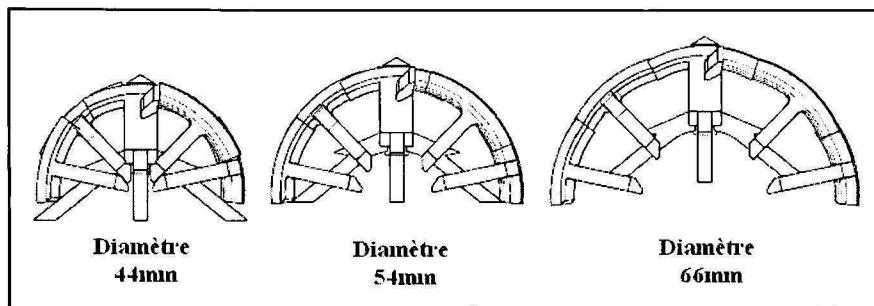


Figure 3.13 Positions critiques du système de déploiement.

3.2.3.2 Concept final de système de serrage

Le système de serrage proposé et expérimenté fonctionne bien. Les caractéristiques restant à détailler sont les angles du mors. Comme expliqué précédemment, les rainures guidant les lames sont respectivement à 12° de l'horizontale (Figure 3.14) pour la lame A et à 46° de l'horizontale (Figure 3.14) pour la lame Z. L'angle de serrage, entre la serre et le mors, est de 5° (Figure 3.14).

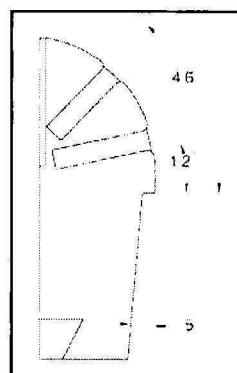


Figure 3.14 Géométrie des mors.

3.3 Solution assemblée

La Figure 3.15 illustre toutes les composantes de la solution finale une fois assemblées.

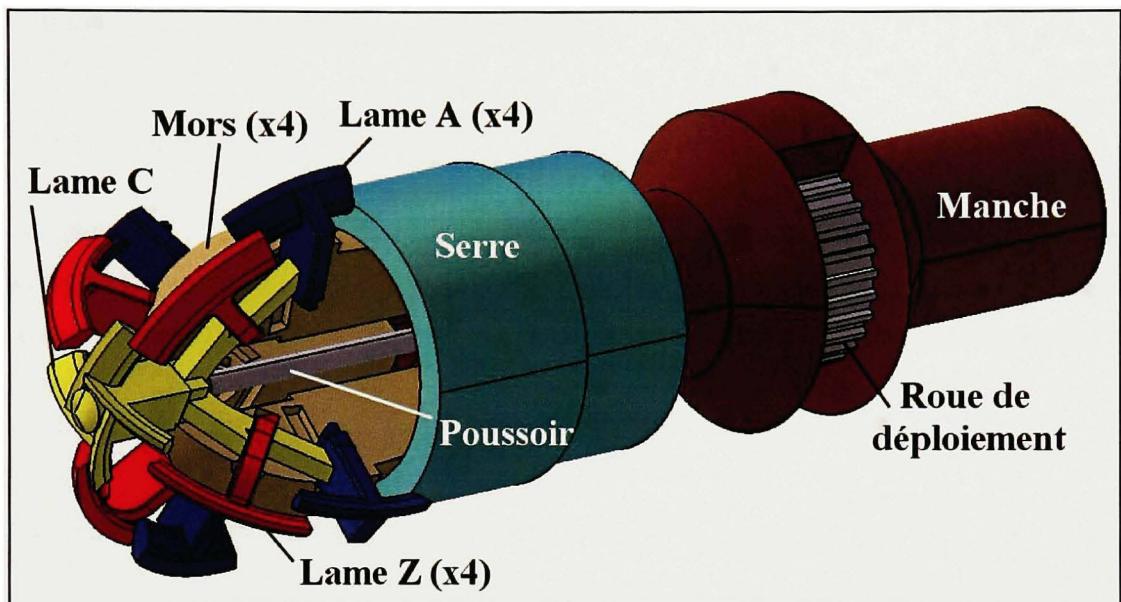


Figure 3.15 Concept global: assemblage des sous-systèmes.

3.3.1 Évaluation de la solution finale

Une fois la solution finale fonctionnelle, il est intéressant d'évaluer le concept avec le barème d'évaluation. Même si ce barème est normalement utilisé pour comparer les concepts selon leur total respectif, il est possible de l'utiliser pour obtenir une cote absolue de la solution finale. L'objectif est de déterminer comment la solution finale répond aux caractéristiques critiques. Sur 11 caractéristiques évaluées, la nouvelle solution obtient une moyenne de 2,55/3 (ANNEXE VI). Certaines caractéristiques comme les temps de stérilisation, de manipulation et d'emballage ne sont pas calculées puisque trop d'inconnues restent présentes.

3.4 Analyses par éléments finis

La dernière étape du projet consiste à évaluer la résistance des pièces aux charges appliquées dans la réalité (section 2.5.2). À titre de rappel, la limite élastique du titane utilisée est de 1100MPa et sa contrainte ultime est de 1170MPa.

3.4.1 Analyse du système de coupe

Les lames C, A et Z sont les plus petites pièces de l'outil et sont les éléments critiques puisqu'elles subissent directement l'ensemble des charges. Étant donné la grande similarité entre les lames A et Z, l'étude du système de coupe est seulement effectuée sur la lame A.

3.4.1.1 Analyse de la lame A

3.4.1.1.1 Description du modèle

La lame A constitue l'élément critique de l'outil puisque comparativement aux deux autres lames, elle subie davantage l'effet du couple étant plus éloignée du centre de rotation. La simulation effectuée représente le cas où une lame A est bloquée dans l'os acétabulaire, au même moment où la perceuse génère son couple maximal et que le chirurgien appuie au maximum sur l'outil.

La charge maximale provenant du chirurgien de 300N et le couple maximal de la perceuse de 11,3Nm sont les charges appliquées. La Figure 3.16 illustre ces charges appliquées sur la lame A. La force de 300N du chirurgien est appliquée sur la surface supérieure ainsi que sur la dépouille primaire et est orientée afin de représenter l'inclinaison de 12°. La force est appliquée sur la dépouille primaire plutôt que sur l'arête de coupe pour éviter les singularités géométriques. Le couple de la perceuse de 11,3Nm et orienté selon l'axe Z (Figure 3.16) est appliqué sur les faces latérales de la lame. La fixation de la pièce est un encastrement sur une zone de 3mm x 3mm (encadré sur la Figure 3.16) qui se situe de part et d'autre de la pièce.

Cette zone représente la surface de contact, qui résiste au couple de la perceuse et à la force axiale du chirurgien, avec les mors au déploiement maximal.

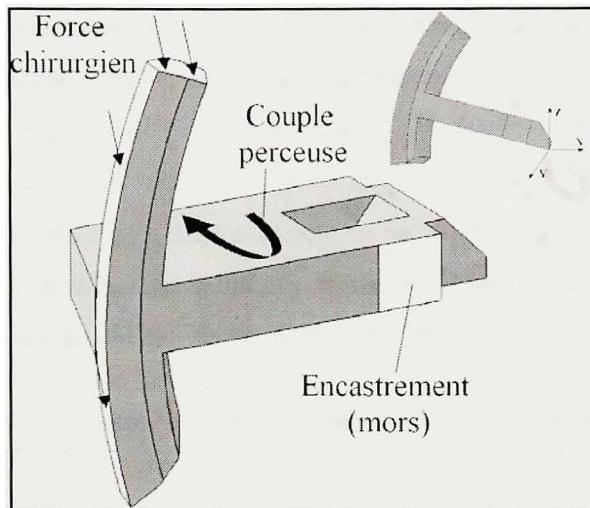


Figure 3.16 Charges appliquées sur la lame A.

Toutefois, cette surface n'existe pas en réalité puisqu'elle est continue. Le problème est qu'il est impossible de créer une zone sur une surface avec le logiciel. La solution adoptée consiste donc à créer une protubérance de 0,002mm sur ces faces pour y appliquer l'encastrement (Figure 3.17).

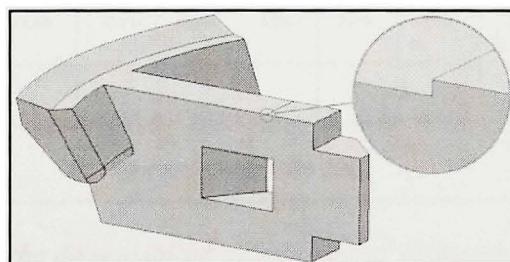


Figure 3.17 Zone d'application de l'encastrement de la lame A.

Ainsi, la pièce maillée comprend 2742 éléments ayant les propriétés décrites à la section 2.5.3.2.

3.4.1.1.2 Étude de sensibilité

La Figure 3.18 illustre la courbe de sensibilité des contraintes maximales de Von Mises selon la dimension des éléments (données à l'ANNEXE X). Les écarts entre les points sont inscrits sous la courbe. La courbe présente deux écarts consécutifs inférieurs à 5% (1,3% et 3,9%) lorsque la taille des éléments est de 1,5mm et 1,25mm respectivement. Par la suite, une ascension importante se produit aux dimensions inférieures à 1mm. Elle est probablement due à une singularité géométrique qui s'accentue en raffinant les éléments. Ainsi, le modèle par éléments finis de la lame A est considéré comme stable à une dimension des éléments de 1,25mm. Le modèle possède 2742 éléments à cette dimension.

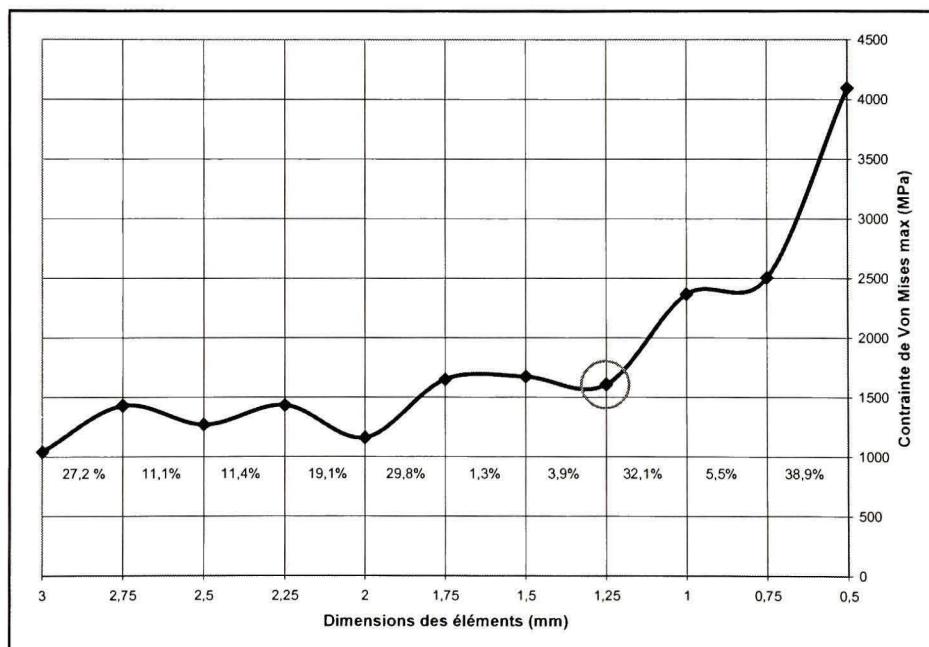


Figure 3.18 Courbe de sensibilité de l'étude par éléments finis de la lame A.

3.4.1.1.3 Distribution des contraintes

La Figure 3.19 illustre la distribution des contraintes de Von Mises sur la lame A. Les zones de concentration de contraintes se situent aux endroits prévus, c'est-à-dire au bord de l'encastrement et près du trou carré. La contrainte maximale de Von Mises de 1606 MPa est située sur l'arête supérieure de la face antérieure, à la limite de l'encastrement.

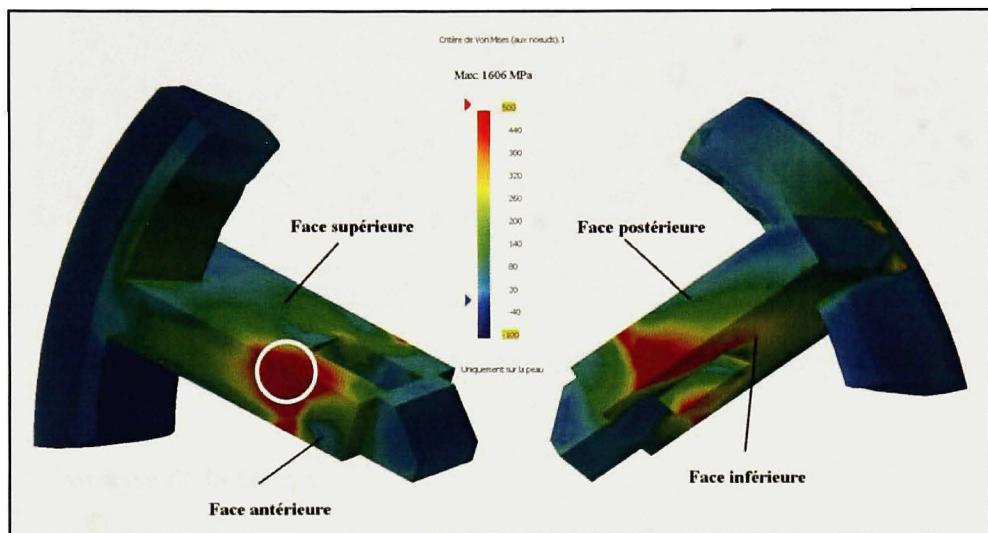


Figure 3.19 Distribution imagée des contraintes de Von Mises sur la lame ayant un maillage de 1,25mm.

La Figure 3.20 illustre le tenseur de contraintes. La contrainte principale évaluée est orientée dans le sens perpendiculaire à la face supérieure de la lame (Figure 3.20). Sur cette figure, les zones en tension (rouge, contrainte positive) et en compression (bleue, contrainte négative) du matériau sont identifiées. En considérant la force axiale du chirurgien, la face supérieure de la lame est en tension tandis que la face inférieure est en compression. Quant au moment causé par la perceuse, il cause principalement une zone de tension près de l'encastrement sur la face antérieure et une zone de compression opposée sur la face postérieure. L'addition de ces deux charges a donc pour effet de créer une zone de tension maximale à 1495 MPa (zone rouge encerclée, Figure 3.20) sur la face antérieure du côté

supérieur et une zone de compression maximale à 919 MPa (zone bleue encerclée, Figure 3.20) sur la face postérieure du côté inférieur.

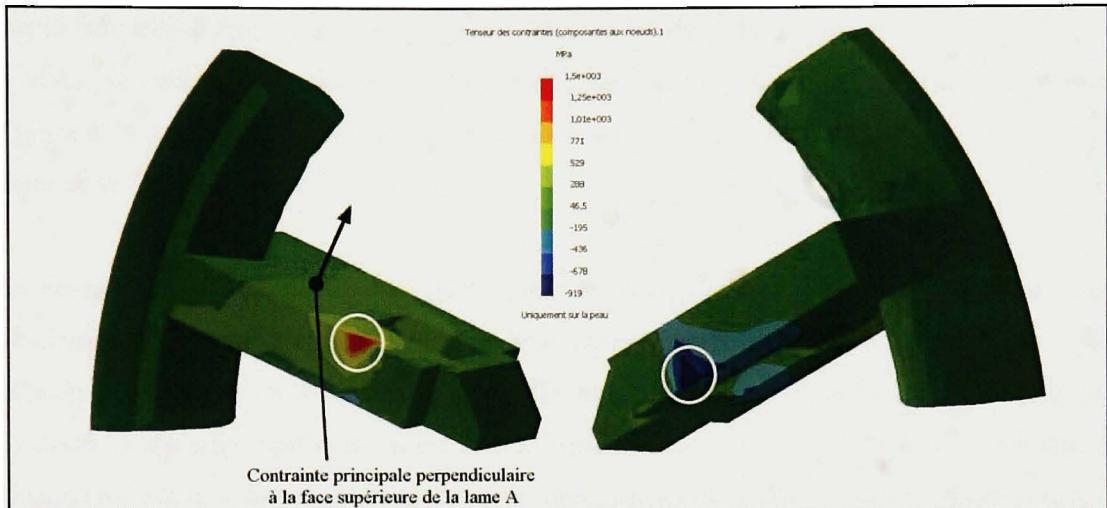


Figure 3.20 *Distribution du tenseur des contraintes sur la lame A.*

3.4.1.2 Analyse de la lame C

3.4.1.2.1 Description du modèle

La lame C subit des contraintes moins élevées que les lames A et Z, principalement due à sa géométrie robuste. Deux types de simulations ont toutefois été effectuées. La première représente la situation où une seule flûte de la lame C est coincée dans l'os et qu'elle doit résister au couple de la perceuse et à la charge axiale provenant du chirurgien. La deuxième simulation reproduit un mauvais serrage des mors qui ne retiennent plus la charge axiale. Les lames A et Z peuvent alors glisser le long de leur rainure et transmettent la charge aux bras A et Z de la lame C. Toutefois, les mors sont quand même présents et bloquent les efforts dus au couple de la perceuse.

Dans la première simulation (Figure 3.21A) nommée *FLÛTE*, la force axiale de 300N, provenant du bras du chirurgien, est appliquée sur la surface supérieure d'une des flûtes de la lame C. Le couple de 11,3Nm orienté selon l'axe de déploiement de la lame C, est appliqué sur la face tranchante (zone verte, Figure 3.21A) et la dépouille primaire (zone rouge, Figure 3.21A) de cette flûte. La lame C est encastrée sur une zone haute de 3mm (zone en blanc, Figure 3.21) représentant le serrage des mors. Cette zone est créée de la même manière que celle de la lame A (Figure 3.17).

La deuxième simulation (Figure 3.21B) nommée *BRAS* consiste à appliquer la force axiale des lames A et Z sur leur bras respectif de la lame C. Bien que ces forces aient une légère influence mutuelle, un seul modèle est effectué puisque les endroits analysés sont très distincts. La charge appliquée n'est pas la totalité de la force de 300N (force axiale du chirurgien) puisque la composante de cette force, perpendiculaire à l'axe de déploiement de la lame, est tout de même transférée aux mors via la face inférieure de la rainure. Les mors sont présents bien qu'ils n'appliquent pas de serrage. Ainsi, une force de 216N ($300N \cdot \sin(46^\circ) = 216N$) est appliquée sur le bras Z et orientée à 113° (Figure 3.22) par rapport à ce dernier et une force de 62N ($300 \cdot \sin(12^\circ) = 62N$) orientée à 129° (Figure 3.22) est appliquée sur le bras A. Quant à la fixation, la lame C est encastrée à l'endroit où le poussoir est installé (zone blanche, Figure 3.21B).

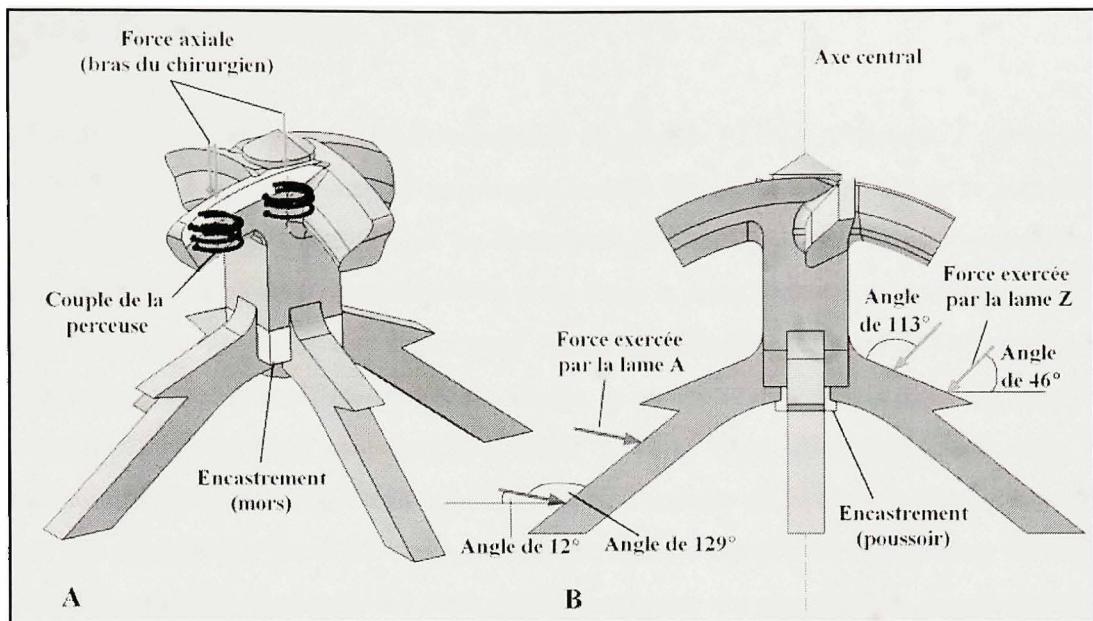


Figure 3.21 Distribution des charges sur la Lame C pour les simulations FLÛTE et BRAS.

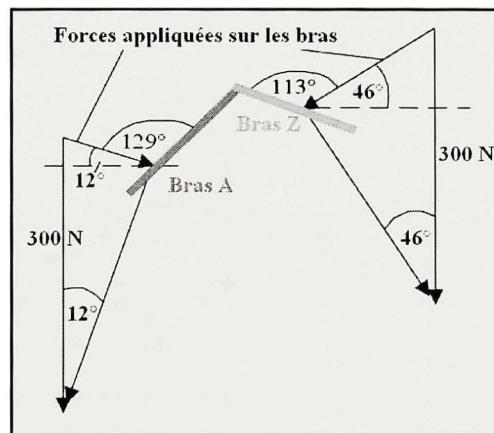


Figure 3.22 Description des angles d'application des charges du cas BRAS.

Dans le cas des deux simulations, les modèles sont maillés avec les paramètres identifiés à la section 2.5.3.2. Le modèle une fois maillé comporte 20 993 éléments.

3.4.1.2.2 Étude de sensibilité

La Figure 3.23 présente la courbe de sensibilité du modèle *FLÛTE* de la lame C (données à l'ANNEXE X). Les écarts entre les points sont inscrits sous la courbe. L'étude de sensibilité est effectuée avec cette simulation où les contraintes de Von Mises sont les plus importantes. Cette courbe présente un plateau important entre 2mm et 1mm. Ensuite, la contrainte de Von Mises augmente de façon très importante. Cette augmentation est due à une singularité géométrique se trouvant directement sur l'arête de coupe. Les écarts successifs entre les dimensions 2mm et 1mm sont de 2.8%, 2.8%, 7.3% et 4.0%. Bien que l'écart entre les dimensions 1,5mm et 1,25mm soit supérieur à 5%, l'analyse est réalisée à partir du modèle ayant des éléments de 1mm. Ce choix est effectué dans le but d'avoir la précision optimale. Le modèle aurait pu être évalué à 1,5mm mais l'écart entre ces cinq données consécutives est relativement faible et il devient donc intéressant de prendre les éléments les plus raffinés. De plus, il n'y a pas singularités géométriques aux éléments de 1mm.

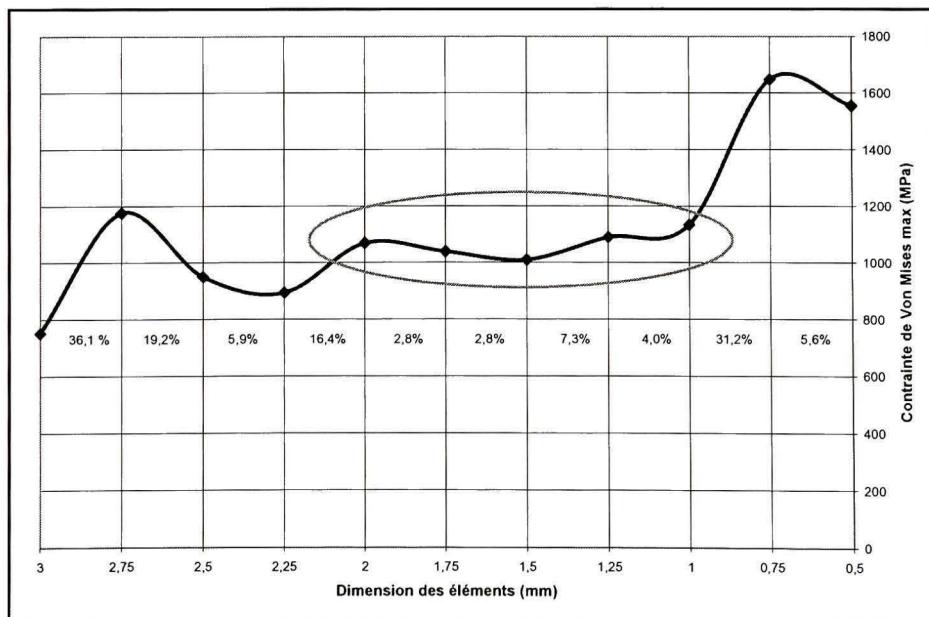


Figure 3.23 Courbe de sensibilité de l'étude par éléments finis de la lame C.

3.4.1.2.3 Distribution des contraintes

La Figure 3.24 illustre la distribution des contraintes de Von Mises pour la simulation *FLÛTE*. Les zones de concentrations de contraintes sont de part et d'autre de la base de la flûte et à la limite de l'encastrement. La contrainte maximale de 1134 MPa (zone encerclée, Figure 3.24) est située derrière la flûte.

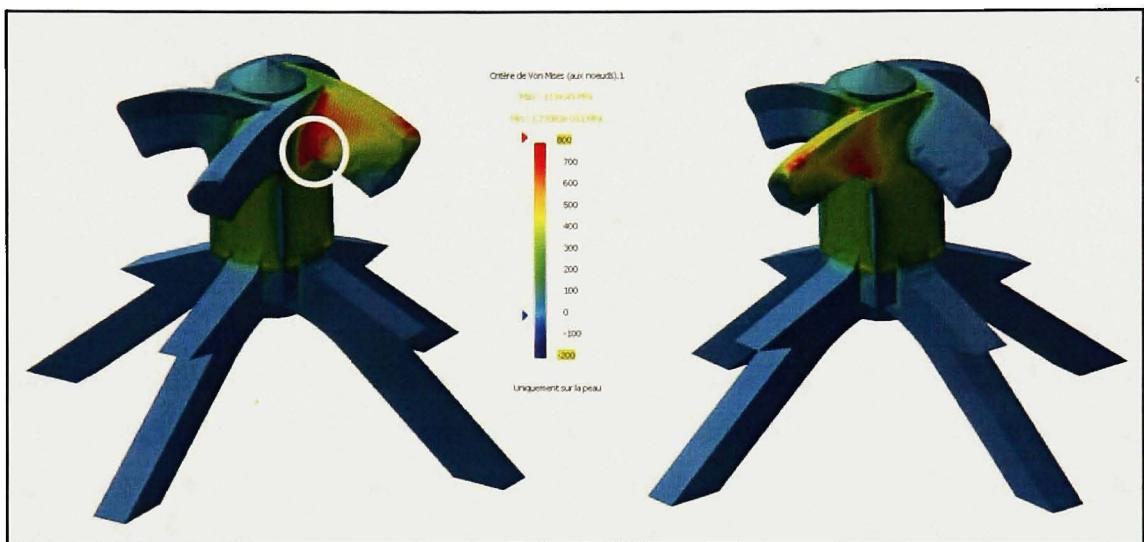


Figure 3.24 *Distribution des contraintes de Von Mises du cas FLÛTE avec un maillage de 1mm.*

La Figure 3.25 illustre le tenseur de contraintes du cas *FLÛTE*. La contrainte principale évaluée est orientée dans le sens perpendiculaire à la face antérieure de la lame C (Figure 3.25). Les charges appliquées créent une zone importante de compression (zone bleue encerclée, Figure 3.25) à 1145 MPa derrière la flûte. En outre, une zone en tension maximale (zone rouge encerclée, Figure 3.25) de 1077 MPa se retrouve au point de flexion de la flûte, près du corps de la lame.

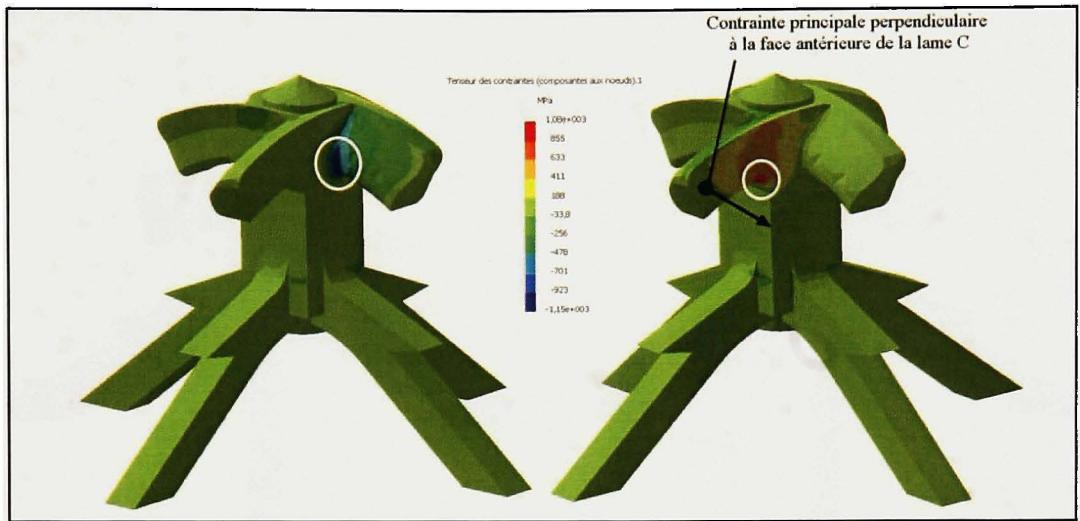


Figure 3.25 Tenseur de contraintes pour l'étude FLÛTE de la lame C.

La Figure 3.26 illustre quant à elle la distribution des contraintes de Von Mises pour la simulation *BRAS*. La contrainte maximale de Von Mises de 190 MPa est située aux abords de l'encastrement (zone encerclée, Figure 3.26), du côté où la charge est appliquée sur le bras Z. La contrainte est plus importante du côté de la lame Z même si la force appliquée est plus près de l'axe central.

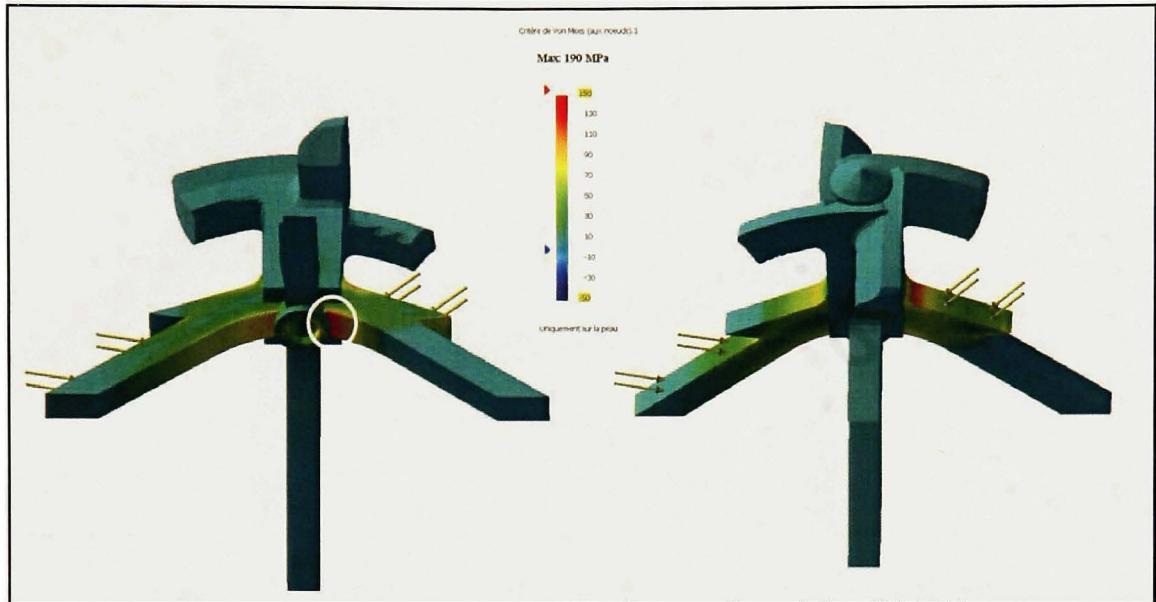


Figure 3.26 Distribution des contraintes de Von Mises du cas BRAS avec un maillage de 1mm.

La Figure 3.27 illustre le Tenseur de contraintes pour cette simulation. La contrainte principale évaluée est orientée dans le sens perpendiculaire à la face antérieure de la lame C (Figure 3.27). Puisque la force tend à fléchir les bras, il est adéquat de retrouver une zone maximale en tension (zone rouge encerclée, Figure 3.27), à 88 MPa, dans la partie supérieure du bras Z et une zone maximale en compression à 202 MPa, sous le bras (zone bleue encerclée, Figure 3.27).

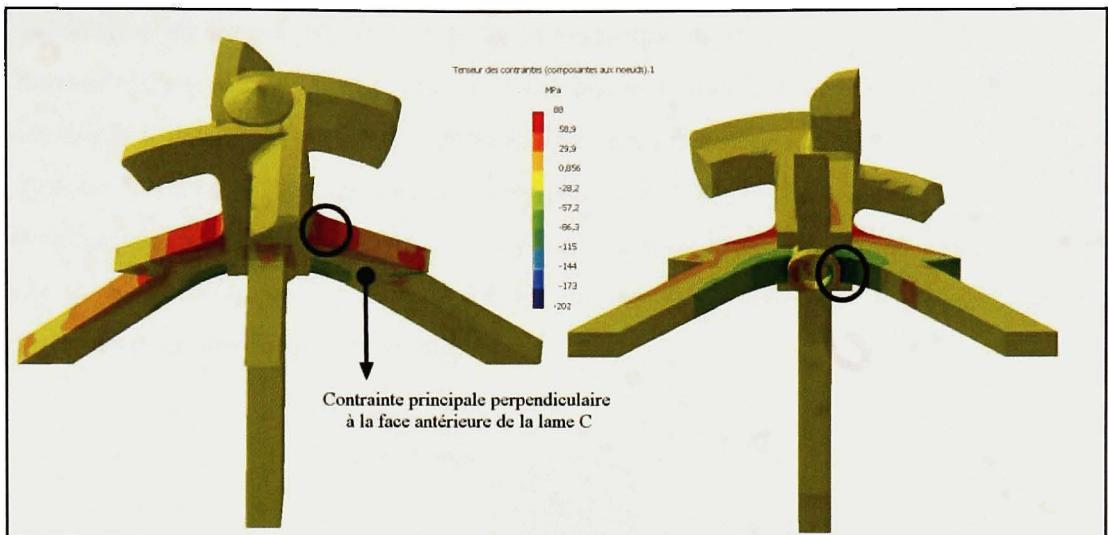


Figure 3.27 Tenseur des contraintes pour le cas BRAS de la lame C.

3.4.2 Analyse du système global

Cette section présente l'analyse par éléments finis du comportement mécanique de l'outil une fois assemblé.

3.4.2.1 Description du modèle

Le modèle est évalué au moment où toutes les lames sont coincées dans l'os et que la perceuse génère son couple maximal. Simultanément, le chirurgien applique sa force maximale sur le manche.

La Figure 3.28 présente le concept global assemblé avec les trois charges appliquées. La première charge, le couple de la perceuse, est le couple de 11,3Nm appliqué sur le manche de l'outil. La deuxième charge, la force axiale du chirurgien de 300N, est aussi appliquée sur le manche, tout comme la réalité. La troisième charge représente la force longitudinale appliquée sur la serre. Cette force tend à déplacer la serre vers le bas et à serrer les mors. La

valeur de cette force a été définie de façon empirique puisque le mécanisme de blocage des mors n'est pas encore final. Ainsi, il a été choisi d'appliquer une force de 300N qui est identique à la charge maximale appliquée par le chirurgien sur l'outil. Étant donné que le système de serrage de type engagé/désengagé n'est pas final, la serre et le manche sont simplement deux cylindres coulissant l'un dans l'autre. Quant à la roue de déploiement et son accès, ils ne sont pas inclus dans l'étude de résistance puisqu'ils seront éventuellement modifiés pour améliorer l'ergonomie.

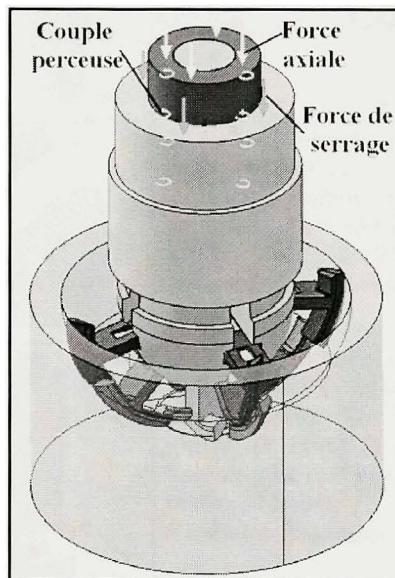


Figure 3.28 Distribution des charges sur le modèle global.

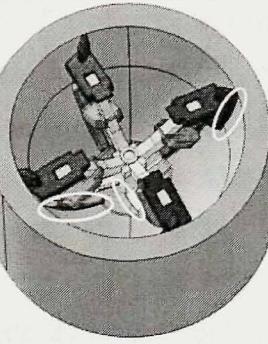
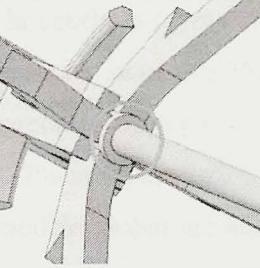
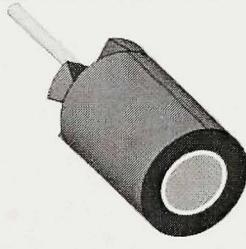
3.4.2.1.1 Définition des contacts

Puisque le modèle analysé est un assemblage, plusieurs pièces sont en contact. Une étape supplémentaire aux autres études doit donc être ajoutée. Elle consiste à définir tous les contacts entre les pièces de l'assemblage. Le Tableau 3.1 présente tous les contacts de l'assemblage en détails.

Tableau 3.1
Définition des contacts de l'assemblage

Pièces en contact	Type de connexion	Image	Faces en contact	Justification
Lame C – Mors	Simple		8 contacts répartis à 2 par mors. Chaque côté de la rainure en coin (2 faces) du mors est en contact avec la face correspondante sur la lame C. <i>2 faces/coin x 4 coins</i>	Le contact simple représente bien cette situation avec un jeu de 0mm. Si l'application du moment fait pivoter la pièce légèrement, le contact simple le prend en considération.
Lames A-Z – Mors	Simple		48 contacts répartis à 6 par lame (4 lames A et 4 lames Z). Chaque rainure des mors possède 3 faces qui sont en contact avec les lames. <i>8 lames x 6 faces en contact/lame</i>	Le jeu est aussi de 0mm. Encore une fois, le contact simple permet le décollement de la lame avec le mors lors de l'application du moment, ce qui représente la réalité.
Manche – Mors	Glissière		20 contacts répartis à 5 par mors. La base du mors est en contact avec la rainure trapèze (3 faces) et avec la base de part et d'autre de la rainure (2 faces). <i>4 mors x 5 faces/mors</i>	Le contact glissière entre les mors et le manche se fait à partir des rainures trapèzes. Le contact glissière considère qu'il n'y a pas de rotation sur les mors. Le serrage sert justement à bloquer toute rotation.
Serre – Manche	Rigide 1DDL libre		1 contact et il s'agit du lien entre le cylindre externe du manche et le cylindre interne de la serre. Le contact est rigide sauf le DDL de la translation de la serre sur le mors.	Le contact rigide bloque tous les DDL et laisse la translation de la serre possible. Par conséquent, aucune autre rotation ou translation ne peut induire de charges aux lames autres que le serrage longitudinal.
Serre – Mors	Simple		4 contacts (1 par mors) entre la face conique de la serre et la face conique de chaque mors.	Le contact simple gère la relation conique sur un cylindre. Les mors risquent de pivoter à cause du mouvement des lames (couple perceuse). Ce pivot est possible avec le contact simple.

Tableau 3.1
Définition des contacts de l'assemblage (suite)

Pièces en contact	Type de contact	Image	Faces en contact	Justification
Lames A-C-Z – Acétabulum	Rigide		12 contacts répartis à 1 par lame et 4 pour la lame C. Seule l'arête de coupe de chaque lame est en contact avec l'acétabulum.	Le contact rigide sans aucun DDL simule le cas où les lames sont coincées dans l'os et qu'aucun mouvement n'est possible.
Lame C – Poussoir	Rigide		2 contacts répartis avec 1 sur les cylindres en contact (extérieur du poussoir et intérieur trou lame C) et 1 sur les faces des extrémités (bout du poussoir et face intérieure du trou de la lame C).	Le contact rigide bloque tous les DDL. Dans la réalité, ces deux pièces sont unies par un système de goupille. Étant donné que ce n'est pas un élément critique, le contact soudé simplifie le modèle.
Poussoir – Manche	Rigide		1 contact et il s'agit du lien entre le cylindre externe du poussoir et le cylindre interne du manche. Le contact est complètement rigide.	Le but de l'étude est de vérifier la résistance des pièces critiques alors aucun intérêt à laisser place au mouvement du poussoir.
Bras A-Z de lame C – Lames A-Z	Glissière		24 contacts réparties à 3 par lame A et Z. Pour chaque lame, les deux surfaces latérales du trou sont en contact avec le bras ainsi que la face où la force de déploiement est appliquée. <i>8 lames x 3 faces/lame</i>	Le contact glissière ne permet pas de rotation entre les faces en contact et le bras. Cela évite la torsion du bras et la rotation de la lame, qui est de toute façon bloquée par les mors.

3.4.2.2 Étude de sensibilité

La Figure 3.29 illustre la courbe de sensibilité du modèle global (données à l'ANNEXE X). Les écarts entre les points sont inscrits sous la courbe. Contrairement aux autres études, l'élément 0,5mm n'est pas présent puisqu'avec le modèle global, la limite de mémoire de l'ordinateur est atteinte. De plus, seulement les pièces critiques font partie de l'étude de sensibilité puisqu'il serait trop lourd à l'ordinateur de raffiner le modèle complet. Ainsi, le raffinement de l'étude de sensibilité comprend les trois lames A, Z et C ainsi que les zones en contact avec ces lames sur les mors. Ces zones sont également raffinées afin d'éviter les incongruités de maillage aux contacts.

La courbe de sensibilité du modèle présente un plateau entre les dimensions 2,25mm et 1,5mm. Par la suite, la courbe présente un creux et une ascension très importante. Il est fort probable qu'aux dimensions 1mm et 0,75mm, il y ait présence d'une singularité géométrique ayant pour effet d'augmenter la contrainte de Von Mises. Ainsi, le modèle présente des écarts successifs de 1,7%, 0,7% et 0,5% entre 2,25mm et 1,5mm. Il semble donc adéquat de poser l'hypothèse que le modèle global est stable à une dimension des éléments de 1,5mm. Le modèle global, une fois maillé, possède 77 561 éléments.

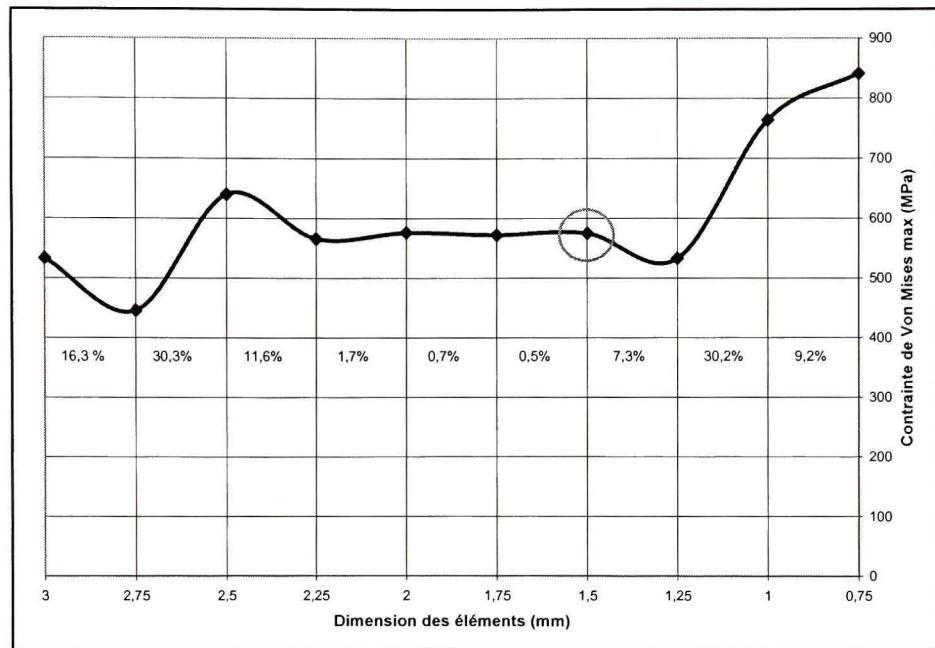


Figure 3.29 Courbe de sensibilité de l'étude par éléments finis du modèle global.

3.4.2.3 Distribution des contraintes

La Figure 3.30 illustre la distribution des contraintes de Von Mises de l'outil complet. La distribution de contrainte justifie le choix des lames comme éléments critiques puisque le reste de l'outil est plus coûteux et les charges appliquées ne semblent pas causer de problèmes de contraintes. La contrainte maximale de 576 MPa se trouve sur une lame A (zone encerclée, Figure 3.30).



Figure 3.30 Vue d'ensemble du modèle global avec les contraintes de Von Mises.

La Figure 3.31 illustre les contraintes de Von Mises des régions critiques de l'outil. Une singularité géométrique se retrouve sur le coin inférieur de la lame A. Lorsque le maillage est raffiné, c'est à ce point précis que l'augmentation de la contrainte de Von Mises se produit (zone encerclée en noir, Figure 3.31). Plusieurs solutions comme les arrondis ou les chanfreins ont été mises à l'essai afin de se départir de ce problème numérique mais sans succès. La Figure 3.31 illustre aussi la répartition des contraintes autour des rainures trapèzes entre les mors et le manche. La contrainte maximale de Von Mises à cet endroit critique au système de serrage est de 234 MPa (zone encerclée en blanc, Figure 3.31).



Figure 3.31 Vue locale du modèle global des contraintes de Von Mises.

Finalement la Figure 3.32 illustre le Tenseur des contraintes qui met en évidence la différence de distribution des contraintes entre les lames. La contrainte principale évaluée est orientée dans le sens perpendiculaire à la face antérieure de la lame A (Figure 3.32). Comme expliqué précédemment, la lame A subie davantage l'effet du couple de la perceuse puisqu'en plus d'être la plus loin de l'axe de rotation, elle est dans une position qui la met pratiquement en flexion pure. De plus, la charge axiale (chirurgien) accentue cette force de flexion appliquée au corps de la lame. Il est donc approprié de retrouver la zone de tension maximale de 108 MPa du côté tranchant inférieur (zone rouge encerclée en noir, Figure 3.32) de la lame A. La zone en compression maximale de 135 MPa retrouvée derrière la lame A est aussi à l'endroit prévu (zone bleue encerclée en noir, Figure 3.32).

Quant à la lame Z, elle ne subit pas vraiment de flexion importante mais plutôt une compression. En fait, l'effet du couple est petit puisque la lame est près du centre de rotation et la force axiale provoque plus de compression que de flexion. D'ailleurs, le côté supérieur de la face postérieure possède la zone de compression maximale à 125 MPa (zone bleue

encerclée en rose, Figure 3.32). Néanmoins, la lame Z subie une contrainte maximale en tension de 42,7 MPa sur la face inférieure (zone orangée encerclée en rose, Figure 3.32).

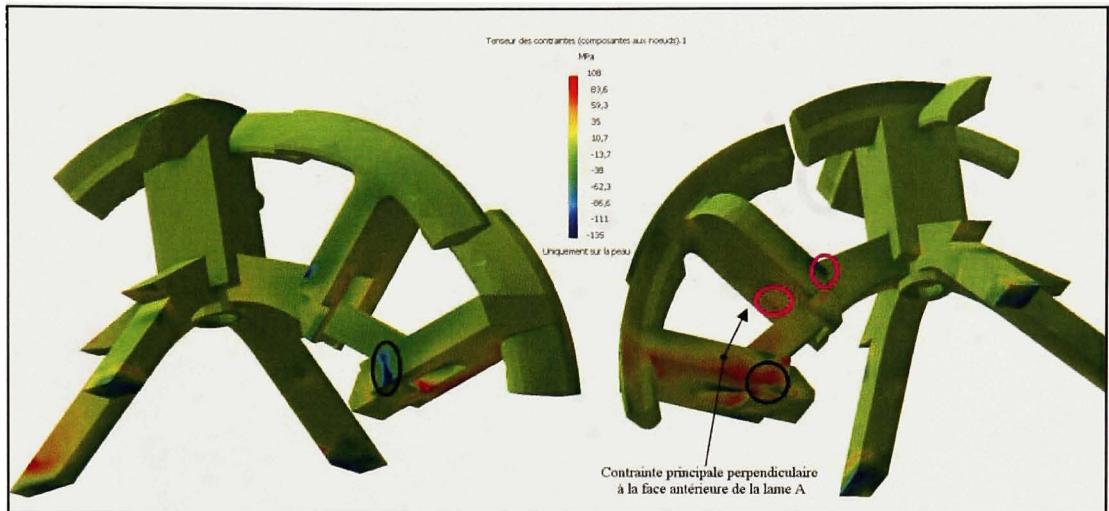


Figure 3.32 *Vue locale du tenseur de contraintes du modèle global.*

3.5 Rappel du concept final

La Figure 3.33 illustre une vue explosée du système global qui permet de bien différencier les différentes pièces.

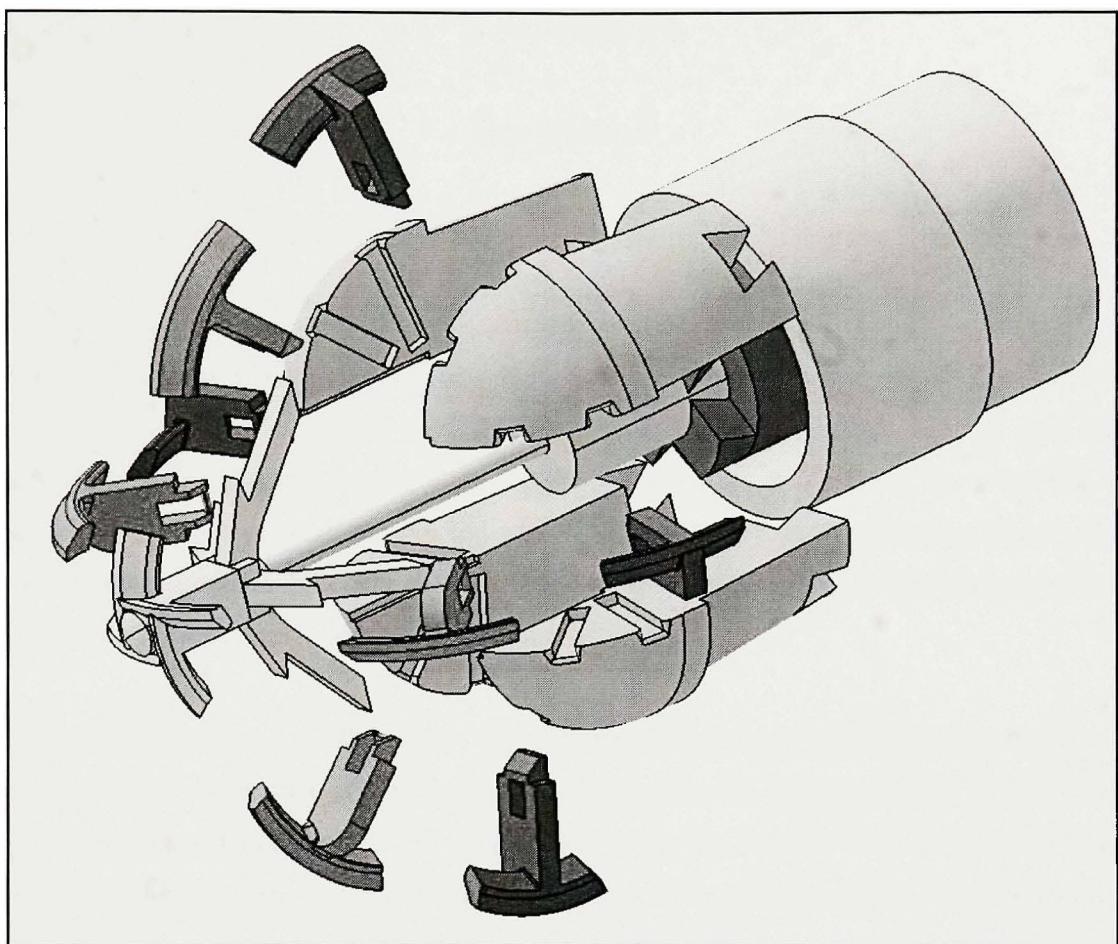


Figure 3.33 *Concept final d'alésoir acétabulaire à diamètre variable.*

CHAPITRE 4

DISCUSSION

4.1 Approche méthodologique

Lors de la conception d'un nouveau produit, en l'occurrence un alésoir acétabulaire à diamètre variable, plusieurs approches méthodologiques peuvent être employées. Dans le cadre de ce projet, l'approche du DFQ est employée et les résultats obtenus sont très satisfaisants. Le principal avantage de l'utilisation de cette méthode est certainement de concevoir et développer un produit qui répond adéquatement aux attentes des clients. Par ailleurs, cette méthode évite aux concepteurs le piège de concevoir un produit leur semblant excellent mais ne comblant pas les besoins des utilisateurs.

Plus particulièrement, la collaboration des différents utilisateurs (chirurgiens, représentants, infirmiers-ères, personnel affecté à la stérilisation) pose de solides assises au projet en pondérant l'importance des besoins. En prenant compte des attentes de ces utilisateurs et en réalisant soigneusement toutes les étapes du DFQ, la représentativité des caractéristiques critiques est grandement augmentée. Le concept choisi, qui comble le mieux ces caractéristiques, répond donc aux attentes du client.

Le choix des caractéristiques critiques représente donc une étape charnière du processus puisque le choix des concepts est fondé sur ces dernières. Traditionnellement, ces caractéristiques critiques sont déterminées en utilisant seulement les diagrammes de Pareto et des effets cumulés. La présente étude ajoute une deuxième méthode, celle des « 3N », qui permet d'augmenter la concordance de ces caractéristiques. La section 2.2.5 présente ces deux méthodes ainsi que leurs résultats respectifs. Si seulement les méthodes de Pareto et effets cumulés avaient été employées, deux caractéristiques critiques au projet auraient été écartées, soient la surface de visibilité ainsi que le temps moyen pour monter et démonter

l'outil. À l'opposé, si la méthode des « 3N » avaient été employée seule, certaines caractéristiques importantes auraient été omises comme la diminution du temps de manipulations qui est un des objectifs importants du projet. Cette différence s'explique par quelques éléments:

- Le seuil déterminé pour le diagramme d'effets cumulés a un grand impact sur les caractéristiques critiques. Toutefois, dans le cas de ce projet, l'augmentation du seuil à 80% aurait quand même écarté les deux caractéristiques ajoutées.
- La pondération des besoins provenant du sondage affecte tout le DFQ. Il suffit que les gens ayant rempli la liste soient ambiguës face à certains besoins pour ne pas leur attribuer une pondération appropriée. Par exemple, il se peut que les chirurgiens, habitués aux systèmes d'alésage conventionnels, ne pensent pas nécessairement à la possibilité d'observer l'acétabulum lors d'une chirurgie.
- La méthode des « 3N » reste passablement subjective et son utilisation seule dépend inévitablement des gens qui évaluent les caractéristiques selon les niveaux. Un biais pourrait facilement s'intégrer à cette étape.

Les deux méthodes possèdent donc leurs avantages et inconvénients. Leur combinaison a pour effet de les valider mutuellement, d'identifier les oubliés et par conséquent, de déterminer les caractéristiques critiques les plus représentatives des besoins du client.

Le deuxième élément méthodologique important de ce projet est sans doute l'utilisation de deux méthodes différentes (matrice de Pugh et matrice de décision) pour effectuer la convergence théorique. La présence de plusieurs sous-systèmes justifie l'utilisation de ces deux méthodes, qui se distinguent par l'évaluation qualitative (Pugh) ou quantitative (matrice de décision) des concepts de sous-systèmes. Par exemple, il est difficile de quantifier le nombre de pièces de deux systèmes de coupe différents comme *Taille bordure* et *Crème glacée*. Toutefois, selon leur géométrie respective, il est possible de stipuler que le concept *Crème glacée* devrait posséder moins de pièces que le concept *Taille bordure*. La matrice de

Pugh devient donc l'outil approprié pour évaluer les concepts de systèmes de coupe. En contre partie, il est plutôt simple d'évaluer quantitativement le nombre de pièces pour les systèmes de déploiement comme le poussoir ou l'agencement câble-ressort (ANNEXE VI) puisqu'ils sont composés d'éléments mécaniques communs. La matrice de décision, où tous les concepts sont évalués quantitativement selon les seuils des caractéristiques, constitue donc la méthode adéquate. Bref, lorsque les concepts d'un système doivent être évalués lors de la phase de convergence, deux possibilités s'offrent au concepteur. Si peu ou pas de caractéristiques sont quantitativement évaluables, la matrice de Pugh est employée mais s'il est relativement simple de quantifier l'évaluation des caractéristiques, la matrice de décision devient l'outil à utiliser.

De plus, une faille possible est identifiée dans la méthodologie. Cette faille n'est pas clairement mentionnée dans les fondements de la méthode et il semble pertinent de la soulever. Il s'agit de l'inter-dépendance des sous-systèmes. Ces derniers peuvent avoir beaucoup d'influence mutuelle et un biais peut s'introduire lors de leur évaluation. Par exemple, certains concepts de systèmes de coupe sont fixés sur un système de déploiement (concept *Crème glacée*, section 3.1.2) et malgré l'indication de biais, le système de déploiement est partiellement considéré lors de l'évaluation de la coupe avec la matrice de Pugh. Il faut éviter le piège d'éliminer un concept de système de coupe, non pas puisqu'il est un mauvais système de coupe mais parce que le système de déploiement associé est défaillant. Dans ce projet, le biais a été évité en associant, via l'analyse morphologique, tous les systèmes de coupe éliminés à tous les systèmes de déploiement lors de la génération de solutions des systèmes de déploiement. Étant donné qu'aucune nouvelle combinaison n'a été jugée intéressante, les concepts de systèmes de coupe avaient été éliminés avec raison. Dans le cas contraire, il aurait fallu faire un pas en arrière et réévaluer de façon appropriée les concepts de systèmes de coupe.

En évitant le biais, la combinaison des matrices de Pugh et de décision est un atout à ce projet. Leur différence offre plus de polyvalence lors de la phase de choix de la solution et

par conséquent, la méthode employée est plus adaptée au système. Les concepts choisis pour les trois sous-systèmes (coupe, déploiement, serrage) sont donc vraiment les concepts optimaux.

Lors de l'utilisation de la matrice de Pugh ou du barème d'évaluation, les caractéristiques critiques n'ont pas toutes été utilisées pour évaluer les concepts. Étant donné le prototype conceptuel, certaines caractéristiques étaient impossibles à évaluer. Le concept final a donc été choisi à partir d'une portion des caractéristiques critiques. Ceci représente une faille de la méthodologie qui est toutefois difficile corriger à ce stade d'un projet. Afin de corriger cette omission, le concept final devra éventuellement être évalué selon toutes les caractéristiques critiques.

Le dernier élément à discuter relativement à l'approche méthodologique concerne les essais expérimentaux. Le protocole expérimental et la fabrication de prototypes en sont les deux principales étapes se démarquant dans le projet. Les tests d'alésage et de fonctionnalité sont simples, peu coûteux et produisent les résultats escomptés. Les acétabulums de polyuréthane (PU) ainsi que les bassins de veau représentent bien la réalité et offre plusieurs possibilités d'expérimentation. En fait, les bassins de veau constituent le choix primaire comme matériau de test dus à leur grande ressemblance avec les acétabulums humains. Quant aux acétabulums de PU, ils sont utilisés pour effectuer des essais préliminaires ou peuvent aussi être utiles lors d'un éventuel manque de bassins animaux.

Pour ce qui est de la fabrication de prototypes, la technique du prototypage rapide, utilisée pour les tests de fonctionnalité des systèmes de déploiement et de serrage, est définitivement un atout. Avec des coûts moindres, des délais courts et une bonne précision, cette méthode est optimale pour les prototypes permettant d'évaluer le fonctionnement du mécanisme. Quant aux prototypes servant aux essais d'alésage, ceux fabriqués en laboratoire ou en usinage sont suffisants pour déterminer le système de coupe. Ils sont peu coûteux et les délais de fabrication sont raisonnables. La principale lacune du prototypage est qu'aucun prototype

du système de coupe à quatre flûtes n'a été réalisé. Ce paramètre de conception est fondé sur une hypothèse reliée aux systèmes d'usinage conventionnels.

4.2 Analyses de résistance

Pour chacun des modèles par éléments finis, une étude de sensibilité est réalisée. Si le modèle était parfaitement cohérent et qu'aucune singularité géométrique n'était présente, la courbe de sensibilité serait asymptotique. En raffinant la dimension des éléments, la contrainte de Von Mises tendrait vers une certaine valeur. Il serait ainsi possible de choisir un modèle moins raffiné et moins lourd en mémoire dont les résultats seraient semblables à ceux du modèle très raffiné et fidèle à la réalité. Dans le cas de ce projet, les études de sensibilité n'ont aucunement cette allure asymptotique puisqu'une convergence est souvent suivie d'une divergence. Par exemple, la Figure 3.18 qui illustre la courbe de sensibilité de la lame A, présente une convergence entre les éléments 1,75mm et 1,25mm. Cette convergence est suivie d'une divergence importante due à une singularité géométrique. Le modèle est donc plus stable où les éléments ne sont pas nécessairement les plus raffinés. Ainsi, au lieu de prendre le modèle le moins raffiné qui représente le mieux la réalité, c'est le modèle le plus raffiné mais stable qui est considéré. Par conséquent, le modèle choisi est plus lourd du point de vue informatique mais représente mieux la réalité. Ces études ne valident donc pas la solution mais elles sont un bon outil pour évaluer la stabilité du modèle. Dans le cadre de futures analyses par éléments finis, il faudrait éliminer les singularités géométriques et refaire l'étude de sensibilité. Cette nouvelle étude devrait avoir un comportement asymptotique où les éléments les plus fins constituaient les résultats les plus précis et représentatifs.

Ensuite, deux types de résultats sont utilisés pour effectuer l'analyse, soient les contraintes de Von Mises et le Tenseur des contraintes. Les contraintes de Von Mises servent à déterminer les points critiques des modèles tandis que le Tenseur des contraintes sert à identifier les zones en compression et en tension. La valeur des contraintes du Tenseur n'est pas analysée

puisque'elle représente seulement une contrainte principale (maximale et minimale) dans sa direction principale.

Les résultats des analyses par éléments finis sont présentés à la section 3.5. Le Tableau 4.1 résume les données relatives à la résistance de l'outil lors de la situation critique.

Tableau 4.1

Résumé des contraintes appliquées aux différents modèles par éléments finis

Modèles	Lame A	Lame C – Flûtes	Lame C – Bras	Global*
Contrainte Max Von Mises (MPa)	1606	1134	190	576

* Les contraintes maximales du modèle global se retrouvent sur la lame A.

En considérant cette limite élastique, deux contraintes de Von Mises sont analysées plus en profondeur. La première contrainte étudiée est celle de 1134 MPa subie par la lame C. Cette contrainte est près de la limite élastique de 1100 MPa et est considérée comme critique. La contrainte ne dépasse pas la limite d'écoulement mais, étant donné qu'aucun facteur de sécurité n'est présent, la pièce est critique. Afin que cette contrainte ne soit plus critique, certaines modifications géométriques devraient être effectuées sur la lame C pour augmenter sa résistance. Ensuite, en considérant la géométrie globale de l'outil, il est pratiquement certain que la charge sera partiellement répartie sur les autres pièces. En modifiant la géométrie et en répartissant la charge, la contrainte diminuera certainement de façon importante. Si cette contrainte diminue suffisamment pour respecter un facteur de sécurité, les dimensions finales pourront être établies pour la lame C. Si non, tel que discuté plus bas, d'autres modifications pourront être apportées.

Quant à la lame A, elle présente un cas encore plus problématique lors de l'étude individuelle. Si la situation critique se produit et que la lame subie une contrainte de 1606 MPa, il y aura certainement déformations plastiques et même bris. Il faut donc vérifier si ce cas de simulation par éléments finis représente fidèlement la réalité.

La situation critique représente le cas de l'outil au déploiement maximal avec la lame A coincée dans l'os, la perceuse qui génère son couple maximal et la force du chirurgien qui est maximale. Quant aux forces appliquées, elles reflètent probablement la réalité en situation extrême. Toutefois, deux éléments sont à revoir concernant le déploiement de l'outil et la distribution des charges. Tout d'abord, il serait pertinent de réévaluer le déploiement 44mm-66mm en réalisant une étude détaillée des prothèses installées en Amérique du Nord. Cela n'affecte pas le mécanisme de la solution proposée mais simplifierait les modifications à apporter à la lame A pour résister aux charges. En ayant un déploiement réduit, une plus grande surface des lames serait en contact avec les mors et augmenterait leur résistance. Ensuite, il est très difficile d'appliquer la charge sur une seule lame A. En fait, la situation critique de la lame coincée dans l'os est possible mais au même moment, il est très peu probable qu'aucune autre pièce ne subisse une proportion de cette charge. En combinant les effets réducteurs de la diminution du diamètre à aléser et de la distribution de la charge sur les autres pièces, il est fort probable que la charge soit diminuée. De plus, la géométrie de la lame devrait être modifiée afin de résister plus adéquatement à ces charges. Des rainures et chanfreins devraient être ajoutées afin d'augmenter la résistance en flexion. Comme dans le cas de la lame C, les dimensions de la lame A finale ainsi que le cas de chargement devront provoquer des contraintes respectant un facteur de sécurité établi. Lorsque cela sera respecté, il sera possible d'établir les dimensions finales de la pièce.

Dans le cas des lames A et C, une autre avenue serait d'améliorer la représentativité des conditions limites. Tel que mentionné précédemment, il est peu probable qu'une seule lame subisse l'ensemble des charges (trop critique) mais, la situation critique ne peut se résumer qu'au cas global où toutes les lames sont coincées (pas assez critique). L'application des conditions limites du cas global est appropriée puisqu'elle est très semblable à la réalité. Ainsi, un cas où seulement deux lames sont coincées dans l'acétabulum et que les charges sont appliquées au manche serait probablement plus représentatif comme situation critique. Cela provoquerait certainement une diminution des contraintes pour les cas des lames seules.

Dans le cas où il serait impossible de réduire suffisamment les contraintes (lames A et C) pour respecter le facteur de sécurité, l'étendue des diamètres à aléser pourrait être révisée. Au lieu de combler la plage 44-66mm avec un seul outil, trois outils pourraient combler une plage plus importante. Par exemple, les trois outils pourraient combler respectivement les plages : 40-50mm, 48-62mm et 60-70mm. Par conséquent, l'outil au déploiement maximal aurait une zone de contact avec les mors plus importante et la résistance serait augmentée.

Par la suite, il aurait pu être approprié de comparer les résultats des modèles par éléments finis entre eux. Cette comparaison est toutefois impossible à faire entre les lames A et C puisque les géométries sont différentes et que les charges ne sont pas appliquées de façon identique.

Quant à la comparaison entre le modèle global et le modèle des lames, la relation précise est difficile à établir. Le nombre de pièces ainsi que l'intensité des contraintes peuvent toutefois donner quelques indices. Par exemple, la lame A subit une grande partie de la contrainte sur le modèle global. Si toute la charge était distribuée sur ces quatre lames A, la contrainte de Von Mises serait équivalente au quart de la valeur évaluée dans le modèle de la lame A seule. De plus, la contrainte de Von Mises sur la lame A dans le modèle global devrait être diminuée puisque les autres lames reprennent une partie de la charge. Toutefois, le quart de 1606 MPa (lame A seule) reste inférieur à la contrainte de Von Mises de 576 MPa (lame A dans modèle global). Cette différence représente une faille du modèle. Les trois principaux éléments provoquant les erreurs dans le modèle par éléments finis sont les singularités géométriques, les éléments de contact du modèle global ainsi que les sur-contraintes de ce même modèle.

Tout d'abord, tel qu'expliqué à la section 2.5.3.3, les singularités géométriques sont des endroits du modèle où le programme est incapable de converger vers une solution réaliste. Ces points se situent souvent aux arêtes vives ou aux points d'application des forces. Dans le

cas de l'étude sur la lame A, une observation importante est effectuée à propos de la zone encastrée. Tel qu'illustré à la Figure 3.17, une protubérance de 0,002mm d'épaisseur est créée sur la surface de pression pour appliquer l'enca斯特ment. Cette surélévation provoque une inégalité sur la surface qui résulte en un coin. Le coin, lieu de rencontre de trois arêtes, constitue un point privilégié pour les singularités géométriques. De plus, ce point coïncide avec la limite de l'enca斯特ment où la contrainte de Von Mises devrait être maximale. Par conséquent, cet endroit présente une singularité géométrique où la contrainte prend des valeurs extrêmes ne reflétant pas la réalité. Afin de remédier à la situation, il faudrait envisager d'installer l'enca斯特ment directement sur les nœuds appropriés ou de créer une zone virtuelle d'application de l'enca斯特ment. Une approche de modélisation géométrique différente pourrait aussi permettre d'éviter cette singularité.

Ensuite, le deuxième élément problématique concerne les éléments de contact du modèle global. Comme expliqué à la section 3.5.3, les liaisons unissant toutes les pièces doivent être définies lors de l'analyse par éléments finis du modèle global. Contrairement à certains logiciels qui n'ont qu'un seul type de contact, CATIA possède une grande variété de ces contacts. Dans plusieurs cas, les différences entre les types sont subtiles mais les conséquences sont importantes. Plusieurs études ont été réalisées afin de comprendre le fonctionnement de ces contacts pour des cas simples mais certaines interrogations persistent. En fait, la plus grande interrogation concerne la différence entre le contact *glissière* et le contact *simple*. Les deux types permettent le déplacement relatif de deux pièces dans le plan tangentiel. Dans le plan normal au contact, le contact glissière unit les pièces et le contact simple permet leur mouvement relatif, tout en restant à une distance supérieure au jeu défini. En principe, cela signifie que le contact simple permet la rotation relative de deux pièces et le contact glissière l'empêche.

Il semble donc adéquat que tous les contacts entourant le serrage des lames soient des contacts *simples*. Lorsque le couple de la perceuse est appliqué, les lames ont certainement tendance à pivoter, ne permettant pas le contact continu avec les mors. Quant aux contacts

glissières, le modèle en possède deux, soient l’union des bras de la lame C aux trous carrés des lames A et Z et l’union des mors au manche, via les rainures trapèzes. Le blocage de la rotation entre les bras de la lame C et les autres lames reste approprié puisqu’aucune rotation n’est possible avec la présence des mors. Toutefois, le questionnement persiste pour l’autre contact *simple*, entre les mors et le manche. Lors de l’application du couple de la perceuse, les lames tendent à pivoter et par conséquent, à écarter les mors. Cet écartement entraîne une légère rotation qui est bloquée par la serre. Bien que cette rotation soit pratiquement nulle, elle existe et c’est pourquoi elle se situe à la limite entre les deux types de contacts. L’inquiétude provient du fait que la différence des contraintes de Von Mises sur la lame A est environ trois fois plus grande lorsque le contact *simple* est employé. L’hypothèse posée est que cela soit dû à une rotation trop importante des mors qui provoque une compression exagérée sur la lame A. C’est pourquoi le contact *glissière* représentant le mors *glissant* dans la rainure trapèze sans pivotement est employé. Cet élément reste tout de même à valider lors d’une étude ultérieure.

Le troisième élément problématique du modèle concerne les sur-contraintes. Les sur-contraintes proviennent de degrés de liberté (DDL) bloqués à plus d’une reprise pour une même pièce. Si le même degré de liberté (DDL) est bloqué par plus d’un élément contact, deux éléments peuvent agir l’un contre l’autre et contribuer à augmenter le niveau de contraintes prédit par le modèle. L’interface entre les mors et le manche, via la rainure trapèze est un exemple de sur-contrainte (Figure 4.1). Pour chaque mors, cinq surfaces sont en contact de type glissière (2 surfaces bleues et 3 surfaces rouges, Figure 4.1). D’après la définition du contact glissière, deux translations ainsi qu’une rotation sont libres. Ainsi, les trois interfaces en rouge présentent une sur-contrainte puisqu’ils bloquent tous les trois la translation verticale. Si une force verticale est appliquée à la face supérieure (face no.2, Figure 4.1), les sections à droite et à gauche de la rainure sont étirées au lieu d’être libres. Elles sont en traction puisqu’elles sont retenues par les contacts aux faces no.1 et 3 (Figure 4.1). Le modèle est donc sur-contraint et provoque des contraintes n’existant pas en réalité.

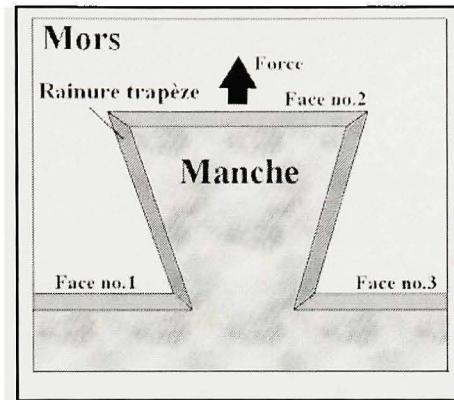


Figure 4.1 Interfaces en contact créant des sur-contraintes.

Ces sur-contraintes sont donc présentes à quelques endroits dans le modèle. Elles n'augmentent pas nécessairement les valeurs critiques mais ont certainement une influence sur la validité générale du modèle. Une étude approfondie de tous les contacts devrait être effectuée afin d'évaluer la quantité de ces sur-contraintes et leurs conséquences.

Finalement, le module éléments finis du logiciel CATIA V5R16 n'est peut-être pas idéal pour ce type d'analyses. Au début des analyses de résistance, il était adéquat et plus simple à utiliser puisque les modélisations avaient été effectuées avec ce dernier. Toutefois, le module d'analyse structurale manque de polyvalence et ne permet pas l'analyse nœud par nœud. C'est pourquoi un logiciel conçu précisément pour effectuer des analyses par éléments finis serait probablement plus approprié.

4.3 Critique de la solution proposée

Tout d'abord, la solution proposée se démarque de tous les concepts d'alésoirs à diamètre variable présentés au Chapitre 1. L'étude de brevetabilité effectuée par la firme Gestion Valéo avant le dépôt du brevet provisoire « Acetabular reamer » de (Petit et al., 21 août 2007) en fait foi. Plus précisément, cette étude visait à vérifier la brevetabilité de l'outil en s'assurant qu'aucune revendication n'entre en conflit avec celles du brevet déposé

(APPENDICE A). Le concept d’alésoir acétabulaire à diamètre variable proposé est donc innovateur.

Toutefois, la solution pourrait être innovatrice sans répondre adéquatement aux besoins du client. L’évaluation de la solution finale réalisée avec le barème d’évaluation (section 3.4) démontre l’efficacité du concept à combler les besoins. La solution proposée comble à 85% les caractéristiques critiques évaluées. Ce résultat démontre que la plupart des caractéristiques sont complètement comblées. Il présente aussi les quelques lacunes qui pourraient éventuellement être corrigées.

Il est aussi pertinent d’évaluer le concept final par rapport aux contraintes (obligations du projet) et aux notes à la conception (Tableau 2.2). Le concept fait de titane respecte totalement deux contraintes, soient la biocompatibilité et la non corrosion. Le concept permet aussi les incrémentations au mm près avec le mécanisme de roue de déploiement et son pas de 2mm. Ensuite, le concept doit être fiable. La fiabilité représente l’ensemble des caractéristiques faisant en sorte que l’outil fonctionne toujours de façon appropriée, à travers l’éventail des situations auxquelles il est mis à l’épreuve. Cette contrainte est difficile à évaluer sur un prototype conceptuel. C’est d’ailleurs pourquoi plusieurs expérimentations aux situations extrêmes seront éventuellement effectuées. Quant à l’ergonomie, une phase de développement est prévue à cet effet. Pour le moment, le manche est strictement conçu pour être fabriqué par la machine de prototypage rapide. Certains détails de l’activation et du serrage doivent également être améliorés pour que l’outil puisse être utilisé avec une seule main. Finalement, la dernière contrainte concerne l’étendue des diamètres d’alésage. Tel que discuté précédemment, cette étendue devrait être revue avec une étude approfondie des diamètres d’alésoir utilisés en salle d’opération. Une telle étude pourrait justifier ou non le besoin d’aléser aux diamètres extrêmes.

Pour ce qui est des notes à la conception, il serait approprié de pouvoir désaxer le manche et de rendre l’outil recyclable. Le désaxement du manche facilite l’accès à l’acétabulum lors de

la chirurgie en contournant le fémur. Ces caractéristiques ne font pas partie de la solution finale mais pourraient être incorporées dans un futur modèle.

Par ailleurs, il est pertinent d'évaluer le concept par rapport aux objectifs mêmes du projet. Ces objectifs sont principalement de réduire: le nombre de manipulations, le nombre d'instruments, le temps opératoire, les risques d'infection ainsi que le temps relié à la stérilisation. Le concept proposé répond directement aux quatre premiers objectifs. Le nouvel outil réduit certainement le nombre de manipulations puisque le chirurgien évite maintenant toutes les entrées et sorties de la plaie. Il réduit aussi le nombre de pièces à manipuler puisque dorénavant, une seule pièce est utilisée lors de l'alésage acétabulaire. En réduisant le nombre de manipulations et le nombre d'instruments, il réduit également le temps opératoire et diminue fort probablement les risques d'infection. En fait, en ayant moins d'outils et en évitant les entrées et sorties de la plaie, le risque d'infection et d'erreurs chirurgicales est grandement diminué. Par contre, l'objectif concernant la stérilisation est partiellement atteint. L'outil est prévu pour être complètement démontable mais il reste une étude complète à effectuer pour atteindre entièrement cet objectif. Certaines études à venir tenteront aussi de diminuer ce temps de stérilisation en rendant, par exemple, ce produit jetable ou recyclable. Quant à la réduction des coûts engendrés par l'instrument, des études de manufacturabilité et de cycle de vie doivent être réalisées.

Finalement, il est pertinent de résumer les avantages (+) et les inconvénients (-) de la solution finale :

- + L'outil couvre l'étendue de diamètres à aléser 44mm à 66mm.
- + L'outil possède peu de pièces différentes (sept).
- + L'outil se démonte rapidement.
- + Une fois assemblé, l'outil constitue une seule pièce.
- + L'outil permet de diminuer le nombre de manipulations chirurgicales.
- + L'outil offre théoriquement une bonne précision d'alésage.
- + L'outil réduit grandement l'espace requis pour l'instrumentation en salle d'opération.

- L'outil est relativement compliqué à assembler.
- Les lames sont de petite taille.
- Le changement de diamètres nécessite trois manœuvres (dé-serrage, déploiement, serrage).

En outre, plusieurs éléments concernant un éventuel développement sont mentionnés dans le travail. Voici une liste de ces éléments qui seront éventuellement évalués :

- Ergonomie du manche;
- Évaluer plus précisément l'étendue des prothèses installées au Canada;
- Serrage de type engagé/désengagé;
- Possibilité que le manche soit désaxé;
- L'outil serait jetable ou recyclable afin de diminuer les temps alloués au nettoyage, au transport, à la stérilisation et à l'emballage;
- Analyse de manufacturabilité;
- Déterminer le facteur de sécurité adéquat;
- Évaluer le concept final par rapport à l'ensemble des caractéristiques critiques.

Certaines expérimentations doivent aussi être réalisées :

- Évaluation de la fiabilité de l'outil;
- Évaluation des vibrations causées par l'outil;
- Évaluation du fini de surface;
- Évaluation de la résistance de l'outil aux situations critiques;
- Évaluation de la technique de coupe (nombre de lames et angles de coupe)

Il est important de noter que le système de coupe proposé pourrait être remplacé par un système aux angles différents ou même, un système de type « râpe à fromage ». Au lieu d'avoir une lame avec un tranchant, la lame aurait une portion de râpe (voir figure 16 du

brevet provisoire présenté à l'Appendice A). Le fait que le système de déploiement permette cette polyvalence est d'ailleurs un atout important.

En quelques mots, la solution proposée comble la plupart des besoins du client et possède plusieurs caractéristiques intéressantes. Même si l'outil possède certaines faiblesses, elles n'entraînent pas le bon fonctionnement de ce dernier. De plus, plusieurs possibilités de développement sont proposées afin de rendre l'outil plus prometteur. Certaines expérimentations doivent aussi être effectuées avec un prototype pour valider le bon fonctionnement. Si les lacunes sont corrigées, que les développements sont effectués et que le prototype résiste aux expérimentations, le produit sera un succès.

CONCLUSION

Le but principal de ce projet était de concevoir un alésoir acétabulaire à diamètre variable. En fait, le but était de concevoir un alésoir répondant mieux aux besoins des utilisateurs. Ces deux énoncés auraient pu s'opposer puisque l'outil répondant mieux aux besoins n'est pas nécessairement à diamètre variable. C'est d'ailleurs cet élément qui a encouragé l'utilisation de l'approche méthodologique de la DFQ. En utilisant cette méthode, il était certain que le projet ne serait pas un rêve d'ingénierie mais bien un produit répondant aux besoins de l'utilisateur. La participation des différents utilisateurs a d'ailleurs grandement contribué à poser de solides assises au projet.

La solution proposée dans ce mémoire est donc un outil qui améliore la plupart des désavantages de l'instrumentation conventionnelle. L'outil réduit grandement le nombre de pièces puisqu'avec une seule pièce, tous les diamètres sont alésables. Les plateaux d'alésoirs actuellement utilisés engorgent une partie de la salle d'opération et sont une préoccupation continue pour le personnel. Le peu d'espace requis par la nouvelle instrumentation représente un facteur d'impact important. De plus, pour chaque changement de diamètre, l'utilisateur n'a qu'à débloquer la serre, tourner la roue de déploiement et bloquer la serre à nouveau. Une fois l'alésage terminé, l'outil se démonte en quelques secondes. En amenant la serre à sa position minimale, les mors sont glissés dans leur rainure respective et toutes les lames A et Z tombent dans le plateau. Ensuite, il est très rapide de retirer l'ensemble poussoir-lame C et la serre. L'outil est donc prêt à être nettoyé et stérilisé. La nouvelle solution est aussi très simple. La simplicité représente un facteur important puisque plusieurs utilisateurs, ayant des connaissances différentes, auront à manipuler cet outil. Un outil plus complexe aurait certainement créé des embûches et aurait pu mener ces utilisateurs à mettre l'outil de côté et revenir à l'ancien modèle.

Certains paramètres restent à être modifiés. Par exemple, certaines modifications sont prévues pour que ces étapes de déploiement soient faites avec une seule main. Ainsi, l'outil

reste toujours dans la plaie et évite les contacts avec les tissus environnants à chaque incrément diamétral. De plus, il semble important que l'assemblage de l'outil soit simplifié. Pour l'instant, l'outil est facile à démonter après la chirurgie. Toutefois, il demande quelques connaissances spécifiques pour effectuer l'assemblage une fois l'outil stérilisé. Certaines pièces pourraient être ajoutées afin que toutes les pièces restent unies pour la stérilisation. Néanmoins, ces modifications sont relativement minimes et n'entravent absolument pas le succès du projet.

La prochaine étape du projet consiste à corriger les quelques éléments mentionnés et à fabriquer un prototype. Ce premier prototype complet et fonctionnel servira à expérimenter l'outil dans un grand éventail de situations. Cette série d'expérimentations entraînera certainement quelques modifications. Si ces expérimentations s'avèrent un succès, les quelques modifications seront effectuées et le projet pourrait avoir une suite clinique. Le fait que le projet ne soit pas un implant simplifie d'ailleurs énormément la partie éthique des essais.

Bref, l'objectif du mémoire est atteint et la solution proposée répond aux attentes du client. Les quelques lacunes de la solution sont clairement identifiées et seront modifiées éminemment. L'avenir du projet réside dans une série de nouvelles expérimentations qui pourraient être éventuellement suivies d'une phase d'essais cliniques.

ANNEXE I

LES BESOINS DU CLIENT

La liste suivante représente les besoins que vous pourriez avoir pour un nouveau design d'alésoir acétabulaire. Ces besoins ont été établis à partir d'entrevues et de recherches dans la littérature. Pourriez-vous pondérer ces besoins avec une côte allant de 1 à 5, 1 étant un besoin très peu important et 5, un besoin très important. Essayez de répartir le mieux possible vos côtes de 1 à 5. De plus, si vous avez des suggestions de besoins supplémentaires qui ont été omis, veuillez les indiquer dans la zone prévue à cet effet. La liste est séparée en 4 parties, soit l'alésoir (partie hémisphérique avec les couteaux), le manche (reliant l'alésoir à l'outil rotatif («drill»)), le polyéthylène d'essai et une partie générale qui présente les besoins de toutes ces pièces. Si vous n'avez aucune idée sur le besoin, veuillez cocher la colonne **99**.

No	Parties	Groupes	Besoins	Côte	99
1	Alésoir	Coupe	Précision	1 2 3 4 5	
2			Aiguiser peu fréquemment	1 2 3 4 5	
3			Éviter la nécrose de l'os due à la chaleur	1 2 3 4 5	
4		Os alésé	Extraire l'os alésé	1 2 3 4 5	
5			Accès facile à l'os alésé (greffe)	1 2 3 4 5	
6			Étendre la greffe osseuse	1 2 3 4 5	
7		Manipulations	Pouvoir observer facilement le fond de l'acétabulum	1 2 3 4 5	
8			Changer de diamètre d'alésage rapidement	1 2 3 4 5	
9	Manche	Ergonomie	Plusieurs positions possibles de la poignée	1 2 3 4 5	
10			Bonne préhension	1 2 3 4 5	
11			Minimiser les vibrations	1 2 3 4 5	
12			Léger	1 2 3 4 5	
13			Compact	1 2 3 4 5	
14	Polyéthylène d'essai	Manipulations	S'installe facilement	1 2 3 4 5	
15			Bonne stabilité lorsqu'installé	1 2 3 4 5	
16			S'enlève facilement	1 2 3 4 5	
17		Options	Avoir l'option de la lèvre de 10°	1 2 3 4 5	
18	Général	Résistance	Résister aux impacts	1 2 3 4 5	
19			Résister en fatigue (chargements répétitifs)	1 2 3 4 5	
20			Résister aux efforts demandés	1 2 3 4 5	
21		Manipulations	Diminuer le nombre de pièces à manipuler	1 2 3 4 5	
22			Diminuer le nombre de manipulations	1 2 3 4 5	
23			Pénétrer facilement l'acétabulum	1 2 3 4 5	
24			Demande peu d'efforts au chirurgien orthopédiste	1 2 3 4 5	
25		Hors salle d'opération	Simple à démonter	1 2 3 4 5	
26			Diminuer le temps de préparation de l'outil (manipulations, stérilisation, emballage)	1 2 3 4 5	
27		Général	Coût abordable	1 2 3 4 5	
28			Matériaux recyclables (aspect environnemental)	1 2 3 4 5	

Profession : _____

Commentaires ou suggestions :

Rep	Orthopédistes						Résidents						Infirmiers						Orthopédistes et résidents														
	1		2		3		4		5		6		1		2		3		4		5		6		μ	σ	μ	σ	μ	σ	Pondération ajustée		
	1	2	μ	σ	1	2	3	4	5	6	μ	σ	1	2	3	4	5	6	μ	σ	1	2	3	4	5	6	μ	σ	μ	σ	μ	σ	
Alésoir	Coupe	5	5	0	5	4	5	5	5	4	5	4	5	4	5	4	5	4	5	4	5	5	5	5	5	4	4.8	0.41	4.8	0.41	5	0.45	
	Precision	4	3	3.5	0.70711	4	3	3	3	3	2	3	3	3	3	3	2	3	3	2	3	3	2	3	3	2	3	3	2	3	3	2	3
	Augurer peu fréquemment	5	5	4	3.4	1.41421	5	5	4	4	5	4	4	5	4	4	5	4	4	5	4	5	5	5	5	4	4.5	0.84	3.6	1.00	3	0.79	
	Éviter la nécrose de l'os due à la chaleur	3	5	5	4	3.5	0.70711	4	3	4	5	4	4	5	4	4	5	4	4	5	4	5	5	5	5	4	4.2	0.72	4.2	0.72	4	0.77	
	Extraire l'os alvéolé	6	5	5	3	5	4	4	3	3	3	3	3	3	3	3	3	4	4	4	2	3.5	0.84	4	5	5	5	4.8	0.41	3.9	0.91	3.4	0.67
	Accès facile à l'os alvéolé (griffe)	3	3	0	3	0	4	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	4	2	3.3	1.03	4	5	5	4	4	4.3	0.82	3.6	0.89	3.3	0.75
	Étendre la greffe osseuse	3	3	0	2	3	3	4	3	2	2.83	0.75	2	3	3	3	3	3	3	2.8	0.41	3	5	5	4	3	4.2	0.98	3.3	0.91	2.8	0.58	
	Pouvoir observer facilement le fond de l'acétabulum	2	4	3	1.41421	5	5	3	5	3	4.33	1.03	4	4	5	3	4	5	3	3.8	0.75	3	5	5	4	4	4.0	0.82	3.9	0.94	4.1	0.90	
	Changer de diamètre d'aéssage rapidement	5	4	4.5	0.70711	5	4	4	4	3	5	4.17	0.75	3	4	3	5	4	3	3.8	0.75	4	5	5	4	3	4.0	0.89	4.1	0.76	4.0	0.74	
	Plusieurs positions possibles de la poignée	3	4	3.5	0.70711	4	3	2	3	4	3	3.17	0.75	3	4	3	4	2	3.3	0.82	3	4	4	4	3	3.5	0.58	3.3	0.69	3.3	0.75		
Manche	Bonne préhension	3	4	3.5	0.70711	5	4	3	3	3	3	3.67	0.82	3	4	3	4	5	4	3.8	0.75	4	5	4	4	4	4.2	0.41	3.9	0.67	3.8	0.75	
	Minimiser les vibrations	3	3	0	5	4	3	2	3	2	3.17	1.17	3	4	3	3	2	3	3.01	0.63	3	4	3	3	3.3	0.50	3.1	0.76	3.1	0.90			
	Léger	1	2	1.5	0.70711	5	3	1	2	3	1	2.40	1.52	2	2	4	3	2	4	2.8	0.98	3	5	5	4	3	3.8	0.98	2.9	—	2.7	1.23	
	Compact	2	4	3	1.41421	5	3	4	2	5	2	3.50	1.38	3	1	4	3	5	3	3.2	1.33	3	5	4	4	4	3.8	0.75	3.5	1.15	3.3	1.30	
	S'installe facilement	5	3	4	1.41421	5	4	5	4	3	4	4.17	0.75	4	3	5	4	5	4	4.2	0.75	5	5	4	4	4	4.3	0.60	4.2	0.71	4.2	0.72	
	Bonne stabilité lorsqu'il s'installe	5	4	4.5	0.70711	4	5	5	4	4	4.50	0.55	5	4	5	4	5	4	5.47	0.75	5	5	5	4	4.8	0.56	4.6	0.50	4.6	0.51			
	S'enlève facilement	5	3	4	1.41421	5	5	5	3	3	3.00	1.10	4	3	4	5	4	5	4	4.2	0.75	5	4	5	4	4	4.0	0.32	4.1	0.87	4.1	0.90	
	Options	3	4	3.5	0.70711	4	5	3	3	3	3.83	0.98	4	2	5	4	5	4	3.8	0.98	3	5	5	4	3	3.8	0.98	2.9	—	2.8	1.23		
	Résister aux impacts	5	2	3.5	2.12132	4	4	3	3	3	3.33	0.52	3	2	4	3	2	3	2.6	0.75	4	4	4	4	4	4.0	0.00	3.4	0.82	3.1	0.67		
Général	Résistance	4	5	4.5	0.70711	4	4	4	3	4	2	3.50	0.84	3	2	5	4	2	3	3.2	1.17	4	4	4	4	3	3.8	0.41	3.6	0.88	3.3	0.98	
	Résister aux efforts demandés	4	5	4.5	0.70711	3	4	3	5	3	3.67	0.82	3	2	5	4	2	4	3.3	1.21	4	5	4	4	5	3	4.2	0.25	3.8	0.95	3.5	1.00	
	Diminuer le nombre de pièces à manipuler	4	4	4	0	5	4	3	4	3	3.67	0.82	4	4	4	3	4	3	3.6	0.41	3	4	4	4	3	3.5	0.55	3.7	0.57	3.8	0.62		
	Diminuer le nombre de manipulations	4	3	3.5	0.70711	5	4	3	4	3	3.67	0.82	3	4	5	4	5	4	4.2	0.75	4	4	4	4	4	4.0	0.00	3.9	0.84	3.9	0.79		
	Pénètre facilement l'acétabulum	3	4	3.5	0.70711	5	4	5	5	4	4.67	0.52	4	5	5	4	5	4	4.5	0.55	5	5	5	4	4.8	0.50	4.5	0.62	4.6	0.51			
	Demande peu d'efforts au chirurgien orthopédiste	4	3	3.5	0.70711	4	4	4	3	4	3.83	0.41	3	3	5	4	3	4	3.7	0.82	2	4	4	3	3.3	0.96	3.6	0.70	3.8	0.62			
	Simple à démonter	5	4	4.5	0.70711	3	2	3	3	2	2.67	0.52	3	3	3	3	3	3	1.27	0.82	4	5	4	4	4	4.3	0.52	3.4	1.04	2.7	0.65		
	Hors salle d'opération	5	2	3.5	2.12132	3	3	3	3	3	3.00	0.00	3	3	4	5	3	3	3.5	0.84	5	5	5	4	4.3	0.82	3.6	0.86	3.3	0.65			
	Diminuer le temps de préparation de l'outil (manipulations, stérilisation, emballage)	2	1	1.5	0.70711	3	3	3	4	2	3.00	0.71	3	4	3	3	5	4	3.7	0.82	3	5	5	2	3.8	1.50	3.2	1.15	3.4	0.81			
	Cout abordable	3	1	2	1.41421	2	3	3	2	3	2.50	0.55	5	4	3	4	1	1	3.0	1.67	3	4	5	3	4	4.0	0.89	3.1	1.28	2.8	1.22		
	Matériaux recyclables (aspect environnemental)	3	1	2	1.41421	2	3	3	2	3	2	2.50	0.55	5	4	3	4	1	1	3.0	1.67	3	4	5	3	4	4.0	0.89	3.1	1.28	2.8	1.22	

L'individu no 6 des infirmiers est un préposé à la stérilisation. Les données en vert sont des cases qui étaient vides et qui ont été attribué par la moyenne.

ANNEXE II

CAHIER DES CHARGES

CAHIER DES CHARGES FONCTIONNEL

Alésoir acétabulaire à diamètre variable

Jean-Sébastien Mérette

Le 13 décembre 2007

Définition du projet

Hypothèse

L'hypothèse sur laquelle repose ce projet est qu'il est possible de simplifier les manœuvres préparatoires et chirurgicales et de réduire les risques de complication en optimisant le design de l'instrument chirurgical actuellement utilisé.

Objectifs

L'objectif général de ce projet est donc de concevoir et fabriquer le prototype fonctionnel d'un instrument médical de préparation de la surface acétabulaire pour l'implantation de la prothèse de la hanche.

De façon spécifique, l'instrument devra permettre de :

- Réduire le nombre de manipulations nécessaires lors de l'alésage de la surface de l'acétabulum;
- Réduire le nombre d'instruments médicaux à manipuler lors de cette intervention;
- Réduire le temps d'opération, les risques d'infection ainsi que les erreurs chirurgicales;
- Réduire le temps nécessaire au nettoyage, au transport, à la stérilisation et à l'emballage des instruments.

Contraintes du projet

No	<i>Contraintes</i>
1	L'outil est biocompatible
2	L'outil possède une étendue d'alésage allant de 44 à 66mm
3	L'outil ne corrode pas
4	L'outil est fiable
5	L'outil est ergonomique
6	L'outil s'incrémente de 1mm sur le diamètre lors du déploiement
7	L'outil résiste à une force d'impact sur l'endroit le plus faible
8	L'outil résiste à un nombre de cycles
9	L'outil résiste à une certaine force de torsion sans se déformer plastiquement
10	L'outil résiste à une certaine force de compression sans se déformer plastiquement
No	Notes à la conception
1	Le manche de l'outil est désaxé
2	L'outil est recyclable

Références

Système d'unités

Le Système International de mesures (SI) sera utilisé. Les mesures seront exprimées dans les unités de base du système SI et leurs dérivées. Le tableau 1 présente les unités de base.

Tableau 1

Unités de base utilisées

Quantité exprimée	Unité	Symbole
Longueur	Millimètre	mm
Masse	Gramme	g
Volume	Millilitre	ml
Temps	Seconde	s
Température	degré Celsius	°C
Force	Newton	N
Pression	MégaPascal	MPa

Système de coordonnées

Le système de coordonnées utilise un repère OXYZ défini comme suit (voir la figure 1).

- X correspond à l'axe aligné avec la tige horizontale de la croix de la fraise
- Y correspond à l'axe aligné avec la tige verticale de la croix de la fraise
- Z correspond à la longueur du manche à partir du centre de l'hémisphère

Note 1: Les forces, déplacements et autres valeurs sont tous positifs dans le sens positif des axes.

Note 2: Les moments (torsion, flexion) respectent la règle de la main droite.

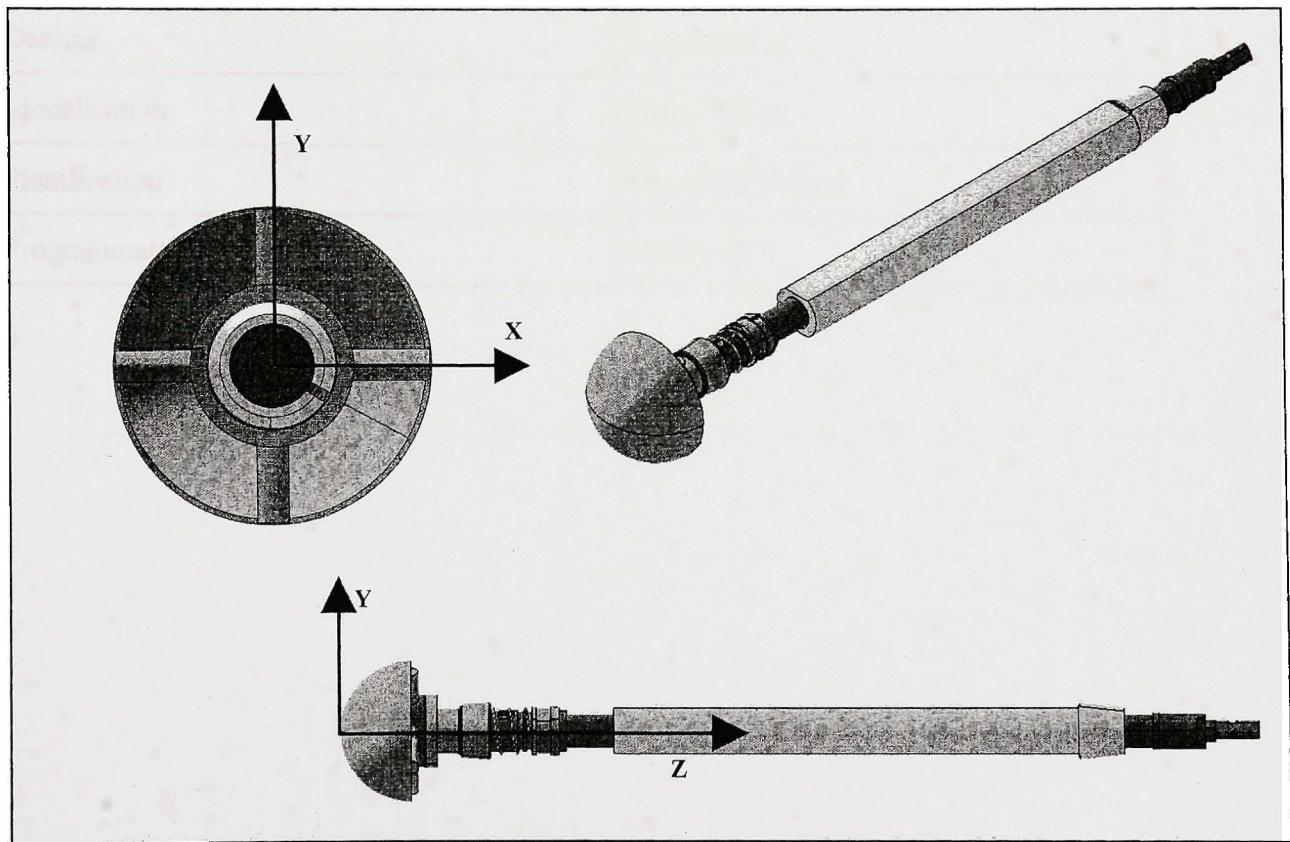


Figure 1 Schéma du système de coordonnées de référence

Logiciels

Pour uniformiser les documents et les dessins, le tableau 2 présente la liste des logiciels à utiliser pour la production de ceux-ci.

Tableau 2

Logiciels à utiliser

Applications	Logiciels
Document	Microsoft Word version XP
Présentation	Microsoft PowerPoint version XP
Chiffrier électronique (calculs)	Microsoft Excel version XP
Dessins	Catia V5R16
Modélisation	Catia V5R16
Planification	Microsoft Project
Programmation	Matlab R12

Les critères d'appréciation

La caractérisation des fonctions donne lieu aux critères d'appréciation (comprenant des niveaux et des flexibilités) qui décrivent la façon dont une fonction est remplie ou une contrainte est respectée. Elle est présentée comme suit.

Numérotation	Permet de relier la caractéristique au besoin relié. Les caractéristiques sont numérotées de 1 à 30 et les besoins de A à X.	
Définition	Définit le critère d'appréciation le plus précisément possible.	
Mesure	Indique de quelle façon le critère d'appréciation sera mesuré ou vérifié une fois la conception terminée. Au besoin, un dessin accompagne les explications.	
Cible	Donne la valeur cible du critère d'appréciation.	
Flexibilité	Donne la possibilité de moduler le niveau. Des chiffres ou les qualificatifs suivants seront alors utilisés :	
	F0 flexibilité nulle	signifie impératif
	F1 flexibilité faible	signifie peu négociable
	F2 flexibilité moyenne	signifie négociable
	F3 flexibilité forte	signifie très négociable

Tableau 3
Les besoins et les caractéristiques du produit

Gr	N	Besoins	P	#	Caractéristiques
Coupe	A	Être précis	5	1	Volume alésé/volume sphère
	B	Aiguiser peu fréquemment	3	2	Fréquence d'aiguisage
	C	Éviter la nécrose de l'os due à la chaleur	4	3	Température en rotation
Os alésé	D	Extraire l'os alésé	3,5	4	Extrait l'os alésé
	E	Accéder facilement à l'os alésé (greffe)	3	5	Surface d'accès à l'os alésé
	F	Étendre la greffe osseuse	3	6	Étend la greffe osseuse
Manipulations de l'alésoir	G	Permettre d'observer facilement le fond de l'acétabulum	4	7	Surface de visibilité
				8	Nombre de manipulations nécessaires pour évaluer l'os acétabulaire
	H	Changer de diamètre d'alésage rapidement	4,5	9	Temps nécessaire pour évaluer l'os acétabulaire
Ergonomie	I	Avoir plusieurs positions possibles de la poignée	3	10	Temps pour passer d'un diamètre à un autre
	J	Avoir une bonne préhension	3,5	11	Nombre de différentes positions possibles
	K	Minimiser les vibrations	3	12	Qualité de la surface de préhension
	L	Être léger	2	13	Accélération équivalente de l'outil
	M	Être compact	3	14	Masse
Résistance	N	Résister aux impacts	3	15	Volume
	O	Résister en fatigue (chargements répétitifs)	3	16	Résiste à une force d'impact sur l'endroit le plus faible
	P	Résister aux efforts demandés	3	17	Nombre de cycles
				18	Force de torsion supportée par l'outil sans se déformer plastiquement
Manipulations en général	Q	Diminuer le nombre de pièces à manipuler	4	19	Force de compression supportée par l'outil sans se déformer plastiquement
	R	Diminuer le nombre de manipulations	4	20	Nombre de pièces
	S	Pénétrer facilement l'acétabulum	5	21	Nombre de manipulations du début de l'alésage jusqu'à la pose du PE d'essai
	T	Demander peu d'efforts au chirurgien orthopédiste	4	22	Désaxement du manche
Hors Salle d'opération	U	Être simple à démonter	3	23	Force axiale requise pour effectuer l'alésage
	V	Diminuer le temps de préparation de l'outil (manipulations, stérilisation, emballage)	3	24	Temps moyen pour monter et démonter l'outil (avec gants)
				25	Volume de la plus petite pièce libre
				26	Temps de manipulations
				27	Temps de stérilisation
				28	Temps d'emballage
Général	W	Être abordable	3	29	Coût
	X	Être recyclable (aspect environnemental)	2	30	% de matériaux recyclables qui sont démontables

Légende: Gr : Groupe N: Numéro P : Pondération

Définition des critères d'appréciation

Besoin A

Être précis

Caractéristique 1 : Volume alésé/volume sphère

Définition : Précision de la forme hémisphérique alésée

Mesure : Volume alésé mesuré avec scanrapport à un hémisphère parfait du diamètre utilisé.

Niveau : $\pm 2.1\%$ de différence

Flexibilité : F1

Besoin B

Aiguiser peu fréquemment

Caractéristique 2: Fréquence d'aiguisage

Définition : La fréquence d'aiguisage le temps qui s'écoule entre deux aiguisages, est maximale.

Mesure : Test d'usure sur les lames. Une norme pour les lames utilisées dans le milieu alimentaire a été écrite (ISO 8442-5). Elle consiste à empiler des feuilles de papier abrasif et de les couper avec un mouvement de glissement. Le nombre de papiers coupés à chaque passe donne une idée de la tenue de coupe. Dans le cas présent, avec des couteaux sous forme d'hémisphère, il faudra adapter ce banc de test.

Niveau : Reste coupant pour 300 utilisations (aiguisage annuel)

Flexibilité : F2

Besoin C

Éviter la nécrose de l'os due à la chaleur

Caractéristique 3 : Température en rotation

Définition : Température maximale que l'outil peut atteindre lors de l'étape d'alésage. Des recherches ont déterminé qu'en imposant à l'os une température de 56°C pendant 10 secondes, il commençait à y avoir nécrose¹.

Mesure : Thermocouple installé sur les éléments conducteur de chaleur en contact avec l'os

Niveau : 45°C

Flexibilité : F1

Besoin D

Extraire l'os alésé

Caractéristique 4: Extrait l'os alésé

Définition : Capacité de l'outil à retirer de la cavité accétabulaire l'os alésé.

Mesure : Volume retirable après l'alésage à un diamètre quelconque.

Niveau : Même qu'alésoir conventionnel

Flexibilité : F3

¹ Pearce, G. et al. An investigation into thermal necrosis of bone associated with surgical procedures. Modelling in Medicine and Biology, vol.8 2005

Besoin E

Accéder facilement à l'os alésé

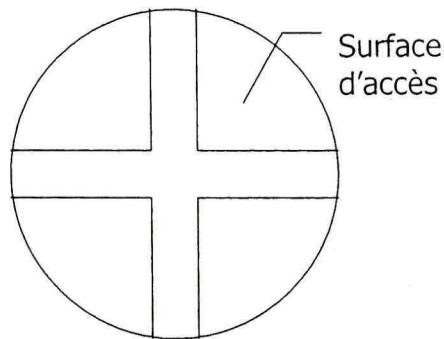
Caractéristique 5: Surface d'accès à l'os alésé

Définition : Surface au travers laquelle il est possible de récupérer la greffe osseuse.

Mesure : Surface (parallèle au plan XY) continue d'accès à la greffe.

Niveau : Dépend du diamètre utilisé. La surface du nouvel outil doit être égale ou supérieure au conventionnel.

Flexibilité : F2



Besoin F

Étendre la greffe osseuse

Caractéristique 6: Étend la greffe osseuse

Définition : L'outil doit pouvoir étendre la greffe osseuse d'une quelconque façon. Afin d'éclaircir, présentement, l'outil est mis en rotation en sens inverse pour étendre au lieu de couper.

Mesure : Selon la technique utilisée, s'assurer que la manœuvre est possible.

Niveau : 100 %

Flexibilité : F3

Besoin G

L'outil permet d'observer facilement le fond de l'acétabulum

Caractéristique 7: Surface de visibilité

Définition : Surface totale au travers laquelle il est possible d'observer la cavité acétabulaire.

Mesure : Surface au diamètre de 54mm

Niveau : Le plus grand possible

Flexibilité : F2

Caractéristique 8: Nombre de manipulations nécessaires pour pouvoir évaluer l'os acétabulaire

Définition : Nombre de manipulations que le chirurgien orthopédiste doit effectuer afin d'être en mesure d'évaluer l'état de l'os acétabulaire.

Mesure : Une manipulation consiste en un mouvement continu. Par exemple, sortir de la cavité acétabulaire représente une manipulation.

Niveau : 0

Flexibilité : F2

Caractéristique 9 : Temps nécessaire pour évaluer l'os acétabulaire

Définition : Temps que le chirurgien prend pour avoir une idée de l'état de l'os acétabulaire

Mesure : Temps

Niveau : 0

Flexibilité : F2

Besoin H

Changer de diamètre d'alésage rapidement

Caractéristique 10 : Temps pour passer d'un diamètre à un autre

Définition : Ce critère représente le temps nécessaire à l'équipe de chirurgie pour changer le diamètre de l'alésoir. Le temps est chronométré du moment où l'outil sort de l'acétabulum jusqu'au moment où il y pénètre à nouveau avec le nouveau diamètre.

Mesure : Temps

Niveau : Diviser par 2 le temps actuel

Flexibilité : F1

Besoin I

Avoir plusieurs positions possibles de la poignée

Caractéristique 11: Différentes positions possibles de la poignée

Définition : La poignée doit pouvoir se placer dans plusieurs positions selon le côté de la hanche opérée et si le chirurgien est droitier ou gaucher.

Mesure : Nombre de positions possibles

Niveau : 8

Flexibilité : F2

Besoin J

Avoir une bonne préhension

Caractéristique 12: Qualité de la surface de préhension

Définition : Selon les définitions de l'ergonomie, la poignée devrait avoir une rugosité adaptée au port de gants et à l'environnement d'utilisation.

Mesure : Ra de la surface

Niveau : Correspondant aux normes d'ergonomie

Flexibilité : F3

Besoin K

Minimiser les vibrations

Caractéristique 13: Accélération équivalente de l'outil

Définition : Afin de minimiser les impacts physiques sur le chirurgien orthopédiste, les vibrations induites doivent être minimales. Les vibrations dépendent de plusieurs éléments comme la géométrie, la force appliquée ou la vitesse de rotation de l'outil. En Europe, l'effet des vibrations est analysé par l'accélération équivalente de l'objet.

Mesure : Accélération équivalente (m/s^2)

Niveau : 2.5 m/s^2

Flexibilité : F2

Besoin L

Être léger

Caractéristique 14: Masse

Définition : La masse de l'outil comprenant l'alésoir et le manche.

Mesure : Mesurer la masse avec une balance

Niveau : $\pm 10\%$ de différence avec conventionnel.

Flexibilité : F3

Besoin M

Être compact

Caractéristique 15: Volume

Définition : Volume de l'outil comprenant l'alésoir et le manche.

Mesure : Mesurer le volume à l'aide d'un vernier et de la modélisation Catia.

Niveau : $\pm 10\%$ de différence avec conventionnel.

Flexibilité : F3

Besoin N

Résister aux impacts

Caractéristique 16 : Résiste à une force d'impact sur l'endroit le plus faible

Définition : Étant donné que les outils peuvent être échappés ou entrer en contact avec d'autres outils, il est important d'avoir une bonne résistance aux impacts.

Mesure : Une force ponctuelle sera appliquée sur l'endroit jugée le plus faible de l'outil (jonction, pièce). Une étude de déformation ainsi qu'une évaluation macroscopique seront effectuées afin de juger de l'état de l'outil post-impact. Deux simulations seront effectuées, un coup de marteau sur un couteau et une chute de 2m.

Niveau : Reste élastique et 100% fonctionnel

Flexibilités : F0

Besoin O

Résister en fatigue

Caractéristique 17: Nombre de cycles

Définition : L'outil doit pouvoir résister à une série de cycles représentant son utilisation normale pendant la durée de vie prévue.

Mesure : L'outil sera installé sur la machine de traction et des efforts en rotation et en compression seront appliqués.

Niveau : 6000 cycles avant le bris. Un cycle représente une séquence d'alésage avec un diamètre particulier. On estime que l'alésoir doit faire 300 alésages par année, qu'il doit durer 5 ans et qu'à chaque utilisation, on utilise 4 diamètres différents ($300 \times 5 \times 4 = 6000$).

Flexibilités : F0

Besoin P

Résister aux efforts demandés

Caractéristique 18: Force de torsion supportée par l'outil sans se déformer plastiquement

Définition : L'outil doit résister au couple maximal appliqué de 11,3Nm.

Mesure : La contrainte de torsion sera évaluée à l'aide de jauge de contraintes ou de la machine de traction.

Niveau : Sous limite d'écoulement en torsion du matériau

Flexibilité : F0

Caractéristique 19: Force de compression supportée par l'outil sans se déformer plastiquement

Définition : L'outil doit résister à la force de compression maximale de 300N.

Mesure : La contrainte de compression sera évaluée à l'aide de jauge de contraintes ou de la machine de traction.

Niveau : Sous la limite d'écoulement en compression du matériau

Flexibilité : F0

Besoin Q

Diminuer le nombre de pièces à manipuler

Caractéristique 20a: Nombre de pièces libres une fois l'alésoir démonté

Définition : L'outil réduit le nombre de pièces

Mesure : Nombre de pièces dans un plateau d'alésage une fois l'outil démonté.

Niveau : 15 pièces

Flexibilités : F1

Caractéristique 20b: Nombre de pièces dans le plateau une fois l'outil assemblé

Définition : L'outil doit réduire le nombre de pièces

Mesure : Nombre de pièces dans un plateau d'alésage une fois l'outil assemblé

Niveau : 3 pièces (manche, PE d'essai, alésoir)

Flexibilités : F1

Besoin R

Diminuer le nombre de manipulations

Caractéristique 21: Nombre de manipulations du début de l'alésage jusqu'à la pose du PE d'essai

Définition : L'outil doit réduire le nombre de manipulations durant ces étapes de la chirurgie.

Mesure : Même définition de manipulation.

Niveau : 50% de la méthode conventionnelle

Flexibilité : F1

Besoin S

Pénétrer facilement l'acétabulum

Caractéristique 21: Désaxement du manche

Définition : Présentement, la géométrie du manche comporte un « offset » afin de faciliter la tâche au chirurgien pour pénétrer l'acétabulum. L'outil devrait avoir au moins cette même possibilité sinon, plus versatile.

Mesure : Distance de cet « offset »

Niveau : Même que conventionnel

Flexibilité : F2

Besoin T

Demander peu d'efforts au chirurgien pour effectuer l'alésage

Caractéristique 23: Force axiale requise pour effectuer l'alésage

Définition : La technique de coupe de l'outil doit faciliter le travail au chirurgien orthopédiste. Il faut donc minimiser la force nécessaire à cet alésage.

Mesure : Force de compression nécessaire vs applicable par un humain normal

Niveau : La force de compression requise devrait être inférieure à 200N.

Flexibilité : F1

Besoin U

Être simple à démonter

Caractéristique 24: Temps moyen pour monter et démonter l'outil (avec gants)

Définition : Cette partie concerne les étapes après l'intervention. Il ne s'agit pas de monter et démonter l'alésoir mais bien de démonter tout l'outil dans ses plus petites pièces avant d'être stérilisé. L'outil est démonté avec des gants puisque dans la plupart des cas, il est couvert de sang.

Mesure : Temps pour un néophyte pour monter et démonter l'outil. Une moyenne sera prise sur 5 reprises.

Niveau : Minimiser ce temps. Il devrait être au moins égal à celui du conventionnel.

Flexibilité : F2

Caractéristique 25: Volume de la plus petite pièce libre

Définition : Lors de l'assemblage et du désassemblage de l'outil, les petites pièces deviennent un problème puisqu'elles peuvent facilement être échappées ou perdues.

Mesure : Volume de la plus petite pièce une fois l'outil complètement démonté.

Niveau : Au moins 1cm³

Flexibilité : F2

Besoin V

Diminuer le temps de préparation (manipulations, stérilisation, emballage)

Caractéristique 26: Temps de manipulations

Définition : Les manipulations consistent en toutes les étapes de transport ou de déplacement des outils.

Mesure : Temps de stérilisation

Niveau : Minimiser ce temps. Il devrait être au moins plus à celui du conventionnel.

Flexibilité : F2

Caractéristique 27: Temps de stérilisation

Définition : La stérilisation consiste en toutes les étapes de nettoyage des outils.

Mesure : Minimiser le temps de stérilisation

Niveau : 0 min.

Flexibilité : F2

Caractéristique 28: Temps d'emballage

Définition : L'emballage consiste à emballer les pièces une fois stérilisées.

Mesure : Temps pour emballer les pièces

Niveau : Minimiser ce temps. Il devrait être au plus égal à celui du conventionnel.

Flexibilité : F2

Besoin W

Être abordable

Caractéristique 29: Coût de fabrication

Définition : Évaluation de tous les coûts reliés à la fabrication de l'outil.

Mesure : Analyse des coûts de production et des matières premières.

Niveau : 500\$

Flexibilité : F2

Besoin X

Être recyclable

Caractéristique 30 : % de matériaux recyclables qui sont démontables

Définition : L'aspect environnemental étant très important, il faut que le plus de pièces démontables possibles soient recyclables.

Mesure : Selon les normes de Recyc-Québec

Niveau : 50% des pièces

Flexibilité : F3

ANNEXE III

MAISON DE LA QUALITÉ

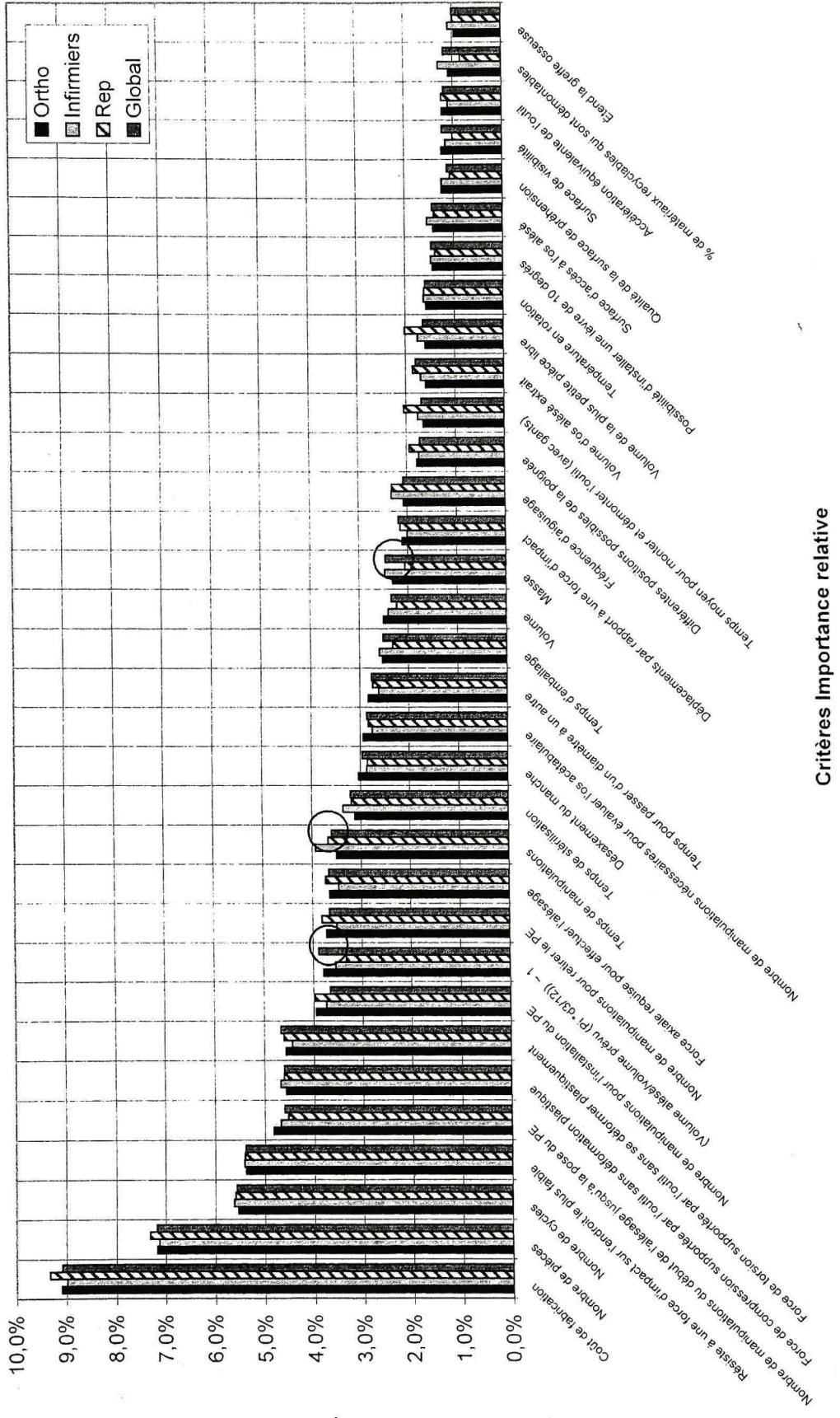
	(Volume alésé/volume prévu (P1 /d3/12)) = 1	
	Fréquence d'ajustage	
	Température en relation	
	Volume des aléses extraî	
	Surface d'accès à l'espace	
	Étend la griffe osseuse	
	Surface de visibilité	
	Nombre de manipulations nécessaires pour évaluer les accétable	
	Temps pour passer d'un diamètre à un autre	
	Differences possibles possibles de la poignée	
	Qualité de la surface de préhension	
	Accélération équivalente de l'outil	
	Massé	
	Volume	
	Nombre de manipulations pour l'installation du PE	
	Déplacements par rapport à une force d'impact	
	Nombre de manipulations pour élever le PE	
	Possibilité d'infliger une lésion de 10 degrés	
	Résistante à une force d'impact sur l'endroit le plus faible	
	Nombre de cycles	
	Force de torsion supportée par l'outil sans déformer plastiquement	
	Force de compression supportée par l'outil sans déformation plastique	
	Nombre de manipulations du début de l'assemblage jusqu'à la pose du PE	
	Désaxement du marché	
	Force axiale requise pour effectuer l'assemblage	
	Temps moyen pour monter et démonter l'outil (avec gants)	
	Volume de la plus petite pièce libre	
	Temps de manipulations	
	Temps de stérilisation	
	Temps d'emballage	
	Coût de fabrication	
	% de matériaux recyclables qui sont démontrables	

Cope	Précision de l'essaiage									
	Abaisser peu fréquemment	9	1	1	1	1	3	1	1	1
Ailessoir	Élever la tête des îlots due à la chaleur	3,6	1	9	1	1	1	1	1	1
	Extraire les îlots	4,4	1	1	9	1	1	1	1	1
	Acier facile à l'os métal (griffe)	2,9	1	1	9	1	1	1	1	1
	Brander le griffé osseuse	3,6	1	1	9	1	3	1	1	3
	Manipulations	3,3	9	3	3	1	3	1	1	1
	Pouvoir abîmer facilement le fond de l'acétabulum	3,9	3	3	9	9	3	1	1	1
Epiphysiose	Changer de sauture à l'essaiage rapidement	4,1	1	1	3	9	1	1	1	1
	Plusieurs positions possibles de la pulpaïte	3,3	1	1	1	1	1	1	1	1
	Bonne préhension	3,9	1	1	1	1	1	1	1	1
	Maintenir ses vibrations	3,1	3	1	1	9	1	1	1	1
	Léger	2,9	1	1	1	9	1	1	1	1
	Compact	3,5	1	1	1	3	9	1	1	1
Manche	Symbole facilement	4,2	1	1	1	1	1	1	1	1
	Bonne stabilité sous-éventile	4,6	1	1	1	1	9	9	9	9
	Symbole facilement	4,1	1	1	1	1	9	1	1	1
	Opérat	3,9	1	1	1	1	9	1	1	1
	Avoir l'option de la levée de 10°	3,4	1	1	1	1	9	3	3	3
	Résistance	3,6	1	1	1	1	3	1	9	9
Général	Rester aux impacts	3,6	1	1	1	1	3	1	9	9
	Rester en régime (élongements répétés)	2,8	1	1	1	1	3	1	9	9
	Rester aux efforts demandés	3,7	1	1	1	3	1	3	9	9
	Diminuer le nombre de pièces à manipuler	3,9	3	1	1	1	9	9	3	3
	Diminuer le nombre de manipulations	4,5	3	1	1	9	9	1	9	9
	Réduire la taille de l'acétabulum	3,6	3	3	1	1	1	1	1	1
Demande peu d'efforts au chirurgien orthopédiste	Demande peu d'efforts au chirurgien orthopédiste	3,4	1	1	1	1	3	1	3	9
	Hors taille d'opération	3,6	9	1	1	1	1	1	1	1
	Diminuer le temps de préparation de l'os il (manipulations, stérilisation, emballage)	3,2	9	1	1	1	3	1	3	3
	Coll absorbante	3,1	1	1	1	1	1	1	3	3
	Matériau recyclable (aspect environnemental)	3,1	1	1	1	1	3	1	3	3
	Valleur	Unite de mesure								
Importance relative (%)	Facteur d'importance (Valeur absolue)	166	99,4	72,6	74,9	66,5	45,9	mm3	no	Hz
	Importance relative (%)	3,7%	2,2%	1,6%	1,6%	1,5%	1,0%	1,2%	2,9%	2,3%

ANNEXE IV

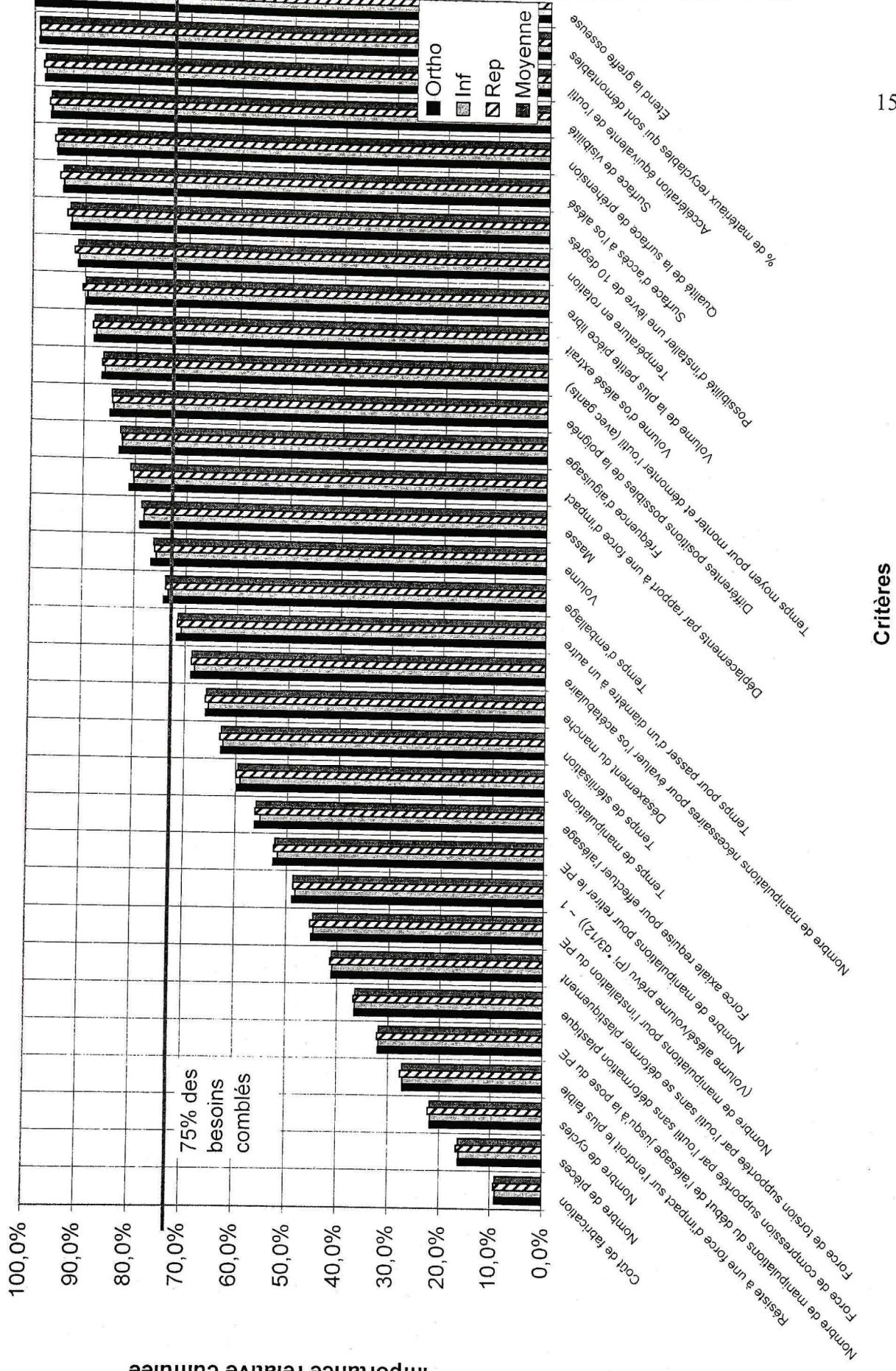
MÉTHODES EFFETS CUMULÉS ET « 3N »

Comparaison Pareto



Critères Importance relative

Comparaison effets cumulés



Caractéristiques	NIR	NIR Pondéré	Difficulté technique	Nouveauté technologique	Total	Priorité d'action
(Volume alésé/volume prévu ($Pd^3/12$)) @ 1	4,31%		1		1	
Fréquence d'aiguiseage	2,57%					
Température en rotation	1,88%					
Extrait l'os alésé	1,94%					
Volume d'accès à l'os alésé	1,72%					
Étend la greffe osseuse	1,19%					
Surface de visibilité	1,40%		1	1	2	
Nombre de manipulations nécessaires pour évaluer l'os acétabulaire	3,37%		1	1	2	
Temps pour passer d'un diamètre à un autre	3,25%		1		1	
Différentes positions possibles	2,11%					
Qualité de la surface de préhension	1,45%					
Fréquence naturelle de l'outil	1,40%					
Masse	2,76%					
Volume	2,90%					
Résiste à une force d'impact sur l'endroit le plus faible	6,35%	1	1		2	
Nombre de cycles	6,57%	1	1		2	
Force de torsion supportée par l'outil sans se déformer plastiquement	5,42%	1			1	
Force de compression supportée par l'outil sans se déformer plastiquement	5,42%	1			1	
Nombre de pièces	8,46%	1	1	1	3	
Nombre de manipulations du début de l'alésage jusqu'à la pose du PE d'essai	5,50%	1		1	2	
Force axiale requise pour effectuer l'alésage	4,25%					
Temps moyen pour monter et démonter l'outil (avec gants)	2,04%		1		1	
Volume de la plus petite pièce libre	1,99%					
Temps de manipulations	4,31%					
Temps de stérilisation	3,78%			1	1	
Temps d'emballage	2,96%					
Coût de fabrication	10,71%	1	1		2	

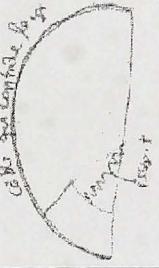
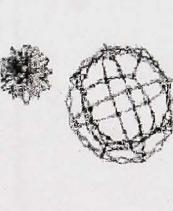
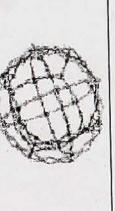
Critères critiques selon Pareto		NIR
1	Coût de fabrication	10,71%
2	Nombre de pièces	8,46%
3	Nombre de cycles	6,57%
4	Résiste à une force d'impact sur l'endroit le plus faible	6,35%
5	Nombre de manipulations du début de l'alésage jusqu'à la pose du PE d'essai	5,50%
6	Force de compression supportée par l'outil sans déformation plastique	5,42%
7	Force de torsion supportée par l'outil sans se déformer plastiquement	5,42%
8	(Volume alésé/volume prévu ($P_1 * d_3/12$)) ~ 1	4,31%
9	Force axiale requise pour effectuer l'alésage	4,31%
10	Temps de manipulations	4,25%
11	Temps de stérilisation	3,78%
12	Nombre de manipulations nécessaires pour évaluer l'os acétabulaire	3,37%
13	Temps pour passer d'un diamètre à un autre	3,25%
14	Temps d'emballage	2,96%
		total 75%

Critères critiques selon l'analyse triple	
1	Nombre de pièces
2	Coût de fabrication
3	Nombre de cycles
4	Résiste à une force d'impact sur l'endroit le plus faible
5	Nombre de manipulations du début de l'alésage jusqu'à la pose du PE d'essai
6	Nombre de manipulations nécessaires pour évaluer l'os acétabulaire
7	Surface de visibilité
8	Force de torsion supportée par l'outil sans se déformer plastiquement
9	Force de compression supportée par l'outil sans se déformer plastiquement
10	(Volume alésé/volume prévu ($Pd^3/12$)) ~ 1
11	Temps de stérilisation
12	Temps pour passer d'un diamètre à un autre
13	Temps moyen pour monter et démonter l'outil (avec gants)

ANNEXE V

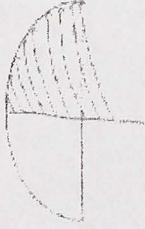
GÉNÉRATION DE SOLUTIONS

GENERATION DE SOLUTIONS DE SYSTEMES DE COUPE

Numéro	Nom	Image	Description	Modifications ou suggestions	Rejet O/N	Justification
1	Ballon alimenté base expansible		L'idée derrière ce concept est d'avoir une base expansive et une alimentation du ballon à l'aide de petits engrenages. Plus on agrandit le diamètre à la base, plus il y a de matière gonflable qui est ajouté et gonflée. Le matériau pourrait être comme du papier sablé ou des couteaux métalliques pourraient même y être ajoutés.		O	Il sera extrêmement difficile d'avoir une base expansive qui soutien l'intérieur ainsi que l'extérieur du ballon afin d'éviter les fuites. De plus, le mécanisme d'alimentation du ballon sur le périmètre est très complexe.
2	Ballon base fixe		Le principe derrière ce concept est d'avoir une base fixe et d'injecter un fluide non compressible dans le ballon. Pour bien fonctionner, le ballon doit toujours être dur même malgré la variation de diamètre et de pression		O	La forme du ballon peut trop varier si la base ne suit pas la croissance de diamètre.
3	Ballon base expansible		La différence avec le précédent est que la base est expansive mais que nous conservons toujours la même quantité de matériau gonflable.		N	Avec la modifications, le ballon est pris en serre entre deux plaques et ce sont 4 vis qui l'assure de l'extension et du soutien de la sphère. Il pourrait y avoir un anneau ressort à l'extérieur pour serrer le ballon.
4	Charnley		Le concept de l'absoir de Charnley est de segmenter l'hémisphère en quelques sections. Ces sections qui sont les couteaux se déploient sous l'action d'une vis. Les section se chevauchent et sont en fait unies l'une à l'autre par un rail permettant la solidité et la translation. Une autre façon d'utiliser ce concept serait d'avoir des ressorts qui poussent les lames et qu'un mécanisme serve à contrôler pour le diamètre (comme un câble)		N	Il y a deux façons de voir ce concept. Soit que nous contrôlions la sortie avec une vis qui déploie les couteaux ou les couteaux sont sous pression de ressorts et un câble qui contrôle la sortie.
5	Sphère Hoberman		La sphère d'Hoberman est un jouet en forme de sphère qui prend de l'expansion. L'ajout de couteaux aux endroits critiques deviendrait très intéressant.		O	À priori, la sphère d'Hoberman est rejetée due au manque d'information. Lorsqu'elle sera reçue, une analyse sera effectuée afin de déterminer s'il y a quelque chose d'intéressant avec ce principe. De plus, le fait que ce soit breveté est moins intéressant.

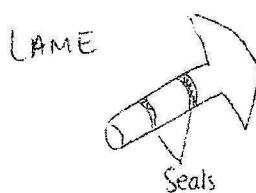
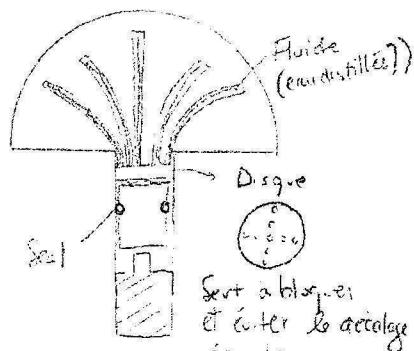
<p>6 Marguerite expansible</p> 	<p>Concept de la marguerite de cuisine. Un certain nombre de pétales se chevauchent. L'idée derrière le concept comporte deux aspects importants. Tout d'abord, le matériau des pétales est relativement souple. Lorsque la force axiale(fleche) est appliquée, les pétales s'allongent et en même temps, leur rayon de courbure se modifie. L'autre aspect est au niveau de la base qui comme dans beaucoup de concept, prend de l'expansion. Ainsi, en même temps que la base agrandit, les pétales s'allongent et leur rayon de courbure change. Pour répondre aux besoins de visibilité, l'utilisation de matériau transparents a été suggérée.</p> <p>Ce concept est étroitement lié au précédent. L'idée est de diminuer le nombre de pétales (pour mieux voir l'acétabulum). Il pourrait y avoir 2 ou 4 pétales.</p>	<p>N</p>	<p>Conserver puisque prometteur. L'utilisation de matériaux transparents comme le Lexan pourra être très intéressant.</p>
<p>7 Paires de pétales</p> 	<p></p>	<p>O</p>	<p>Ce concept est une solution du concept précédent. En fait, c'est le principe qu'il faut évaluer et de diviser le nombre de pétales ne change rien au principe.</p>
<p>8 Disque abrasif deux axes</p> 	<p>Concept provient de l'idée de la meule. Ce concept consiste donc en un disque abrasif rotatif qui pivote au centre de la base de l'hémisphère. C'est donc comme une meule pivotant sur un demi-tour.</p>	<p>O</p>	<p>S'il était possible de pivoter dans deux axes, ce concept pourrait être intéressant mais, il n'en est pas ainsi ce qui nuit beaucoup. La seule façon d'utiliser la meule serait d'effectuer la rotation sur un axe perpendiculaire au périmètre. Ainsi, le disque devrait s'expandre ainsi que le support, ce qui rend ce concept très complexe.</p>
<p>9 Disque abrasif expansible</p> 	<p>L'idée de la meule pour un autre concept. Cette fois-ci, au lieu d'avoir un disque qui pivote, nous avons un disque rétractable qui translate sur l'équerreleur.</p>	<p>O</p>	<p>Concept rejété puisqu'enroulé une fois, il engendre trop de mouvements différents. Un disque expansible qui effectue une translation sur l'axe, c'est loin d'être simple.</p>
<p>10 Crème glacée sauteuse</p> 	<p>Concept combinant la cuillère de crème glacée et la scie sauteuse. Cela provient d'utiliser un mouvement linéaire au lieu de rotatif. Ainsi, la lame effectue un va et vient pour couper l'os et en même temps, pivote. Cette lame est alimentée un peu comme le mécanisme du ballon.</p>	<p>O</p>	<p>Après y avoir réfléchi longuement, ce concept comporterait trop de problèmes. L'idée de couper avec une translation(scie sauteuse), est intéressante mais le problème de centre toutefois survient. Dans ce cas, nous n'alleons pas l'os mais coupons dans l'os. Toutes les possibilités de médialiser l'alesage sont aussi très restreintes.</p>

11	Crème glacée rotation		Une autre façon d'utiliser le mécanisme de la cuillère de crème glacée est de la faire tourner. La lame peut s'allonger comme dans le concept précédent mais, le mouvement rotatif est utilisé dans le cas présent.	L'alimentation de la lame s'effectue de la même façon que le concept précédent.	Ce concept très simple est prometteur. Il reste à vérifier si ce type de mouvement peut bel et bien dévier l'os.	N
12	Crème glacée articulée		Dans cette utilisation de la lame de crème glacée, la lame est divisée en sections qui se chevauchent. Ainsi, pour augmenter de diamètre, les sections télescopiques s'allongent et les lames glissent l'une sur l'autre. La meilleure option de coupe serait certainement un mouvement rotatif.	Ce concept est très prometteur mais en fait, est un sous-concept du précédent. Le principe d'une lame qui coupe en rotation est le même. La seule différence est au niveau de l'alimentation en lame qui se fait avec des couteaux se chevauchant.	O	N
13	Disques superposés		Ce mécanisme ressemble aux mécanismes de meules. Toutefois, ce sont une série de disques expansifs qui sont superposés l'un sur l'autre. L'alesage se fait en rotation.	Beaucoup trop complexe, il faut avoir des disques qui prennent de l'expansion..superposées.	O	N
14	Couteaux expansibles translation		Dans ce nouveau concept, nous utilisons des couteaux télescopiques. Il peut y avoir un nombre quelconque de couteaux. Les couteaux se déplacent le long de l'axe.	Le mécanisme de translation peut ressembler à un store vertical. Pour ce qui est de l'expansion, il y a plusieurs solutions: les ressorts, les alliages à mémoire de forme.	O	N
15	Couteaux expansibles superposés		Mécanisme ressemblant au concept précédent. Toutefois, au lieu d'avoir des couteaux qui se déplacent le long de l'axe, ce sont une série de couteaux superposés qui sont utilisés.	Pour l'expansion, il y a plusieurs solutions: les ressorts, les alliages à mémoire de forme.	N	N
16	lamelles précontraintes arc haut		L'utilisation de matériaux précontraints peut aussi sauver intéressante. En ayant des lamelles courbées vers le haut(arc haut) et contrôlées par un câble, il est possible de modifier le diamètre d'alesage.	Ce principe est conservé puisqu'il représente vraiment une nouvelle façon d'aborder le problème. Un contrôle des lamelles par un câble devient vraiment intéressant.	N	N

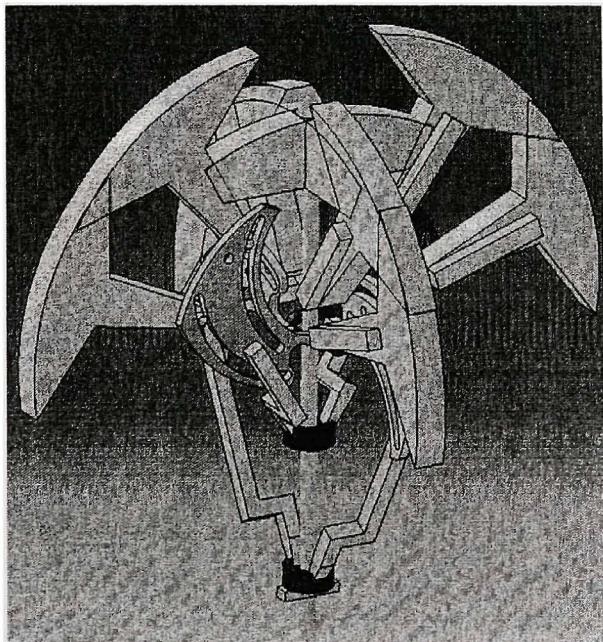
17	Lamelles précontraintes arc bas		Une autre utilisation des lamelles précontraintes est de les courber vers le bas. Ainsi, lorsqu'on pénètre l'acétabulum, elles épousent la forme de ce dernier.	Resssemble beaucoup au concept précédent qui est plus précis au niveau du déploiement.	O
18	Ressort avec couteaux		L'utilisation de ressorts lorsqu'on peut expandre un mécanisme est toujours intéressante. Ainsi, il pourrait avoir un mécanisme avec des ressorts assortis de couteaux aux extrémités. Des agencements de couteaux pourraient être effectués comme dans le concept 14.	Justement, ce concept est une solution de 14 ou 15.. On conserve donc le principe	O
19	Coupe Laser		Utiliser un laser pour déسر l'os	Cotérisse l'os en même temps, nous voulons un os saignant donc ne fonctionne pas.	O
20	Fil chauffant		utiliser un fil chauffant pour aléser l'os	Cotérisse l'os en même temps, nous voulons un os saignant donc ne fonctionne pas.	O
21	Produit chimique attaquant l'os		utiliser un produit chimique qui attaquerait la bonne quantité d'os à aléser.	Trop difficile à contrôler.	O
22	Fraiseuse préprogrammée (CNC)		préprogrammer une fraiseuse pour qu'elle effectue le parcours de l'hémisphère	Nous voulons simplifier l'intervention et en diminuer le coût. L'utilisation de fraiseuse va à l'encontre de cela.	O
23	Fraiseuse avec magasin		utiliser une fraiseuse mais cette fois-ci avec plusieurs outils de diamètres différents rangés dans un magasin à même l'outil.	Nous voulons simplifier l'intervention et en diminuer le coût. L'utilisation de fraiseuse va à l'encontre de cela.	O
24	Robot assisté par ordinateur		programmer un robot qui ferait l'opération	Nous voulons simplifier l'intervention et en diminuer le coût. L'utilisation de robots va à l'encontre de cela.	O
25	plusieurs couteaux		Parc-épic (ressemblant au brevet existant)	Trop complexe et déjà breveté.	O
26	Alliage à mémoire de forme		Faire varier la température du matériau pour en changer la longueur.	Ajouté au concept 14-15 comme solution.	O

**GENERATION DE SOLUTIONS DE SYSTEMES DE DEPLOIEMENT ET DE
SERRAGE**

I - Hydraulique

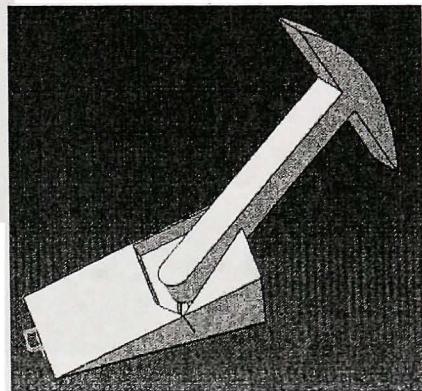
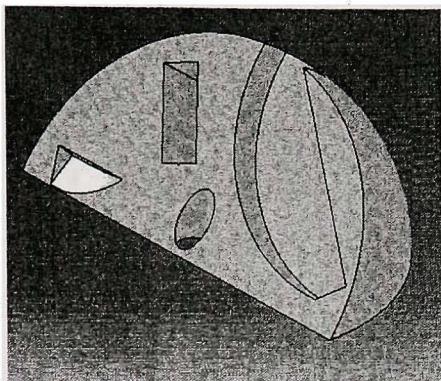


2 - 4 cames

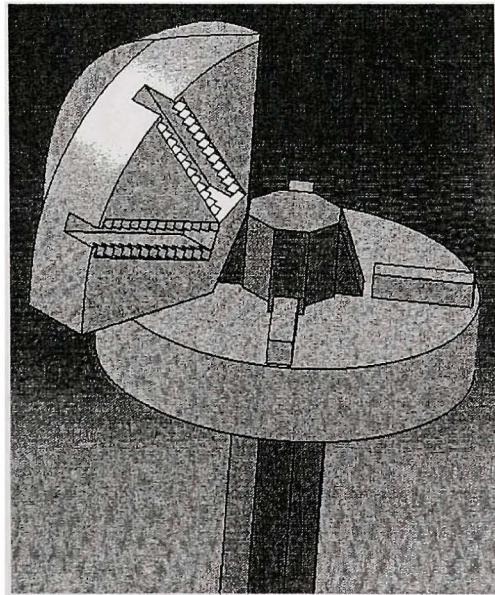


Il serait possible d'avoir 3 cames, c'est-à-dire une sur un diamètre et les deux autres sur le diamètre perpendiculaire

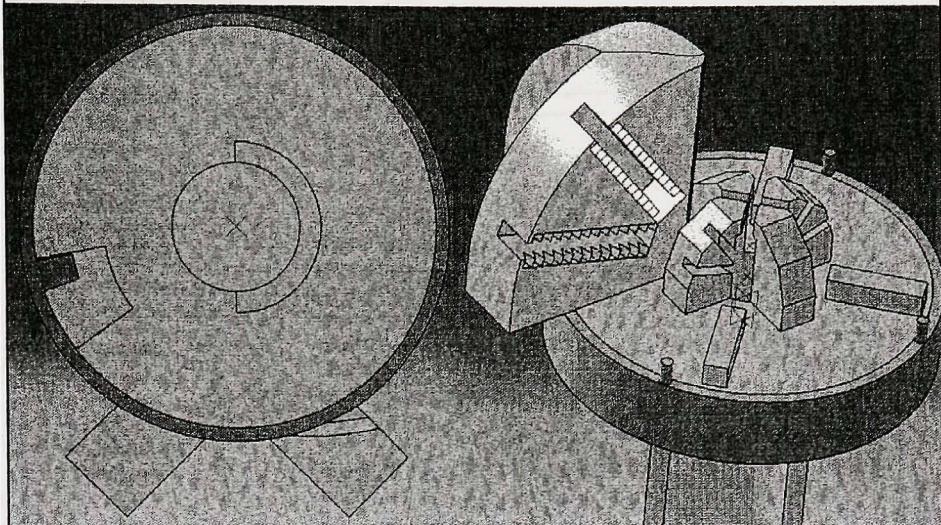
3 - Plan incliné



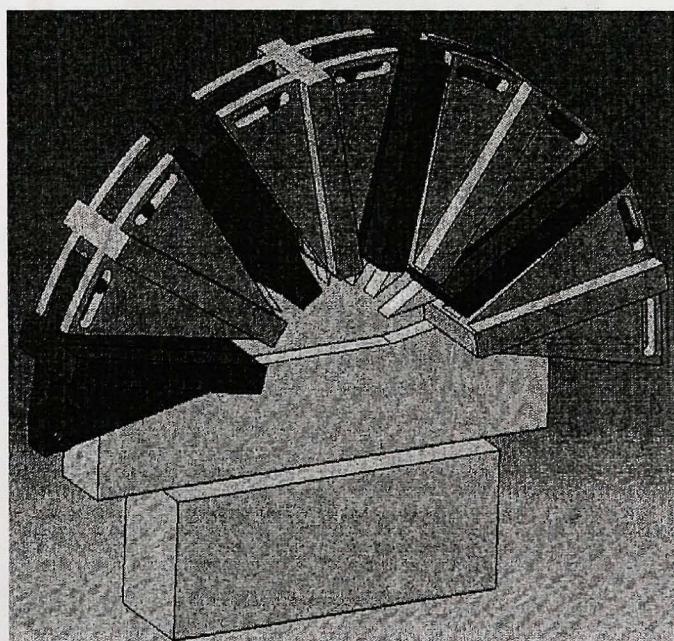
Système de serrage : A - Poussoir incliné



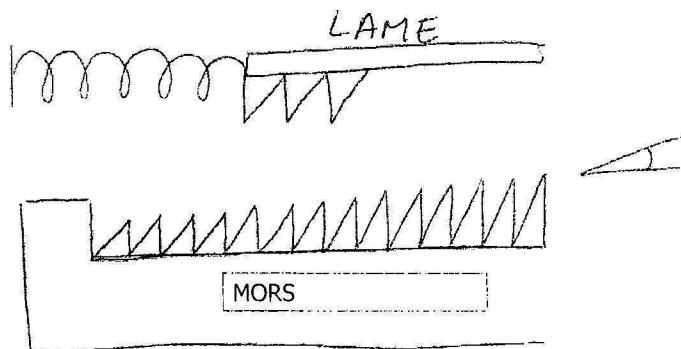
Système de serrage : B - bague



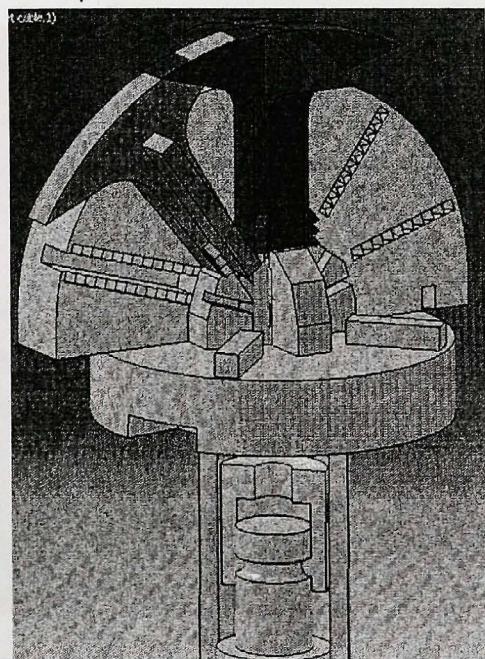
Lames embouvetées pour les systèmes qui auront un *



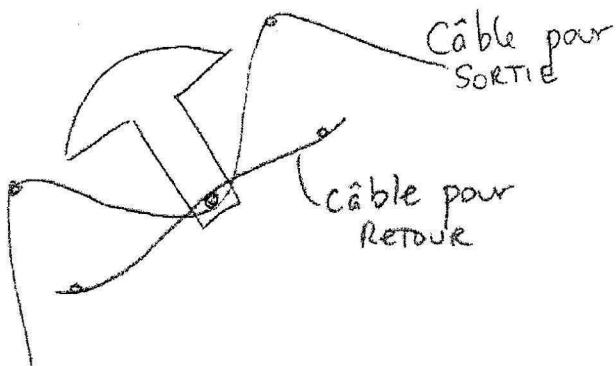
α - Ressorts et dents croissantes



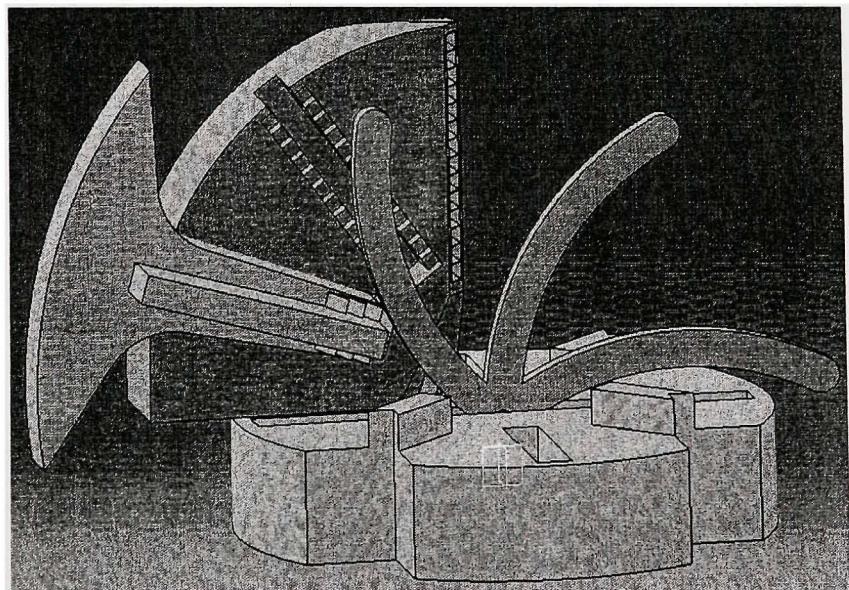
β - Câble et ressort



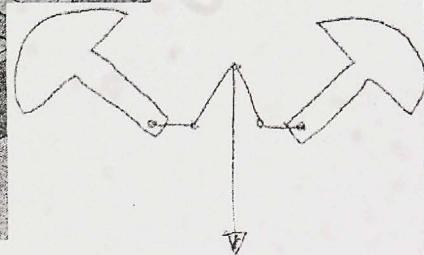
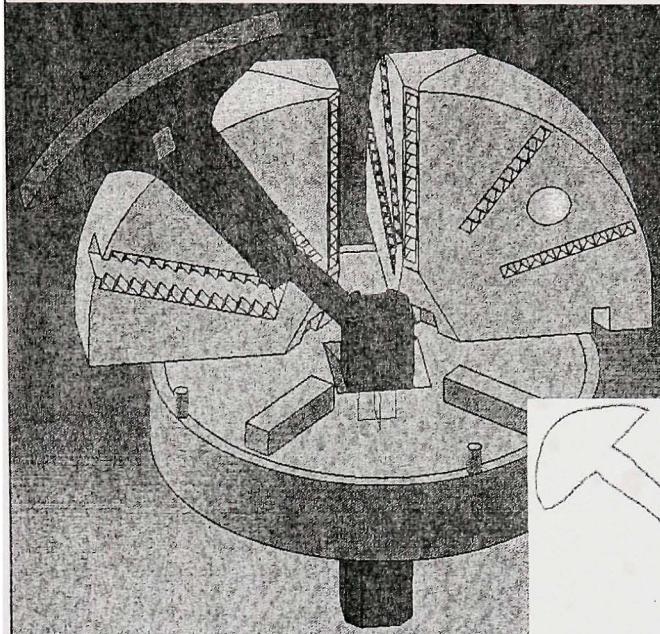
χ- 2 câbles



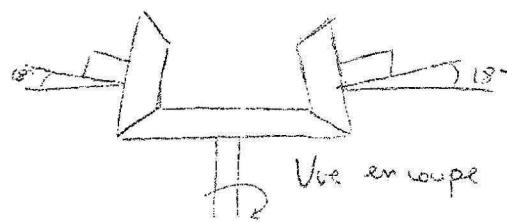
δ- Came*



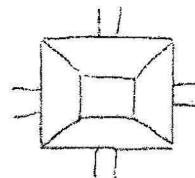
ε- Anneau coulissant et bras*



ϕ- Engrenages coniques*



Vue de dessus



Le concept Jetable - - Ressorts et câbles

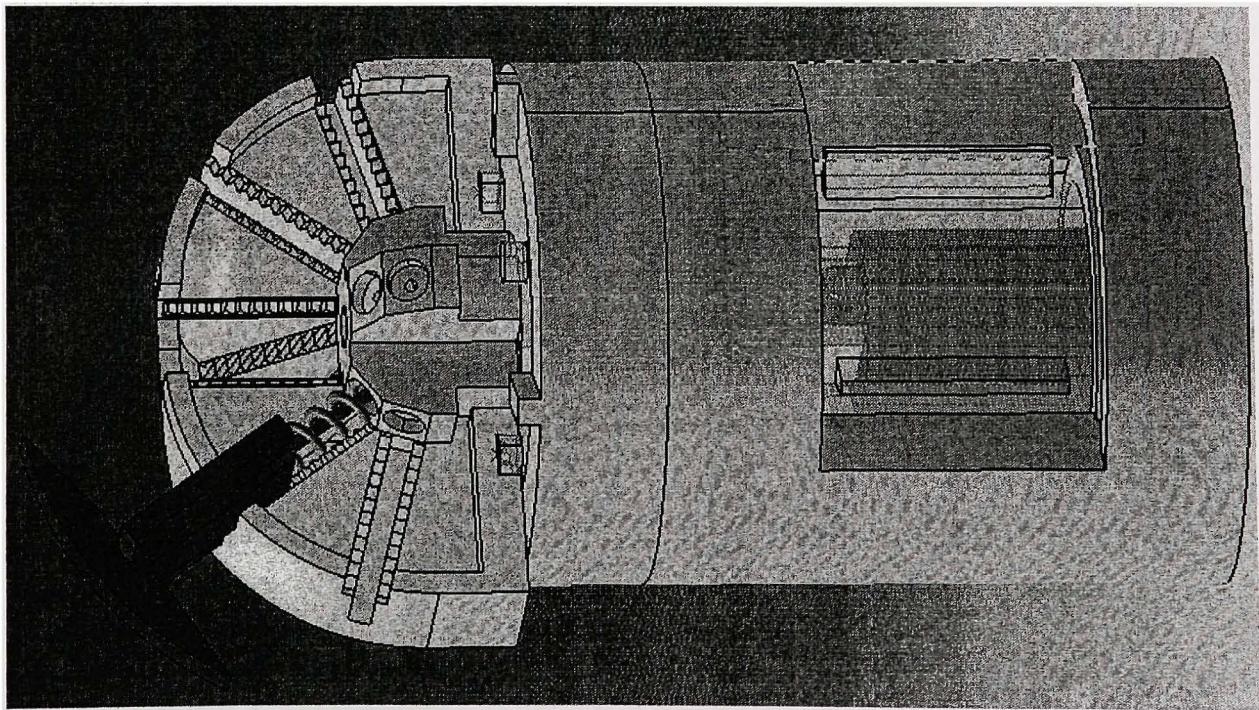
Avantages:

- Gagne du temps de démontage
- Une seule étape pour l'activation

Désavantages:

- pollution si non stérilisé
- beaucoup de pièces
- moins résistant aux chutes
- assemblage compliqué

Le coût est très difficile à évaluer!!!



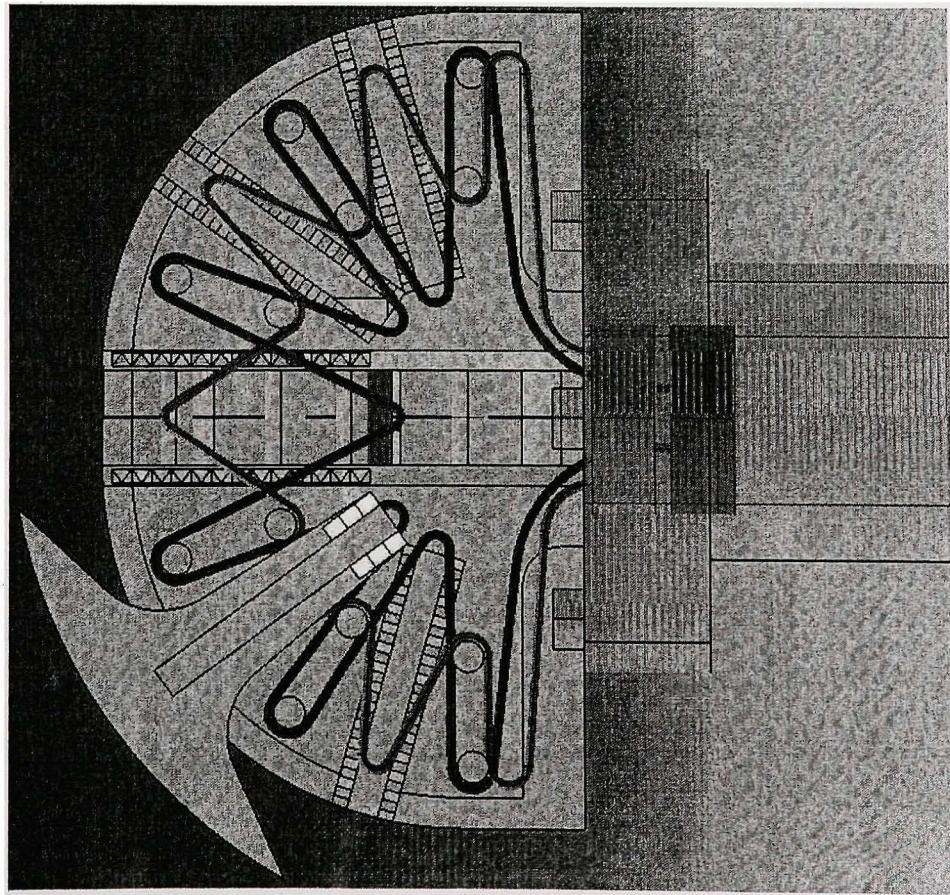
Le concept Jetable - - Ressorts et câbles

Avantages:

- Moins coûteux
- Gagne du temps de démontage
- Une seule étape pour l'activation
- Relativement simple

Désavantages:

- pollution si non stérilisé
- beaucoup de pièces
- moins résistant aux chutes



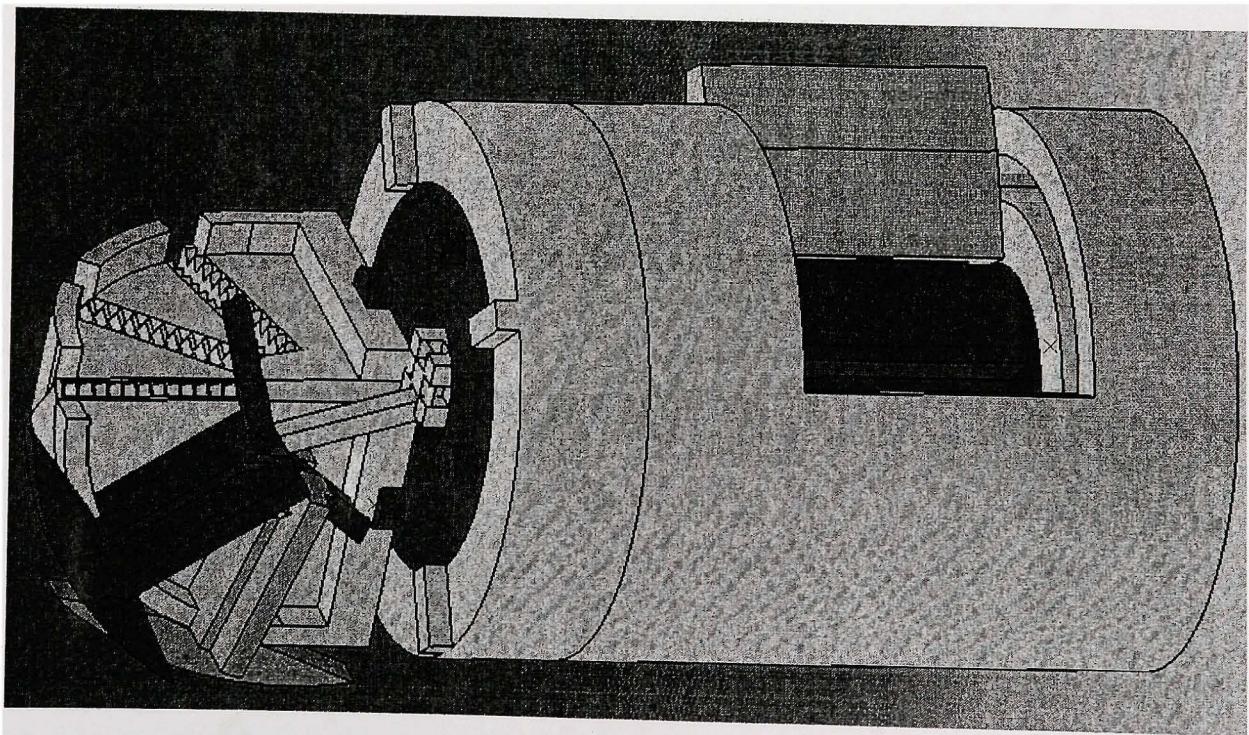
Le concept Durable - - Poussoir et bras

Avantages:

- Durable
- Résistant aux chutes
- Moins de pollution
- Une seule étape d'activation

Désavantages:

- l'assemblage post-stérilisation un peu plus complexe
- nombre de pièces (6 ou 7 pièces libres pour la stérilisation, dont 4 mors)
- doit être stérilisé
- complexité de fabrication



ANNEXE VI

MATRICE DE PUGH ET MATRICE DE DÉCISION

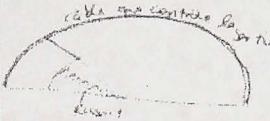
**ÉVALUATION DU SYSTEME DE COUPE
ITERATIONS AVEC LA MATRICE DE PUGH**

Critères	Ballon base expansible	Chamley	Marguerite expansible	Crème glacée rotation	Couteaux expansibles superposés	Lamelles précontraintes arc haut
Coût de fabrication	- Le matériau du ballon peut draverer très coûteux. De plus, la fabrication de ces ballons représente un grand défi.	+ Les lames sont la composante la plus complexe.	- Les pétales sont très complexes à fabriquer additionnément au mécanisme de glissière de celles-ci.	+	Très simple donc peu couteux	0 Ce concept n'est pas si complexe mais requiert beaucoup de pièces.
Nombre de pièces une fois démonté (lien avec la simplicité du mécanisme)	+ Une fois démonté, il y a le ballon, la croix télescopique, la base et les boulons.	0 Dépendamment du nombre de séries, il y a le nombre de lames (8, 12), les éléments d'activation au même nombre	0 Le nombre de pétales multiplié par deux et la base expansible.	+	Il y a seulement la ou les lamelles, la base expansible et l'alimentation de la lame.	0 Beaucoup de pièces si l'on considère que chacun des couteaux aurait peut être 3 sections.
Nombre d'actions pour changer un diamètre	- 2 actions, agrandir le diamètre et injecter de l'air.	- Il y a une seule action qui consiste à pousser sur les couteaux.	- 2 actions, soit pousser sur la pointe et agrandir le diamètre à la base.	- 2 actions, agrandir la base et alimenter la lame	0 1. action de sortir les télescopages	0 1. action de tendre ou lasser le câble.
Résiste à un impact sur l'endroit le plus faible	- Tout est basé sur la pression d'un fluide incompressible et l'absence totale de fuite.	- Une vis est très solide	+	- Un arc bien appuyé à ses extrémités est extrêmement solide	0 la lame pourrait flétrir	0 devrait être bien solide
Precision	- la précision du ballon peut être incertaine	- Le chevauchement en bas diamètre de la plage peut causer des imprécisions	+	- Deverais être très précis car est un hémisphère	0 Deverais être très précis car fait une sphère parfaite	0 solide car un poutre en compression et flexion
Nombre de manipulations pour pouvoir évaluer l'os acétabulaire	- Sortir de la cavité à moins que le ballon soit transparent	- Aucune, on pourrait l'observer entre les lames	- Sortir de la cavité acétabulaire à moins que le matériau soit transparent	- Aucune, on pourrait l'observer entre les lamelles	0 Moins précis à cause des étages et coches	0 Moins précis à cause des étages
Somme +	1	5	DATUM	3 2 -1	3 2 1	0 1 -1
Total	4					0

Après cette première itération de la matrice de Pugh, on se rend compte que le concept du ballon expansible a vraiment de grosses failles. Il ne sera donc pas conservé pour la suite du projet. Ensuite, après avoir effectué une étude de déformations sur le concept des lamelles précontraintes, on se rend compte qu'il est très et trop difficile d'obtenir une sphère croissante à partir de poutre. En fait, cela est possible mais pour des agrandissements de diamètres plus petits. Dans notre cas, nous voulons réduire au maximum le nombre d'outils et la plage de diamètre est relativement grande pour que ce concept fonctionne.

Critères	Charnley	Marguerite expansible	Crème glacée rotation	Couteaux expansibles superposés	Sphère d'Hoberman
Coût de fabrication	Les lames sont la composante la plus complexe.	- Les pétales sont très complexes à fabriquer additionné au mécanisme de glissière de celles-ci.	+ Très simple donc peu coûteux	0 Ce concept n'est pas si complexe mais requiert beaucoup de pièces.	- Le grand nombre de pièces seraient coûteux à fabriquer
Nombre de pièces une fois démonté	Dépendamment du nombre de séries, il y a le nombre de lames(4,8,12), les éléments d'activation au même nombre	0 Le nombre de pétales multiplié par deux et la base expansible.	+	0 Beaucoup de pièces si l'on considère que chacun des couteaux aurait environ 3 sections.	+
Nombre d'actions pour changer un diamètre (lien avec la simplicité du mécanisme)	Il y a une seule action qui consiste à pousser sur les couteaux	- 2 actions, soit pousser sur la pointe et agrandir le diamètre à la base.	- 2 actions, agrandir la base et alimenter la lame	0 1 action de sortir les télescopes	0 sûrement une seule action d'agrandir la base.
Résiste à un impact sur l'endroit le plus faible	Une vis est très solide	+	- la lame pourrait flétrir	0 devrait être bien solide	0 devrait être très solide et dépend de la solidité des liens mécaniques.
Precision	Le chevauchement en bas diamètre de la plaque peut causer des imprécisions	+	+	- Devez être très précis car est un hémisphère	0 Dépend du nombre de couteaux qu'il est possible d'installer
Nombre de manipulations pour pouvoir évaluer l'os acetabulaire	Aucune, on pourrait l'observer entre les lames	- Sortir de la cavité acetabulaire à moins que le matériau soit transparent	0 Aucune, on pourrait l'observer entre les lames	0 Aucune car il serait possible d'observer à travers les membranes	0 Aucune, on pourrait l'observer entre les lames
Somme +	DATUM	2 3	-1 1	0 1 -1	1 1 0
Somme -					
Total					

On effectue une deuxième littérature afin de voir où se situerait le concept avec la sphère d'Hoberman. On aurait du prendre le concept de crème glacée comme DATUM mais étant donné l'incertitude reliée au bon fonctionnement de ce mécanisme, on conserve l'ancien DATUM.

Critères	Charnley	Crème glacée rotation	Sphère d'Hoberman
			
Coût de fabrication	Les lames sont la composante la plus complexe.	+ Très simple donc peu coûteux	- Le grand nombre de pièces serait coûteux à fabriquer
Nombre de pièces une fois démonté	Dépendamment du nombre de séries, il y a le nombre de lames(4,8,12), les éléments d'activation au même nombre	+ Il y a seulement la ou les lamelles, la base expansible et l'alimentation de la lamelle.	+ Si l'on considère qu'on peut stériliser sans défaire toutes la sphère, peu de pièces
Nombre d'actions pour changer un diamètre (lien avec la simplicité du mécanisme)	Il y a une seule action qui consiste à pousser sur les couteaux.	- 2 actions, agrandir la base et alimenter la lame	0 sûrement une seule action d'agrandir la base.
Résiste à un impact sur l'endroit le plus faible	Une vis est très solide	- la lamelle pourrait flétrir	0 devrait être très solide et dépend de la solidité des liens mécaniques.
Précision	Le chevauchement en bas diamètre de la plage peut causer des imprécisions	+ Devrais être très précis car fait Une sphère parfaite	0 Dépend du nombre de couteaux qu'il est possible d'installer. Pour l'instant, possibilité de 34 couteaux p/r à 40 pour conventionnel
Nombre de manipulations pour pouvoir évaluer l'os acétabulaire	Aucune, on pourrait l'observer entre les lames	0 Aucune, on pourrait l'observer entre les lamelles	0 Aucune car il serait possible d'observer à travers les membrures
Somme +	DATUM	3	1
Somme -		2	1
Total		1	0

Après la deuxième itération on conserve les trois meilleurs concepts.

>

**ÉVALUATION DES SYSTEMES DE DEPLOIEMENT ET DE SERRAGE
ITERATIONS AVEC LA MATRICE DE DECISION**

Convergence vers certaines solutions

	Caractéristiques critiques	Importance	1	2	3	A α	A χ	A ε	B α	B β	B χ	B δ	B ε	B ϕ
1	Coût de fabrication	9,1	1	2	1	2	1	1	2	2	0	1	0	
2a	Nombre de pièces total	7,2	0	3	1	0	1	1	1	1	2	2	2	
2b	Nombre de pièces dans le cabaret une fois l'alésor assemblé (pour la plage 35-70mm)													
3	Nombre de cycles	5,6	2	0	0	2	0	0	2	0	2	3	1	2
4	Résiste à une force d'impact sur l'endroit le plus faible	5,4	2	1	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3
5	Nombre de manipulations du début de l'alésage jusqu'à la pose du PE d'essai	4,6	3	2	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
6	Force de compression supportée par l'outil sans déformation plastique	4,6	1	0	2	2	2	3	3	3	3	3	3	3
7	Force de torsion supportée par l'outil sans se déformer plastiquement	4,7	1	0	2	2	2	3	3	3	3	3	3	3
8	Erreur sur la précision du volume alésé	3,9												
9	Temps de stérilisation	3,2												
10	Nombre de manipulations nécessaires pour évaluer l'os acétabulaire	2,9												
11	Temps pour passer d'un diamètre à un autre	2,8												
12	Surface de visibilité	1,2												
13	Force axiale requise pour effectuer l'alésage	3,6												
14	Temps de manipulations	3,7												
15	Temps d'emballage	2,5												
16	Temps moyen pour monter et démonter l'outil (avec gants) - La meilleure évaluation est dans le nombre d'étapes pour démonter*	4,9	0	3	2	0	1	2	2	1	2	2	0	
	Total	69,7	54	69	0	65	69	61	75	95	96	78	87	74
	Rang		10	7	8	7	9	5	2	1	4	3	6	

* On ajoute les Importance de la stérilisation

Convergence vers certaines solutions

	Caractéristiques critiques	Importance	1	2	3	$A\alpha$	$A\chi$	$A\delta$	$B\alpha$	$B\beta$	$B\chi$	$B\delta$	$B\alpha$	$B\beta$	$B\chi$	$B\delta$	$B\alpha$
1	Coût de fabrication	9,1	1	2	1	2	1	1	1	2	1	1	2	2	0	1	0
2a	Nombre de pièces total	7,2	0	3	1	0	1	1	1	1	1	1	1	2	2	2	2
2b	Nombre de pièces dans le cabaret une fois l'alexsoir assemblé (pour la plage 35-70mm)																
3	Nombre de cycles	5,6	2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	2	3	1	1	2
4	Résiste à une force d'impact sur l'endroit le plus faible	5,4	2	1	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3
5	Nombre de manipulations du début de l'alexage jusqu'à la pose du PE d'essai	4,6	3	2	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
6	Force de compression supportée par l'outil sans déformation plastique	4,6	1	0	2	2	2	2	3	3	3	3	3	3	3	3	3
7	Force de torsion supportée par l'outil sans se déformer plastiquement	4,7	1	0	2	2	2	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3
8	Erreur sur la précision du volume alexé	3,9															
9	Temps de stérilisation	3,2															
10	Nombre de manipulations nécessaires pour évaluer l'os acétabulaire	2,9															
11	Temps pour passer d'un diamètre à un autre	2,8															
12	Surface de visibilité	1,2															
13	Force axiale requise pour effectuer l'alexage	3,6															
14	Temps de manipulations	3,7															
15	Temps d'emballage	2,5															
16	Temps moyen pour monter et démonter l'outil (avec gants) - La meilleure évaluation est dans le nombre d'étapes pour démonter*	4,9	0	3	2	0	1	2	2	1	2	1	2	2	2	2	0
	Total	69,7	54	69	0	65	69	61	75	95	96	78	87	74			
	Rang	10	7	8	7	9	5	2	1	4	3	6					

* On ajoute les Importance de la stérilisation

Nouvelle matrice de décision

2e itération

	Caractéristiques critiques	1ere itération						2e itération						
		B β	B χ	B ε	B β	B χ	B ε	B β	B χ	B ε	B β	B χ	B ε	
1	Coût de fabrication	9,1	2	1	2	3	2	2	3	2	3	2	2	
2a	Nombre de pièces total	7,2	1	2	2	1	2	2	2	1	2	2	2	
2b	Nombre de pièces dans le cabaret et une fois l'alexair assemblé (pour la plage 35-70mm)													
3	Nombre de cycles	5,6	2	2	1	3	2	3	2	3	2	2	3	
4	Résiste à une force d'impact sur l'endroit le plus faible	5,4	3	3	3	2	2	2	2	3	3	3	3	
5	Temps moyen pour monter et démonter l'outil (avec gants) - La meilleure évaluation est dans le nombre d'étapes pour démonter*	4,9	2	0	3	3	3	3	3	1	0	3	3	
6	Nombre de manipulations du début de l'alexage jusqu'à la pose du PE d'essai	4,6	1	1	1	3	3	3	3	3	3	3	3	
7	Force de compression supportée par l'outil sans déformation plastique	4,6	3	3	3	2	2	2	2	3	3	3	3	
8	Force de torsion supportée par l'outil sans se déformer plastiquement	4,7	3	3	3	2	2	2	2	3	3	3	3	
9	Erreur sur la précision du volume alésé	3,9												
10	Temps de stérilisation	3,2												
11	Nombre de manipulations nécessaires pour évaluer l'os acétabulaire	2,9												
12	Temps pour passer d'un diamètre à un autre	2,8												
13	Surface de visibilité	1,2												
14	Force axiale requise pour effectuer l'alexage	3,6												
15	Temps de manipulations	3,7												
16	Temps d'emballage	2,5												
		Total	69,7	95	92	92	100	111	107	99	111	122		
		Rang		2	1	3	2	1	2	3	2	1	2	

* On ajoute les Importance de la stérilisation

Les points marquants:

Les concepts 1-2 sont très proches. Tout se base entre la durabilité et l'utilisation unique!! Il s'agit d'un choix stratégique...

ÉVALUATION DU CONCEPT GLOBAL AVEC LE BAREME D'EVALUATION

Tableau 2.5
Barème d'évaluation

No	Caractéristiques	Sens	Cible	Cote	Performance
1	Coût de fabrication	↓	500 \$		3 C<500 2 500< C < 1000 1 1000< C < 2000 0 C>2000 3 P≤15 2 15< P ≤ 20 1 20< P ≤ 25 0 P>25 3 P = 1 2 1< P ≤ 3 1 3< P ≤ 5 0 P>5
2a	Nombre de pièces libres une fois l'alésoir démonté	↓	15 pièces		
2b	Nombre de pièces dans le cabaret une fois l'alésoir assemblé	↓	1 pièce		
3	Nombre de cycles (5ans*300/an*4 dia/op)	↑	6000 cycles		
4	Résiste à une force d'impact sur l'endroit le plus faible	↑	100% fonctionnel		
5	Nombre de manipulations du début de l'alésage jusqu'à la pose du PE d'essai (pour 4 accroissements de diamètres par exemple)	↓	50% actuel = 10 manip		
6	Force de compression supportée par l'outil sans déformation plastique	↑	300 N		3 F>300 2 200 > F ≥ 300 1 100 > F ≥ 200 0 F < 100
7	Force de torsion supportée par l'outil sans se déformer plastiquement	↑	11.3 Nm		3 F>11.3 2 10 > F ≥ 11.3 1 8.5 > F ≥ 10 0 F < 8.5 3 E = 0 2 0 < E ≤ 2.5 1 2.5 < E ≤ 5 0 E > 5
8	Erreur sur la précision du volume alésé	↓	0%		
9	Temps de stérilisation	↓	0 minutes		3 T = 0 2 30 < E ≤ 60 1 60 < E ≤ 120 0 E > 120
10	Nombre de manipulations nécessaires pour évaluer l'os acétabulaire	↓	0 manip		3 M = 0 2 0 < M ≤ 1 1 1 < M ≤ 2 0 M > 2
11	Temps pour passer d'un diamètre à un autre	↓	Temps act/2 = 10 sec		3 T ≤ 10 2 10 < T ≤ 15 1 15 < T ≤ 20 0 T > 20
12	Surface de visibilité au diamètre moyen de 54mm	↑	100%		3 S=100% 2 75 > S ≥ 100 1 50 > S ≥ 75 0 S < 50 3 F ≤ 200 2 200 < F ≤ 300 1 300 < F ≤ 400 0 F > 400
13	Force axiale requise pour effectuer l'alésage	↓	200 N		
14	Temps de manipulations (transports)	↓	0 minutes		3 T = 0 2 0 < T ≤ 30 1 30 < T ≤ 60 0 T > 60
15	Temps d'emballage	↓	0 minutes		3 T = 0 2 0 < T ≤ 10 1 10 < T ≤ 20 0 T > 20
16	Temps moyen pour monter et démonter l'outil (avec gants)	↓	15 Étapes		3 E ≤ 15 2 15 < E ≤ 20 1 20 < E ≤ 25 0 E > 25

Total : 28 / 33 ≈ 85%

ANNEXE VII

FICHES TECHNIQUES INSTRUMENTS

Series 4® Handpieces

 **Linvatec**
A CENMED COMPANY

183



Cat. No.

Series 4 Drill Reamer..... 5067-001

Pneumatic

Zimmer/Hudson/Series 4 Collet

Stainless Steel

Required:

Lubrication: No

Pressure: 100psi

Speed:

Drill: 750rpm

Ream: 250rpm

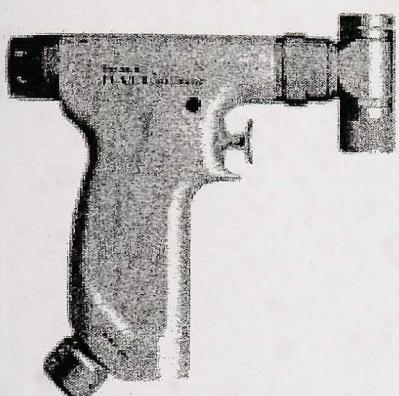
Screw: 250rpm

Torque:

Drill: 40in-lbs

Ream: 100in-lbs

Screw: 18-22in-lbs



Series 4 Oscillating Saw 5067-002

Pneumatic

Stainless Steel

Required:

Lubrication: No

Pressure: 100psi

Speed:

Operating: 14,000cpm

Use 5071-XXX Blades



Series 4 Reciprocating Saw 5067-003

Pneumatic

Stainless Steel

Required:

Lubrication: No

Pressure: 100psi

Speed:

Operating: 17,000

Use 5052-XXX Reciprocation Saw Blades



Series 4 Trauma Drill 5067-004

Pneumatic

Trinkle/AO Collet

Stainless Steel

Required:

Lubrication: No

Power: 100psi

Speed:

Drill: 750rpm

Screw: 250rpm

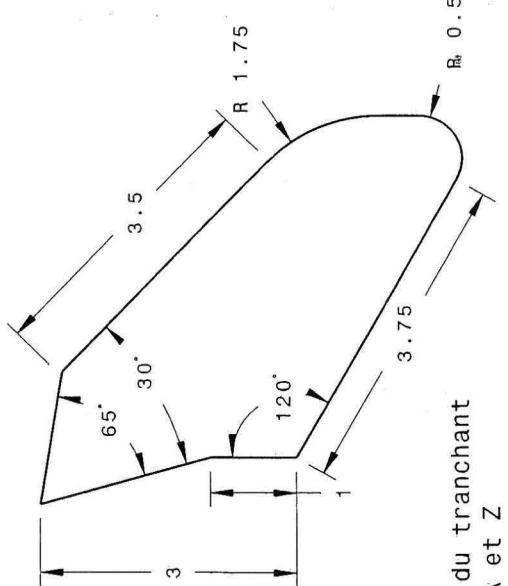
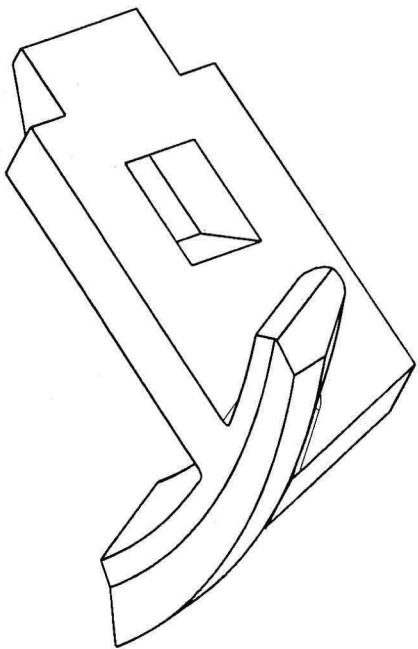
Torque:

Drill: 35in-lbs

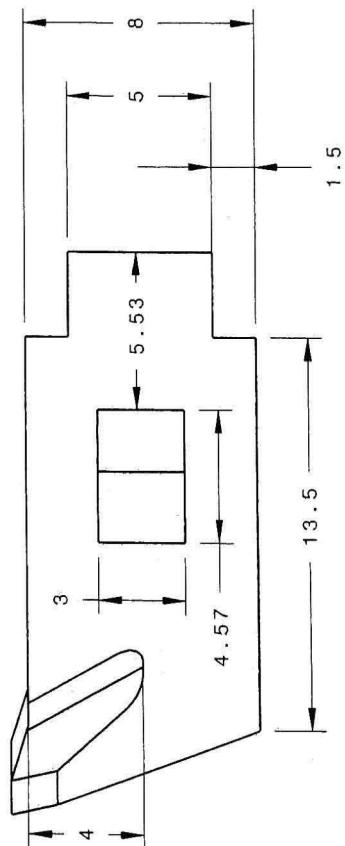
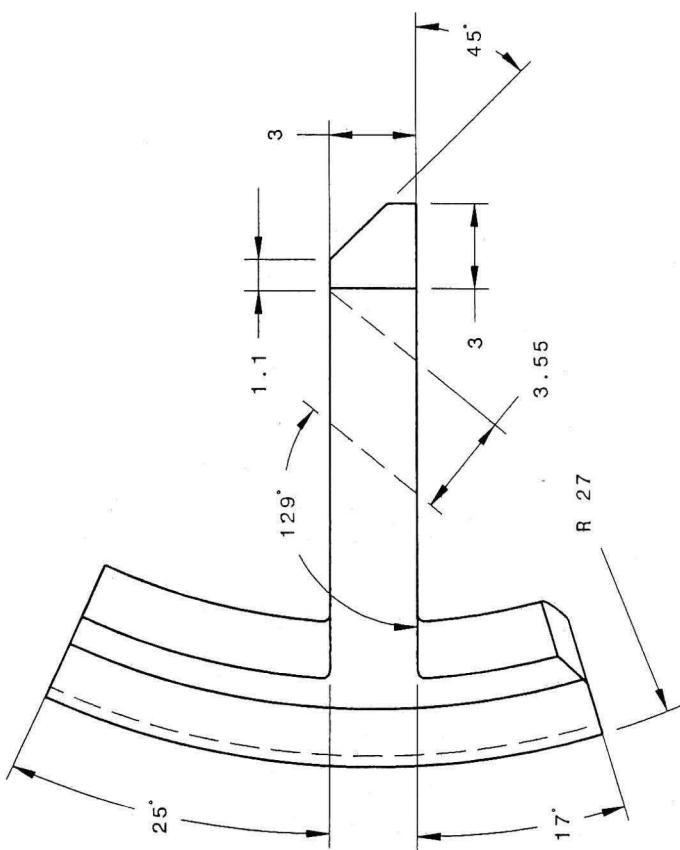
Screw: 18-22in-lbs

ANNEXE VIII

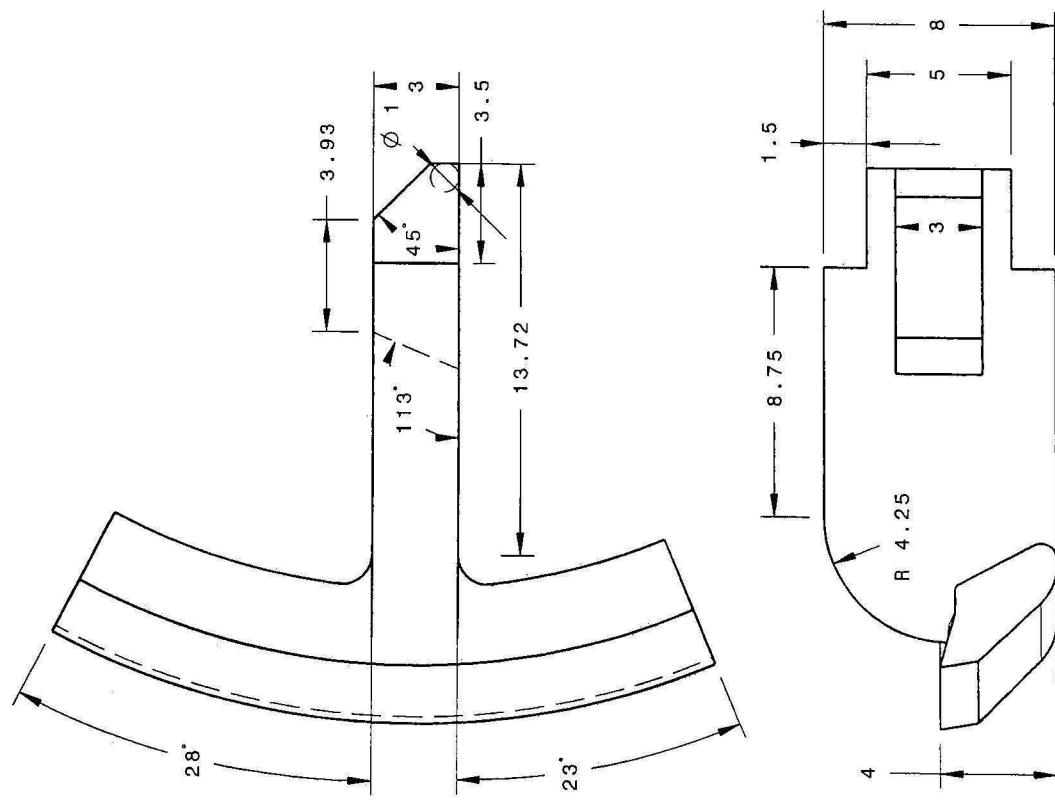
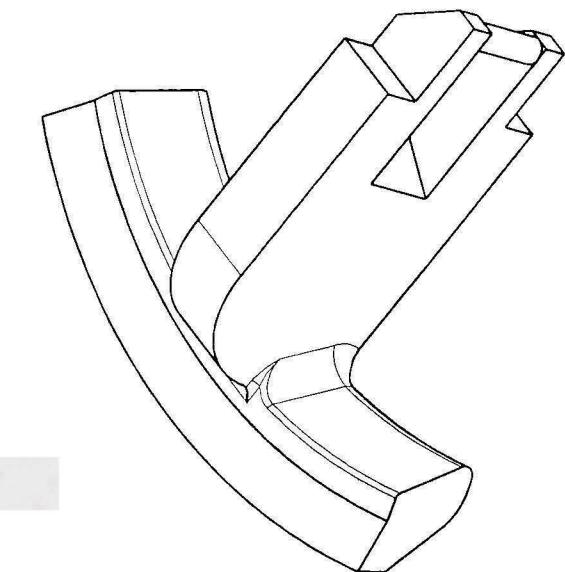
DESSINS TECHNIQUES



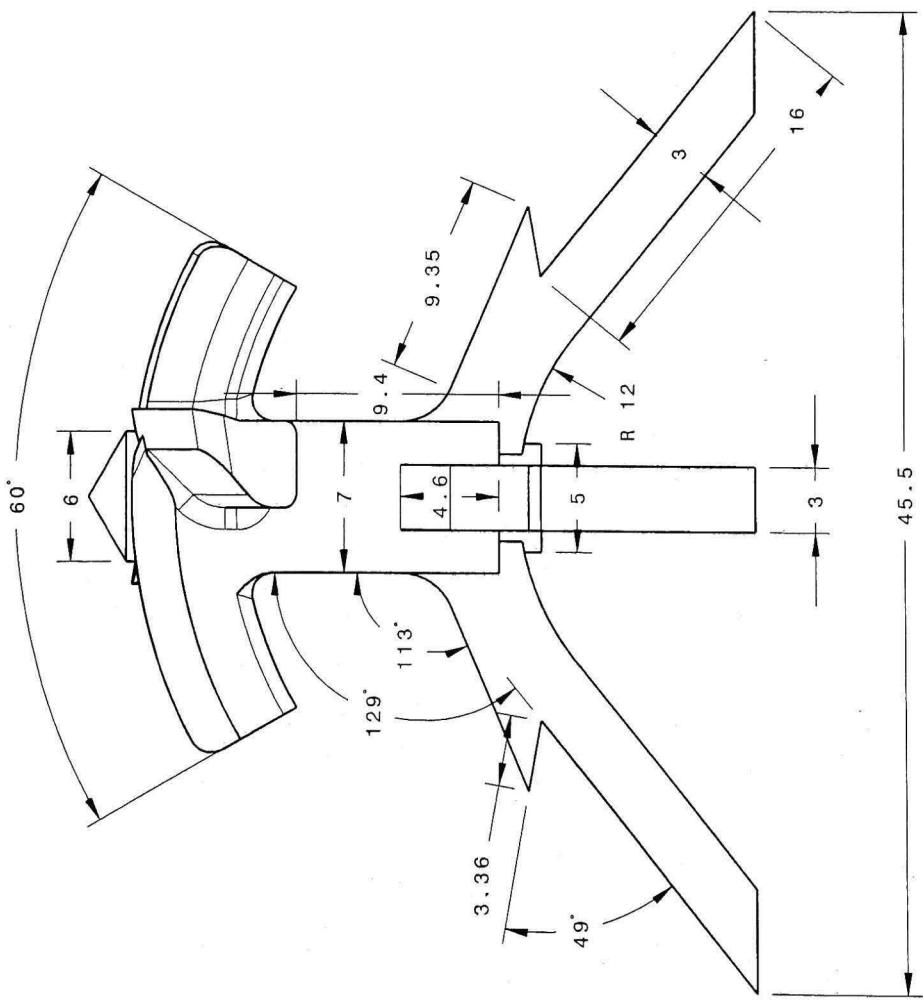
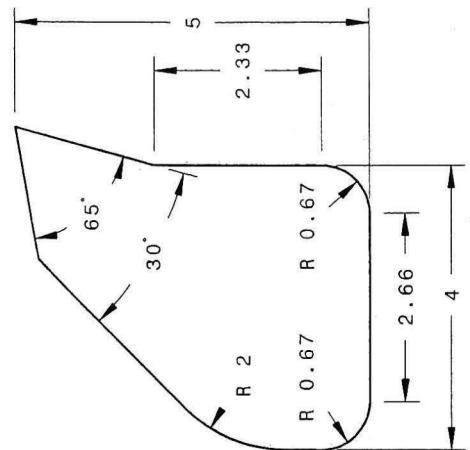
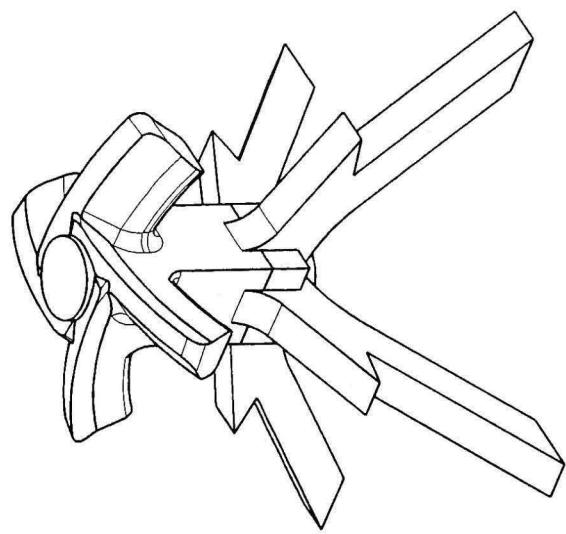
Dimensions du tranchant des lames A et Z



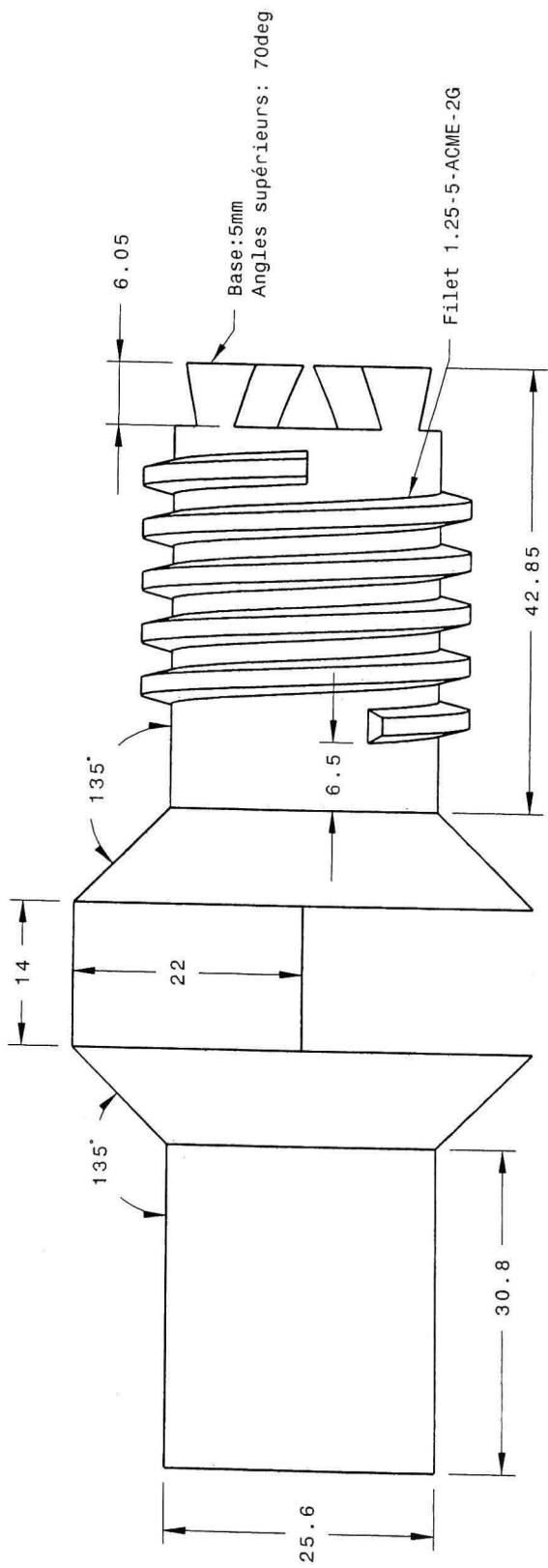
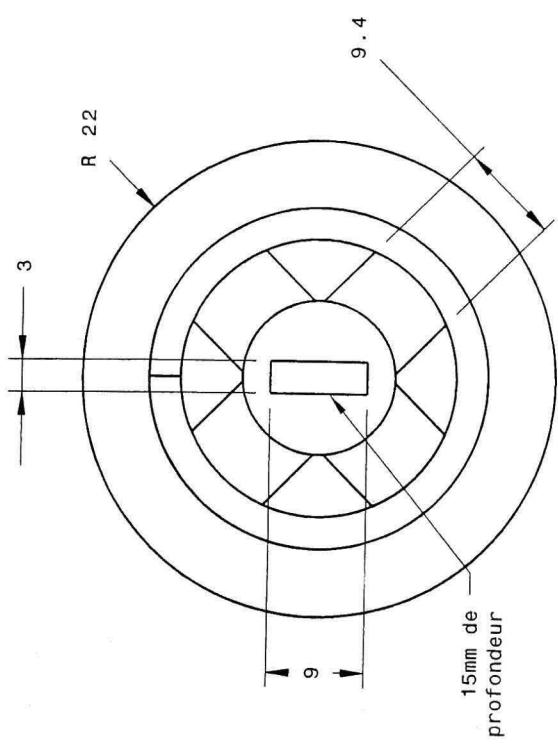
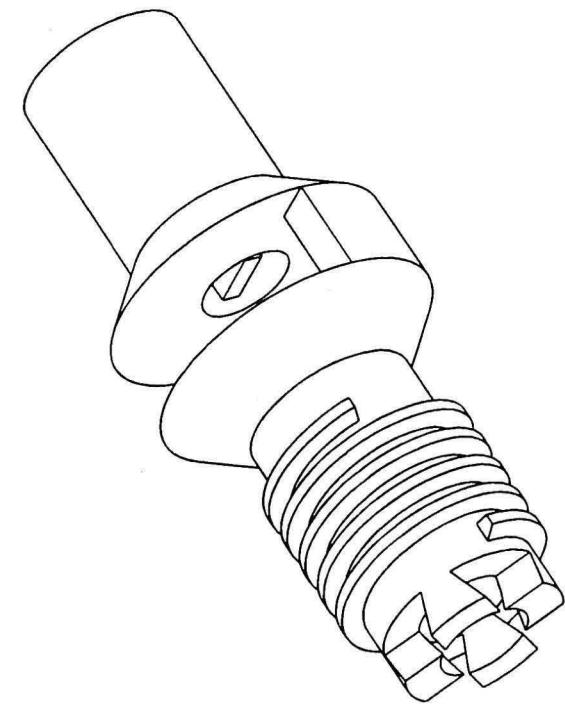
Lame A
Projet de maîtrise: Conception d'un alésoir acétabulaire à diamètre variable
Par: Jean-Sébastien Mérlette
Date: 16 octobre 2007
Dimensions en mm
Échelle 4:1



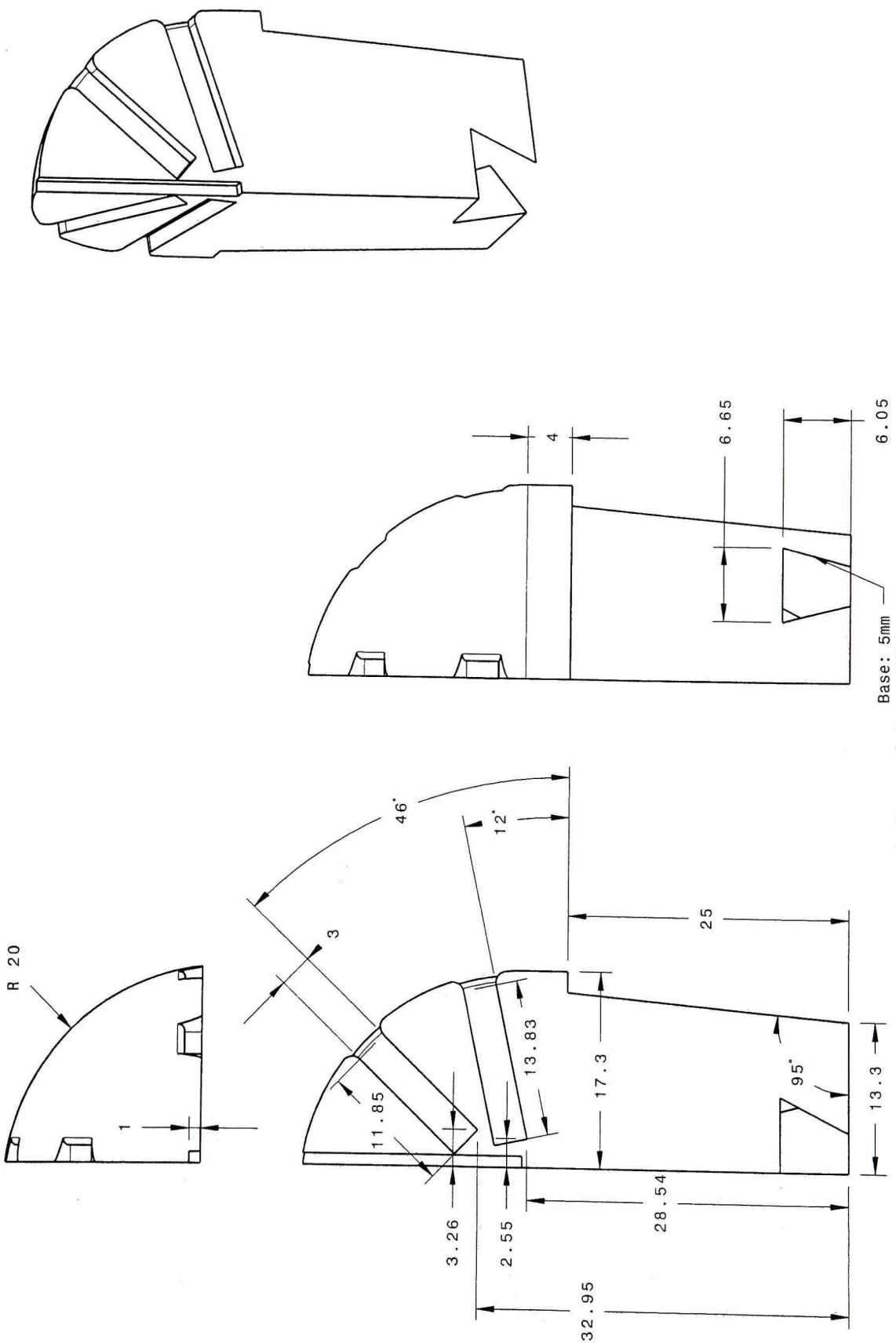
Lame Z
 Projet de maîtrise: Conception d'un alésoir acétabulaire à diamètre variable
 Par: Jean-Sébastien Mérlette
 Date: 16 octobre 2007
 Dimensions en mm
 Échelle 4:1



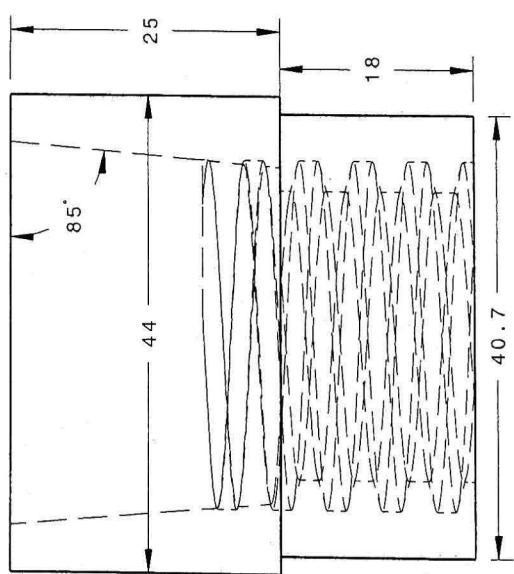
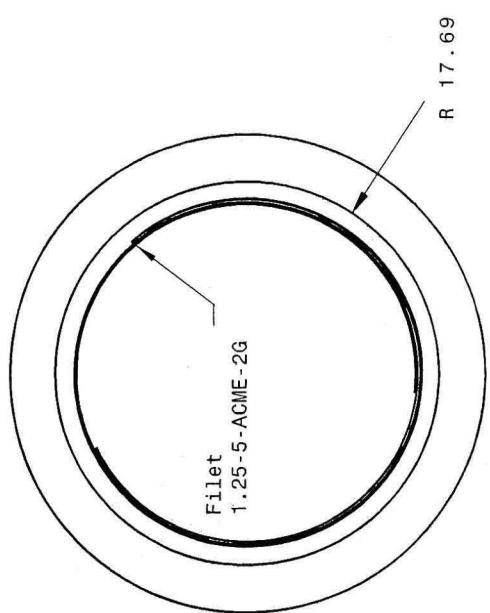
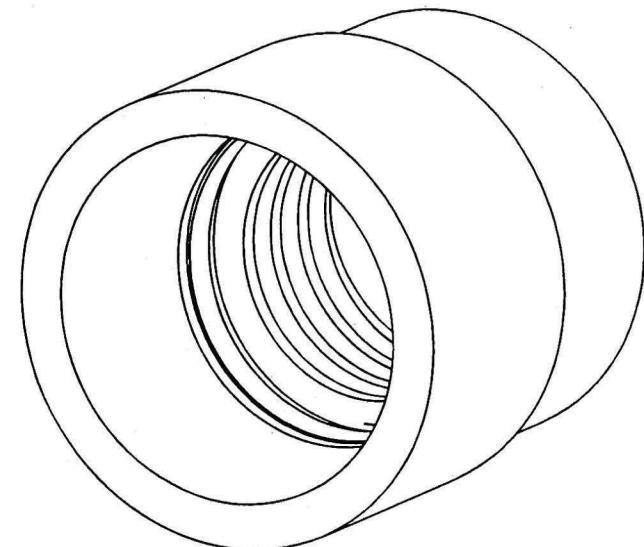
Lame C
 Projet de maîtrise: Conception d'un alésoir acétabulaire à diamètre variable
 Par: Jean-Sébastien Mérlette
 Date: 16 octobre 2007
 Dimensions en mm
 Échelle 3:1



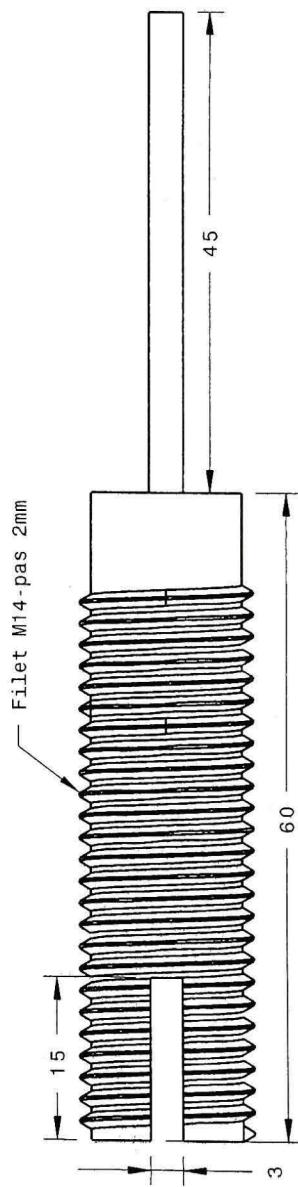
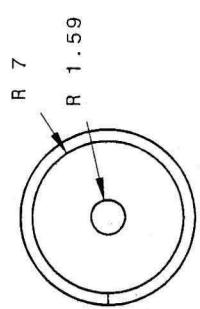
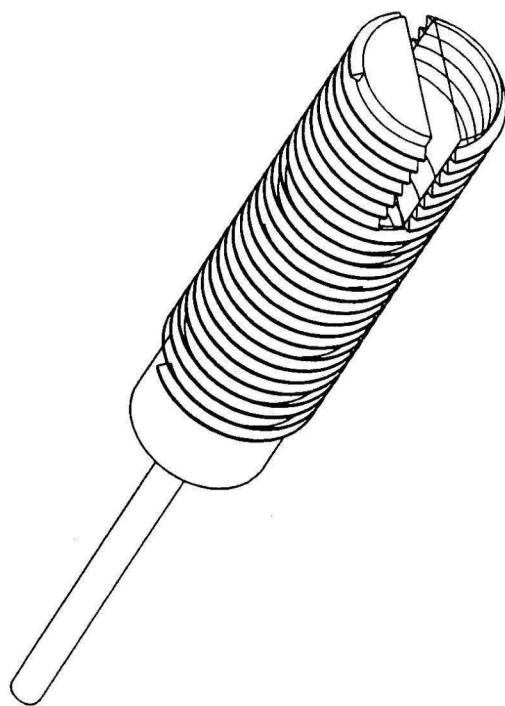
Manche
Projet de maîtrise: Conception d'un alésoir acétabulaire à diamètre variable
Par: Jean-Sébastien Mérlette
Date: 16 octobre 2007
Dimensions en mm
Échelle 3:2



Mors
 Projet de maîtrise: Conception d'un alésoir acétabulaire à diamètre variable
 Par: Jean-Sébastien Mérette
 Date: 16 octobre 2007
 Dimensions en mm
 Échelle 2:1



Serre
 Projet de maîtrise: Conception d'un alésoir acétabulaire à diamètre variable
 Par: Jean-Sébastien Mérlette
 Date: 16 octobre 2007
 Dimensions en mm
 Échelle 3:2



Poussoir
Projet de maîtrise : Conception d'un alésoir acétabulaire à diamètre variable
Par : Jean-Sébastien Mérette
Date : 16 octobre 2007
Dimensions en mm
Échelle 3:2

ANNEXE IX

ÉTUDE DES PROTHÈSES INSTALLÉES À JEAN-TALON EN 2005-2006

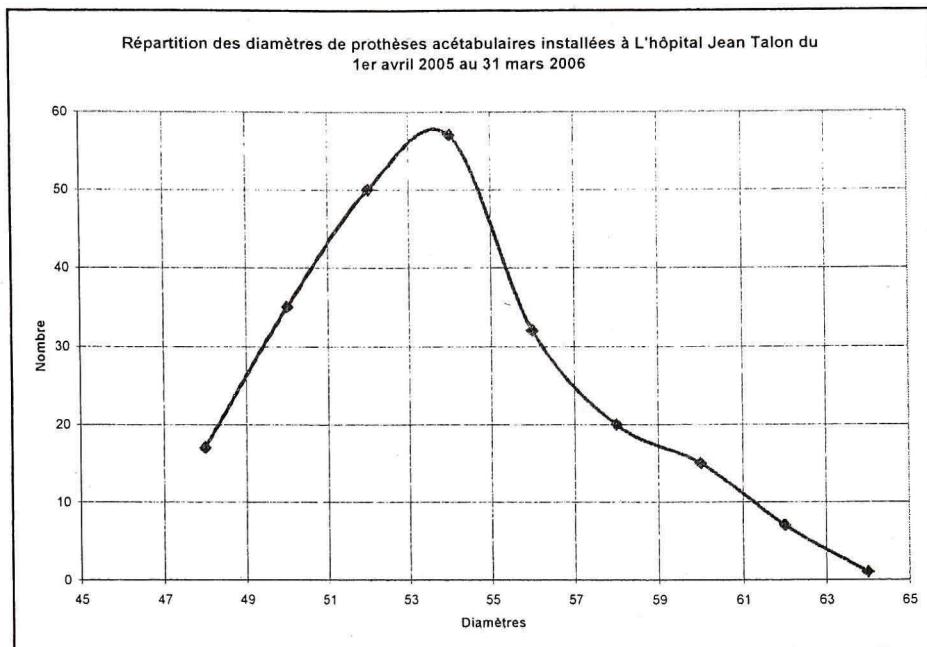
Étude Multi-centrique :Les Prothèses Totales de Hanche(PTH) au Québec

Des milliers de prothèses totales de hanche sont installées au Québec chaque année. Avec la population de plus en plus âgée, ce nombre devrait croître grandement dans les années à venir. C'est d'ailleurs ce qui incite beaucoup de chercheurs à s'impliquer dans le développement de nouvelles approches et de nouveaux traitements pour cette intervention majeure.

Une certaine quantité d'information est disponible sur le sujet mais très peu concernant le côté acétabulaire de la prothèse. Par exemple, il est impossible de trouver la courbe de distribution des diamètres de l'acétabulum des gens ayant subit une PTH.

Le présent projet consiste donc à effectuer une étude multi-centrique à travers le Québec pour déterminer certains paramètres reliés aux PTH. Plusieurs régions devront être couvertes puisque les différences morphologiques peuvent certainement être reliées à la géographie.

Voici un exemple qui a été fait pour l'Hôpital Jean-Talon à Montréal. La distribution représente les diamètres de prothèses acétabulaires (toutes compagnies confondues) installées à cet hôpital durant une certaine période :



Diamètre	Durasul Zimmer		Prothèses Stryker		Total	Dia*total	fm2
48	4243	4	4263	7	6	17	816 39168
50	4244	17	4264	17	1	35	1750 87500
52	4245	18	4265	30	2	50	2600 135200
54	4246	27	4266	27	3	57	3078 166212
56	4247	19	4267	11	2	32	1792 100352
58	4248	8	4268	11	1	20	1160 67280
60	4249	7	4269	7	1	15	900 54000
62	4250	3	4270	3	1	7	434 26908
64			4271	1		1	64 4096
					234	12594	680716

moyenne 12594/234 53,82
variance 12,45
écart-type 3,53

Donc, moyenne -2 écart-types: **46,76**
moyenne + 2 écart-types: **60,88**

ANNEXE X

DONNÉES DES ÉTUDES DE SENSIBILITÉ

Tableau A10-1

Données de l'étude de sensibilité sur le modèle par éléments finis de la Lame A

Dimension des éléments (mm)	Nombre d'éléments	Max Von Mises (MPa)	Écart (%)*
3	358	1040	-
2.75	450	1428	27.2
2.5	646	1269	11.1
2.25	713	1433	11.4
2	908	1159	19.1
1.75	1224	1650	29.8
1.5	1764	1672	1.3
1.25	2742	1606	3.9
1	5391	2366	32.1
0.75	10544	2504	5.5
0.5	29234	4094	38.9

- L'écart est calculé en effectuant l'absolue de la différence entre deux données successives et en divisant cette valeur par le maximum entre ces deux données. Il représente donc en pourcentage l'écart relatif à la valeur précédente.

Tableau A10-2
Données relatives à l'étude de sensibilité de la lame C

Dimension des éléments (mm)	Nombre d'éléments	Von Mises Max (MPa)	Écart (%)*
3	1870	752	-
2.75	2349	1176	36.1
2.5	2610	950	19.2
2.25	3097	894	5.9
2	3735	1069	16.4
1.75	4376	1039	2.8
1.5	6912	1010	2.8
1.25	10341	1089	7.3
1	20993	1124	4.0
0.75	36674	1648	31.2
0.50	92931	1555	5.6

- *L'écart est calculé en effectuant l'absolue de la différence entre deux données successives et en divisant cette valeur par le maximum entre ces deux données. Il représente donc en pourcentage l'écart relatif à la valeur précédente.

Tableau A10-3
Données relatives à l'étude de sensibilité du modèle global

Dimension des éléments (mm)	Nombre d'éléments	Contrainte max (MPa)	Écart (%)*
3	35250	533	-
2.75	37000	446	16.3
2.5	42584	640	30.3
2.25	48942	566	11.6
2	55894	576	1.7
1.75	63425	572	0.7
1.50	77561	575	0.5
1.25	115253	533	7.3
1	145656	764	30.2
0.75	284847	841	9.2

*L'écart est calculé en effectuant l'absolue de la différence entre deux données successives et en divisant cette valeur par le maximum entre ces deux données

ANNEXE XI

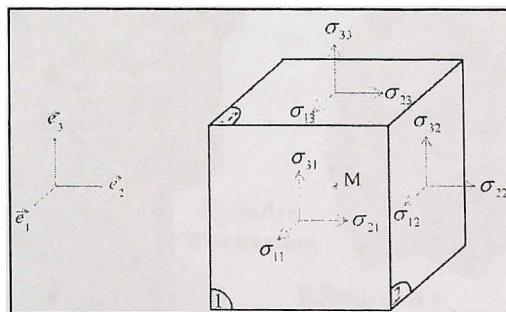
CONTRAINTE DE VON MISES ET TENSEUR DE CONTRAINTES

Le calcul de la contrainte de Von Mises ($\sigma_{VonMises}$) est basé sur le critère de distorsion maximale, selon lequel le début de l'écoulement dans un matériau se produit lorsque l'énergie de distorsion atteint une valeur critique (Bazergui et al., 1993). La contrainte de Von Mises est donc utilisée pour déterminer si le matériau subit une déformation plastique. C'est une fonction scalaire qui donne une appréciation de la contrainte totale qui est induite sur un modèle par éléments finis. La contrainte de Von Mises est la valeur quadratique moyenne de la différence des contraintes principales ($\sigma_1, \sigma_2, \sigma_3$):

$$\sigma_{VonMises} = \sqrt{\frac{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2}{2}}$$

Quant au tenseur de contrainte, il représente tout simplement la matrice des contraintes principales dans les directions principales. Lors de l'utilisation avec le logiciel, il suffit de sélectionner une contrainte principale dans une direction principale et les contraintes s'affichent.

$$T(M) = \begin{pmatrix} \sigma_{11} & \sigma_{12} & \sigma_{13} \\ \sigma_{21} & \sigma_{22} & \sigma_{23} \\ \sigma_{31} & \sigma_{32} & \sigma_{33} \end{pmatrix}$$



(Tirée de Dang Ngoc Chan, 2004)

ANNEXE XII

SOLUTION PRÉLIMINAIRE DU SYSTÈME DE SERRAGE

Le concept de système de serrage retenu est un concept très innovateur qui combine en une seule étape le déploiement et le serrage. Le système est composé de quatre mors (Figure A12) coulissant dans des rainures trapézoïdales (Figure A12). La nouveauté de ce concept réside dans les rondelles (Figure A12) qui coulissent dans les rainures en S (Figure A12). Lorsque le cylindre d'activation (Figure A12) est mis en rotation, deux événements se produisent simultanément :

- Les mors effectuent un mouvement aller-retour. Lorsque la rondelle est près du rebord, le mors est en position fermée. Lorsque le cylindre d'activation est mis en rotation, la rondelle glisse dans la rainure en S et lorsqu'elle est au milieu de cette dernière, le mors est en position ouverte.
- Simultanément, le poussoir effectue une translation verticale via un système de vis qui unit le cylindre d'activation au poussoir.

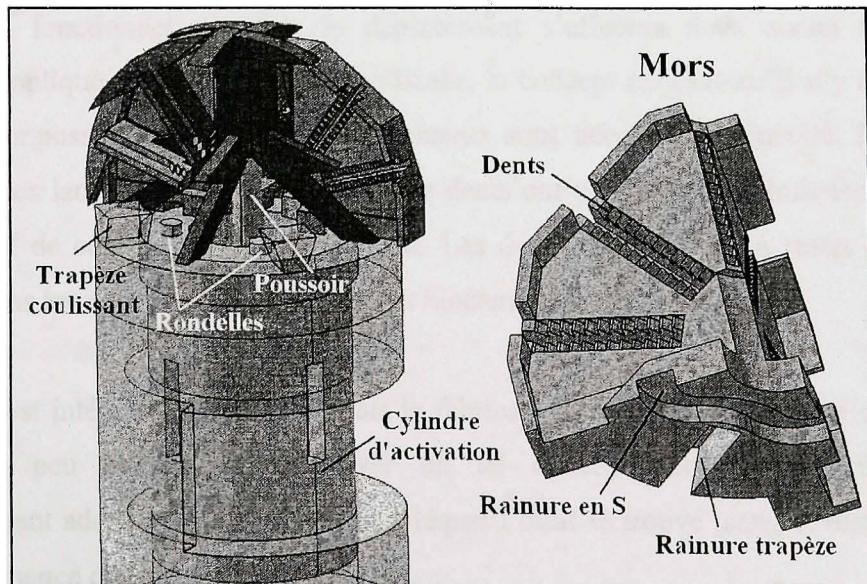


Figure A12 Système de serrage issu de la convergence théorique

Ainsi, simultanément, les mors s'ouvrent, le pousoir se déplace et entraîne les lames C, A et Z dans leur nouvelle position et finalement, les mors se referment. Cette configuration de système est très intéressante puisque le serrage et le déploiement s'effectuent dans la même manipulation.

De plus, ce système de serrage possède une caractéristique supplémentaire. Les lames ainsi que les mors possèdent des dents (Figure A12). Les dents qui sont espacées de 1mm ont deux principales fonctions, soit le bon positionnement des lames et surtout, le blocage des lames en position fermée. Lorsqu'une force axiale est appliquée sur la lame, les dents bloquent toute translation éventuelle puisqu'elles sont appuyées sur les mors.

Essais expérimentaux

Contrairement au système de déploiement, les tests de fonctionnalité effectués sur le prototype fabriqué en prototypage rapide sont moins positifs. Deux éléments de la conception sont particulièrement problématiques. Tout d'abord, le système de rondelles et de rainures en S n'est pas fonctionnel. En fait, le déplacement s'effectue mais aucun serrage n'est réellement appliqué. Pour être vraiment efficace, le concept requiert qu'il n'y ait aucun jeu, ce qui est impossible lorsque des déplacements sont nécessaires. Ensuite, les dents des rainures et des lames causent problèmes. Ces dents ont pour effet de diminuer la résistance des lames et de compliquer le déploiement. Les dents ont tendance à rester partiellement engagées dans les mors, ce qui provoque des blocages lors du déploiement.

Le concept est intéressant sur papier mais la fabrication ainsi que la vocation de l'outil font qu'il serait peu réaliste de conserver un tel concept. Les risques d'un mauvais fonctionnement additionnés au milieu dans lequel l'outil se trouve (sang et résidus d'os) ont pour conséquence de rejeter le concept.

ANNEXE XIII

MÉTHODOLOGIE DU CALCUL DE PRÉCISION DES LAMES

Tout d'abord il est convenu que le chevauchement des lames augmente la précision et par conséquent, la surface tranchante en contact avec l'os sous-chondral lors de l'alésage à grand diamètres. Puisque les lames possèdent un arc tranchant à rayon constant, l'ensemble de lames ne peut être parfaitement circulaire qu'à un seul diamètre, soit celui de cet arc. Un écart se creuse donc toujours entre la surface d'un demi-cercle parfait au diamètre alésé et la surface des lames à ce même diamètre. Le chevauchement permet donc d'augmenter le nombre de lames et par le fait même, la précision. De plus, le chevauchement permet de diminuer l'espace créé entre les lames lors du déploiement. À grand déploiement, ces espaces peuvent grandement altérer la précision de la coupe en créant des espaces non alésés.

Il devient donc important de déterminer le nombre de lames optimal. Pour ce faire, quatre combinaisons sont évaluées, soit trois, cinq, sept et neuf lames ayant toutes une lame qui se retrouve dans l'axe central. Le Tableau A13 présente les différents paramètres pris en considération lors de ce calcul. Le but ultime du calcul est de déterminer l'écart entre le diamètre de la demi-sphère alésée par l'outil et le diamètre de la demi-sphère parfaite. Le seuil est établit selon une étude de (Macdonald et al., 1999) qui stipule que les alésoirs conventionnels ont un écart moyen de 2,1% sur le diamètre par rapport à la sphère parfaite. Il est donc impératif d'être sous ce seuil de 2,1%.

Ainsi, les diamètres alésés sont évaluées aux extrêmes, c'est-à-dire aux diamètres 44 et 66mm. Les combinaisons sont modélisées sur Catia V5R16 où la surface (demi-cercle) de l'ensemble aux deux diamètres est projetée et ensuite calculée. Par la suite, le diamètre est déterminé par les relations géométriques de base ($\text{diamètre} = (8 * \text{surface calculée} / \pi)^{1/2}$). L'amplitude de la lame représente l'angle couvert par la lame (D, Figure A13), l'angle inter-lames représente l'angle entre l'axe central de deux lames successives (A, Figure A13) et le

nombre de degrés de chevauchement représente l'angle où deux lames successives se chevauchent (C, Figure A13). Afin d'avoir une certaine constance entre les différentes combinaisons, toutes les lames chevauchent du quart de leur angle inter-lames et la relation de base est $D=A+2C$.

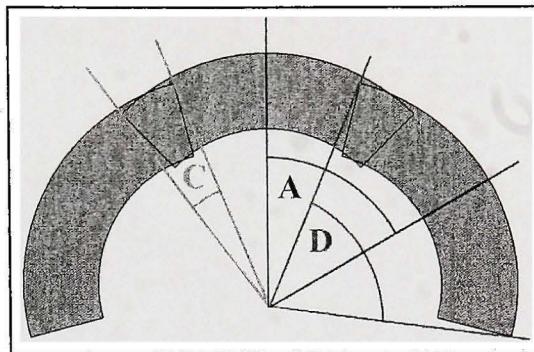


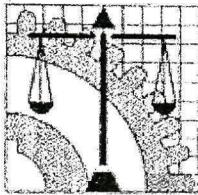
Figure A13 Angles critiques du déploiement des lames

Tableau A13

Propriétés des différentes combinaisons de lames pour les différents diamètres

Diamètre du cercle (D _p)	Nombre de lames par diamètre (N)	Amplitude des lames (D) $D=270/N$	Angle inter-lames (A) $A=180/N$	Degrés de chevauchement (C) $C=A/4$	Surface calculée de l'alésoir (mm ²)	Diamètre de l'alésoir (mm) (D _a)	Écart(%) $ D_p-D_a /D_p$
44 mm	3	90	60	15	806.242	45.310	2.98
	5	54	36	9	779.837	44.562	1.28
	7	38.6	26	6.5	771.216	44.316	0.72
	9	30	20	5	770.256	44.288	0.65
66 mm	3	90	60	15	1677.13	65.352	0.98
	5	54	36	9	1697.868	65.754	0.37
	7	42	26	6.4	1704.623	65.884	0.18
	9	30	20	5	1706.716	65.926	0.11

APPENDICE A
BREVET PROVISOIRE



Tessier
&
Associés Inc.

FTS-051
202-*mf.*

Montréal, le 27 août 2007

Mme Natacha Mongeau
Gestion Valéo s.e.c.
550, Sherbrooke Ouest, Bureau 100
Montréal, Québec
H3A 1B9

Inventeurs : Yvan Petit et al
Titre : Acetabular reamer
Notre réf. 20148-12US.PROV.
Date de dépôt : À venir.

Chère Madame Mongeau,

Selon vos instructions, nous avons déposé aux États-Unis une demande de brevet provisoire intitulée : « Acetabular reamer ». Une copie des documents déposés est jointe à cette lettre. Nous vous transmettrons le reçu de dépôt officiel dès que nous le recevrons. Vous trouverez également notre facture concernant ce dépôt.

En attendant que le brevet soit alloué, vous avez le droit d'indiquer la mention « patent pending » ou « brevet en instance » sur votre invention, son emballage et la documentation s'y rapportant; nous vous recommandons même de le faire.

En espérant le tout à votre entière satisfaction.

Sincèrement,

Manuel Fortin, Agent de brevets, M.Sc.A.
Tessier et Associés.

Approved for use through 07/31/2007 GPO: 06-02-001

U.S. Patent and Trademark Office, U.S. DEPARTMENT OF COMMERCE

PROVISIONAL APPLICATION FOR PATENT COVER SHEET - Page 1 of 2

This is a request for filing a PROVISIONAL APPLICATION FOR PATENT under 35 U.S.C. § 111(a).

Express Mail Label No.

INVENTOR(S)		
Given Name (first and middle (if any))	Family Name or Surname	Residence City, State or Foreign Country
Yvan	Petit	St-Mathieu-de-Bellevue, Canada
Jalier	Fernandine	Brossard, Canada
Jean-Sébastien	Mérette	Montréal, Canada
Mathieu	Dansereau	LaSalle, Canada
Victor	Sorignone	Ottawa, Canada

Additional inventors are being named on the separately numbered sheets attached hereto.**TITLE OF THE INVENTION (500 characters max):****ACETABULAR REAMER**

Direct all correspondence to:

CORRESPONDENCE ADDRESS The address corresponding to Customer Number _____**OR** Firm or Individual Name **TESSIER ET ASSOCIES**

Address P O BOX 54020

City MOUNT ROYAL	State/Province	Zip/HIP 3H4
Country CANADA	Telephone 514-990-3434	Email

ENCLOSED APPLICATION PARTS (check all that apply) Application Data Sheet See 37 CFR 1.76 CD(s) Number of CDs _____ Drawing(s) Number of Sheets 1 2 Other specify 2 Specification (e.g. description of the invention) Number of Pages 2

Fees Due: Filing Fee of \$200 (\$100 for small entity). If the specification and drawings exceed 700 sheets of paper, an application size fee is also due, which is \$250 (\$125 for small entity) for each additional 50 sheets or fraction thereof. See 35 U.S.C. 41(e)(1)(G) and 37 CFR 1.46(b).

METHOD OF PAYMENT OF THE FILING FEE AND APPLICATION SIZE FEE FOR THIS PROVISIONAL APPLICATION FOR PATENT Applicant claims small entity status. See 37 CFR 1.27.

\$200.00

 A check or money order is enclosed to cover the filing fee and application size fee (if applicable). Payment by credit card. Form PTO-2038 is attached.**TOTAL FEE AMOUNT (\$)** The Director is hereby authorized to charge the filing fee and application size fee (if applicable) or credit any overpayment to my Deposit Account Number _____.

A duplicate copy of this form is enclosed for my processing.

USE ONLY FOR FILING A PROVISIONAL APPLICATION FOR PATENT

This collection of information is required by 37 CFR 1.51. The information is required to obtain or retain a benefit by the public which is available under the USA PATRIOT Act of 2001. Confidentiality is governed by 35 U.S.C. 122 and 37 CFR 1.11 and 1.14. This collection is estimated to take 0 hours to complete, including gathering, preparing, and submitting the completed application form to the USPTO. Time will vary depending upon the individual case. Any comments on the amount of time you require to complete this form and/or suggestions for reducing this burden, should be sent to the Chief Information Officer, U.S. Patent and Trademark Office, U.S. Department of Commerce, P.O. Box 1450, Alexandria, VA 22313-1450. DO NOT SEND FEES OR COMPLETED FORMS TO THIS ADDRESS. SEND TO: Commissioner for Patents, P.O. Box 1450, Alexandria, VA 22313-1450.

If you need assistance in completing the form, call 1-800-PTO-9199 and select option 2.

PROVISIONAL APPLICATION COVER SHEET

Page 2 of 2

TM10/2816167.DOC

Approved for use through 01/11/2037 (2023 Rule 16(c))

U.S. Patent and Trademark Office U.S. DEPARTMENT OF COMMERCE

Under the Paperwork Reduction Act of 1995, no persons are required to respond to a collection of information unless it displays a valid OMB control number.

The invention was made by an agency of the United States Government or under a contract with an agency of the United States Government.



No



Yes, the name of the U.S. Government agency and the Government contract number are:

WARNING:

Petitioner/applicant is cautioned to avoid submitting personal information in documents filed in a patent application that may contribute to identity theft. Personal information such as social security numbers, bank account numbers, or credit card numbers (other than a check or credit card authorization form PTO-2038 submitted for payment purposes) is never required by the USPTO to support a petition or an application. If this type of personal information is included in documents submitted to the USPTO, petitioners/applicants should consider redacting such personal information from the documents before submitting them to the USPTO. Petitioner/applicant is advised that the record of a patent application is available to the public after publication of the application (unless a non-publication request in compliance with 37 CFR 1.213(a) is made in the application) or issuance of a patent. Furthermore, the record from an abandoned application may also be available to the public if the application is referenced in a published application or an issued patent (see 37 CFR 1.14). Checks and credit card authorization forms PTO-2038 submitted for payment purposes are not retained in the application file and therefore are not publicly available.

SIGNATURE

Louis Tessier

Date August 21, 2007

TYPED or PRINTED NAME LOUIS TESSIER

REGISTRATION NO. 45,289
or appropriate

TELEPHONE 514.990.3434

Docket Number 20148-17

PROVISIONAL APPLICATION COVER SHEET

Additional Page

ISSN 1062-1024

Appendix B: *Paraphrase* (see Table 1, Code 1993)

U.S. Patent and Trademark Office, U.S. DEPARTMENT OF COMMERCE

Under the Paperwork Reduction Act of 1995, no person's are required to respond to a collection of information unless it displays a valid OMB control number.

First Named Inventor	Yvan Petit	Derby Number	26148-12
INVENTOR(S)/APPLICANT(S)			
Given Name (first and middle if any)	Family or Surname	Residence (City and either State or Foreign Country)	
Mathieu	Cartier	Montreal, Canada	

ANSWER

WARNING: Information on this form may become public. Credit card information should not be included on this form. Provide credit card information and authorization on PTC-2001.

TITLE OF THE INVENTION

ACETABULAR REAMER.

FIELD OF THE INVENTION

[0001] The present invention relates to the art of surgical devices. More specifically, the present invention is concerned with an acetabular reamer.

BACKGROUND OF THE INVENTION

[0002] Acetabular reamers are used in hip replacement surgery to prepare the acetabulum of the hip of a patient before the attachment of an acetabular cup thereto. In such surgeries, there is a need to prepare the acetabulum so that it has a substantially spherical cap-shaped surface to receive a substantially hemispherical acetabular cup. To that effect, a surgeon typically uses a reamer including a substantially hemispherical reaming element in which asperities are formed. The reaming element is longitudinally mounted to the distal end of an axle and the axle is attached to a rotating power tool such as, for example, a drill. The drill rotates the axle about its longitudinal axis, thereby rotating the reaming element to allow reaming of the acetabulum.

[0003] Hip replacement surgery is performed typically after having performed a relatively small incision in a patient, the incision being used for introducing and removing surgical instruments therethrough. Therefore, each time an instrument is inserted in the patient, or removed therefrom, there is a risk that soft tissues adjacent the incision become damaged by this action.

[0004] In the above-described reaming method, the surgeon typically

needs to remove and re-insert repeatedly the acetabular reamer to change the reaming element by a reaming element having a slightly larger diameter in each successive iteration. This allows the surgeon to gradually ream the acetabulum to a desired shape and dimension.

[0005] In turn, this requires that many reaming elements be brought into an operating room, which results in relatively large sterilizing costs. Furthermore, the repetitive insertion and removal of the acetabular reamer from the patient is time-consuming and may cause injuries to soft tissues adjacent the incision.

[0006] Another problem of many conventional acetabular reamers is that the reaming element typically includes asperities that are spaced apart from each other. These asperities therefore do not produce directly a relatively smooth surface and the surgeon needs to move the acetabular reamer in a substantially ball-joint-like motion inside the patient to achieve a suitably uniform surface suitable for the attachment of the acetabular cup thereto. Since the surgeon typically does not see the result of this operation, there is always a risk that the resulting surface is not smooth enough and results in sub-optimal implementation of the acetabular cup. Another disadvantage of this motion is that, once again, it creates a risk of injuring soft tissues inside the patient.

[0007] A few alternative acetabular reamers having variable dimensions have been previously described. For example, U.S. patent 6,918,914 issued on July 19, 2005 to Bauer describes an acetabular reamer including arcuately-shaped segments that are extendable and retractable about a center point to create variably dimensioned recesses in an acetabular region. However, in this acetabular reamer, when the arcuately-shaped segments are moved away from the central location, the arcuately-shaped segments become

spaced apart from each other, which therefore create gaps therebetween. In turn, this requires that the surgeon operate the acetabular reamer substantially in the ball-joint-like motion described hereinabove. Also, when the acetabular reamer is used to ream the acetabulum, mechanical forces transmitted by the arcuately-shaped segments to the remainder of the acetabular reamer are relatively large, which therefore requires that the mechanism used to extend and retract the arcuately-shaped segments be relatively sturdy. This leads to a restriction to a relatively small number of the number of arcuately-shaped segments that can be provided because of size limitations present in such reamers. Also, the surface formed by the arcuately-shaped segments is spherical at only one single overall diameter. For other dimensions, the reamed surface will deviate from a perfect sphere, and since the number of segments is relatively small, such deviations are relatively large in the acetabular reamer proposed by Bauer.

[0008] A US Patent Application filed by Termanini and published under the publication number 2006/0207730 on Sept. 28, 2006 describes another acetabular reamer including deployable segments deployable by a deployment mechanism. A disadvantage of this acetabular reamer resides in the presence of pivots in the deployment mechanism, the pivots being load-bearing when the acetabular reamer is in use. Such pivots are relatively fragile and introduce failure points in the design of this acetabular reamer. Also, manufacturing imprecisions in the pivots can lead to the creation of vibrations when the acetabular reamer is in use. Furthermore, the pivots form a structure that is relatively difficult to clean and sterilize.

[0009] Another extendable acetabular reaming system has been described by Temeles in U.S. Patent 6,283,971 issued September 4, 2001. In this reamer, a reamer head has a convex forward surface attached to a plate that defines an interior space therebetween. The forward space includes

apertures extending therethrough and the base plate includes a central aperture over which a flexible bladder is mounted within the interior space. The reaming system includes cutting blades mounted to the bladder and positioned so as to correspond with respective apertures. The bladder is inflatable so as to extend the blades through the apertures to a variable extent. Once again, in this system, there are gaps between the blades, which will therefore not alleviate one of the problems mentioned hereinabove. Also, any gap between the blades and the apertures will create vibration in the acetabular reamer when the acetabular reamer is used to ream the acetabulum.

[0010] Accordingly, there is a need in the industry to provide an improved acetabular reamer. An object of the present invention is therefore to provide such an acetabular reamer.

SUMMARY OF THE INVENTION

[0011] In a broad aspect, the invention provides an acetabular reamer usable by an intended user. The acetabular reamer includes a body, the body defining a rotation axis about which the acetabular reamer is rotatable by the intended user. A reaming element is operatively coupled to the body so as to be movable between a reaming element inner position and a reaming element outer position relatively to the body. The reaming element is positioned further away from the rotation axis in the reaming element outer position than in the reaming element inner position. An actuator is operatively coupled to the body and to the reaming element so as to allow the intended user to move the reaming element between the reaming element inner and outer positions. A reaming element lock is operatively coupled to the body and to the reaming element so as to be configurable between a locked configuration and an unlocked configuration. In the unlocked configuration, the reaming element is free to move under the action of the actuator between the reaming

element inner and outer positions. In the locked configuration, the reaming element lock substantially prevents the reaming element from moving relatively to the body. When the reaming element lock is in the locked configuration and external loads are exerted onto the reaming element, the reaming element lock transmits the external loads to the body.

[0012] Advantageously, in some embodiments of the invention, the proposed acetabular reamer includes a relatively large number of reaming elements as the actuator may have a relatively complex configuration while fitting within the relatively small inner space defined by the reaming elements. Indeed, the large forces exerted onto the acetabular reamer when in use are transmitted to the body not through the actuator, but through the reaming element lock. Since the reaming element lock may be configured so as to be relatively sturdy while remaining confined within the surface defined by the reaming elements, the proposed acetabular reamer is relatively sturdy even when including a relatively large number of reaming elements and a relatively fragile actuator.

[0013] Furthermore, in some embodiments of the invention, the reaming elements each define a respective reaming surface, the reaming surfaces being arranged along the meridians of a substantially spherical-cap-shaped surface.

[0014] Advantageously, in some embodiments of the invention, the reaming surfaces are arranged such that there is an overlap between the reaming surfaces of the reaming elements extending along each meridian, which, therefore, eliminates gaps through which no reaming occurs when the acetabular reamer is rotated about the rotation axis.

[0015] The proposed acetabular reamer is further ergonomic to use

and relatively easily manufacturable using known materials and techniques.

[0016] The use of the proposed acetabular reamer allows an intended user to use only a relatively small number of components to ream cavities having various dimensions.

[0017] In some embodiments of the invention, the proposed acetabular reamer is relatively easily dismantled into individual components that are each relatively easily cleanable and sterilizable.

[0018] Another advantage of having an acetabular reamer including many reaming elements resides in that the use of many reaming elements allows for reaming a cavity that deviates only slightly from the surface of a perfect sphere.

[0019] Other objects, advantages and features of the present invention will become more apparent upon reading of the following non-restrictive description of preferred embodiments thereof, given by way of example only and in relation with the following Figures.

BRIEF DESCRIPTION OF THE DRAWINGS

[0020] Figure 1, in a perspective view, illustrates an acetabular reamer in accordance with an embodiment of the present invention;

[0021] Figure 2, in a side elevation view, illustrates the acetabular reamer shown in Fig. 1;

[0022] Figure 3, in a side cross-sectional view along the line A-A

shown in Fig. 2, illustrates the acetabular reamer shown in Figs. 1 and 2;

[0023] Figure 4a, in a perspective view with parts and portions removed, illustrates the acetabular reamer shown in Figs. 1 to 3, the acetabular reamer being shown in a retracted configuration;

[0024] Figure 4b, in a perspective view with parts and portions removed, illustrates the acetabular reamer shown in Figs. 1 to 4a, the acetabular reamer being shown in an intermediate configuration;

[0025] Figure 4c, in a perspective view with parts and portions removed, illustrates the acetabular reamer shown in Figs. 1 to 4b, the acetabular reamer being shown in an expanded configuration;

[0026] Figure 5a, in a side elevation view with parts removed, illustrates the acetabular reamer shown in Figs. 1 to 4c, the acetabular reamer being shown in the retracted configuration;

[0027] Figure 5b, in a side elevation view with parts removed, illustrates the acetabular reamer shown in Figs. 1 to 5a, the acetabular reamer being shown in the expanded configuration;

[0028] Figure 6, in a side elevation view, illustrates a portion of an actuator of the acetabular reamer shown in Figs. 1 to 5b, the portion of the actuator being shown coupled to a reaming element of a first type;

[0029] Figure 7, in a perspective view, illustrates the portion of the actuator shown in Fig. 6 coupled to the reaming element of the first type;

- [0030] Figure 8, in a perspective view, illustrates a reaming element of a second type included in the acetabular reamer shown in Figs. 1 to 7;
- [0031] Figure 9, in a top plan view, illustrates the reaming element of the second type shown in Fig. 8;
- [0032] Figure 10, in a side elevation view, illustrates the reaming element of the second type shown in Figs. 8 and 9;
- [0033] Figure 11, in a front elevation view, illustrates the reaming element of the second type shown in Figs. 8 to 10;
- [0034] Figure 12, in a perspective view, illustrates a reaming element of a third type included in the acetabular reamer shown in Figs. 1 to 7;
- [0035] Figure 13, in a top plan view, illustrates the reaming element of the third type shown in Fig. 12;
- [0036] Figure 14, in a side elevation view, illustrates the reaming element of the third type shown in Figs. 12 and 13;
- [0037] Figure 15, in a front elevation view, illustrates the reaming element of the third type shown in Figs. 12 to 14;
- [0038] Figure 16, in a perspective view, illustrates a reaming element in accordance with an alternative embodiment of the present invention;
- [0039] Figure 17, in a perspective view, illustrates a coupling between the reaming elements shown in Figs. 8 to 15 and the actuator shown

in Figs. 6 and 7;

[0040] Figure 18, in a perspective view, illustrates a coupling between a reaming element and a locking component included in the acetabular reamer shown in Figs. 1 to 7;

[0041] Figure 19, in a side cross-sectional view with parts removed, illustrates the acetabular reamer shown in Figs. 1 to 7;

[0042] Figure 20, in a side elevation view, illustrates an actuator, the actuator being part of the acetabular reamer shown in Figs. 1 to 7;

[0043] Figure 21, in a cross-sectional view taken along the line B-B shown in Fig. 20, illustrates the actuator shown in Fig. 21;

[0044] Figure 22a, in a top elevation view with parts removed, illustrates the acetabular reamer shown in Figs. 1 to 7, the acetabular reamer being shown with the locking component thereof in a locked configuration; and

[0045] Figure 22b, in a top elevation view with parts removed, illustrates the acetabular reamer shown in Figs. 1 to 7, the acetabular reamer being shown with the locking component thereof in an unlocked configuration.

DETAILED DESCRIPTION

[0046] Referring to Fig. 1, there is shown an acetabular reamer 10 usable by an intended user (not shown in the drawings). The acetabular reamer 10 includes a body 12, the body 12 defining a rotation axis 13 about which the acetabular reamer 10 is rotatable by the intended user (not shown in

the drawings).

[0047] The acetabular reamer 10 includes at least one reaming element 14, 14', 14". As described in further details hereinbelow, the acetabular reamer 10 shown in the drawings includes a reaming element of a first type 14, four reaming elements of a second type 14' and four reaming elements of a third type 14". However, in alternative embodiments of the invention, the acetabular reamer 10 includes any suitable number of reaming elements 14, 14' and 14" and any suitable number of types of reaming elements 14, 14', 14".

[0048] Each reaming element 14, 14', 14" is operatively coupled to the body 12 so as to be movable between a respective reaming element inner position shown, for example, in Figs. 4a and 5a, and a respective reaming element outer position shown, for example, in Figs. 4c and 5b, relatively to the body 12. Also, as illustrated in Fig. 4b, each reaming element 14, 14', 14" may be moved at a respective reaming element intermediate position located intermediate the reaming element inner and outer positions. Each reaming element 14' and 14" is positioned further away from the rotation axis 13 in the reaming element outer position than in the reaming element inner position, except for the reaming element 14 which moves substantially longitudinally away from the body 12 when moving from the reaming element inner position to the reaming element outer position.

[0049] As seen for example in Figs. 4a to 5b, the acetabular reamer 10 also includes an actuator 16, the actuator 16 being operatively coupled to the body 12 and to the reaming elements 14, 14', 14" so as to allow the intended user (not shown in the drawings) to move the reaming elements 14, 14', 14" between their respective reaming element inner and outer positions.

[0050] A reaming element lock 18, shown for example in Figs. 3, 22a and 22b, is operatively coupled to the body 12 and to the reaming elements 14, 14', 14" so as to be configurable between a locked configuration, shown in Fig. 22a, and an unlocked configuration, shown in Fig. 22b. In the unlocked configuration, the reaming elements 14, 14', 14" are free to move under the action of the actuator 16 between the reaming element inner and outer positions. In the locked configuration, the reaming element lock 18 substantially prevents the reaming elements 14, 14', 14" from moving relatively to the body 12.

[0051] Referring to Figs 5a and 5b, the body 12 defines a body proximal end section 20, a substantially opposed body distal end section 22 and a body intermediate section 24 extending therebetween. The body proximal end section 20 is attachable to a power tool usable for rotating the acetabular reamer 10 about the rotation axis 13. For example, the body proximal end section 20 is attachable to a power drill in a conventional manner.

[0052] The body 12 defines a body recess 26 extending from the body distal end section 22 substantially longitudinally into the body 12 towards the body proximal end section 20. The body recess 26 is provided for receiving the actuator 16 and therefore allows mounting the actuator 16 to the body 12. The body recess 26 defines a recess aperture 28 in the body distal end section 22. The actuator 16 extends substantially longitudinally outwardly from the body recess 26 through the recess aperture 28 and is mounted therewith so as to be longitudinally movable relatively thereto. The body recess 26 defines a recess end wall 30 located substantially opposed to the recess aperture 28 and a recess protrusion 32 extending substantially longitudinally from the recess end 30 towards the recess aperture 28.

[0053] The body 12 defines a body outer surface 33. An access

aperture 34 extends substantially radially inwardly from the body outer surface 33 to the body recess 26 and allows the intended user (not shown in the drawings) to access the actuator 16 so as to operate the actuator 16 to move the reaming elements 14, 14', 14".

[0054] The body distal end section 22 includes locking component attachments 35 for attaching the reaming element lock 18 to the body 12. For example, the locking component attachments 35 take the form of protrusions formed into the body distal end section 22, the protrusions tapering both in a direction leading towards the body proximal end section 20 and in direction leading towards from the body recess 26. For example, the component attachments 35 have a substantially frustro-pyramidal configuration.

[0055] Still referring to Figs. 5a and 5b, the actuator 16 includes a reaming element mounting portion 38 for mounting the reaming elements 14, 14' and 14" thereto. A mounting section support 40 supports the reaming element mounting portion 38 and allows mounting of the actuator 16 to the body 12. For example, the mounting section support 40 is substantially elongated and extends longitudinally from the reaming element mounting portion 38.

[0056] Referring to Figs. 20 and 21, the mounting section support 40 defines a support proximal end section 42 and a substantially longitudinally opposed support distal end section 44. For example, the mounting section support 40 takes the form of a substantially elongated component including a substantially cylindrical support distal end section 44 and a substantially cylindrical support proximal end section 42 extending therefrom. The support distal end section 44 typically has smaller diameter than the support proximal end section 42.

[0057] In some embodiments of the invention, the actuator 16 further includes a nut 46 mounted to the body 16 so as to extend into the access aperture 34 (not shown in Figs. 20 and 21). As seen in Fig. 21, support threads 48 engage nut threads 50 of the nut 46 and are formed into the mounting section support 40, for example into the support proximal end section 42.

[0058] A rotation stopper 54 is provided for preventing the mounting section support 40 from rotating relatively to the body recess 26. For example, the rotation stopper 54 takes the form of a slit extending longitudinally into the support proximal end section 42 and positioned, configured and dimensioned to engage the recess protrusion 32 so as to be fixed in rotation about the rotation axis 13 relatively thereto.

[0059] Referring to Figs 6 and 7, the reaming element mounting portion 38 includes a central portion 52 from which arms 56 extend substantially outwardly. Each of the arms 56 includes an arm first section 58 and an arm second section 60 extending therefrom. The arm first section 58 extends from the central portion 52. The central portion 52, the arm first sections 58 and the arm second sections 60 are provided for mounting thereto respectively a reaming element of the first type 14, reaming elements of the second type 14' and reaming elements of the third type 14".

[0060] In the specific embodiment of the invention shown in the drawings, the reaming element of the first type 14 extends substantially longitudinally away from the mounting section support 40 from the central portion 52. In some embodiments of the invention, the reaming element of the first type 14 is removably mountable to the mounting section support 40. In other embodiments of the invention, the reaming element of the first type 14 extends integrally from the mounting section support 40. The reaming elements of the second type 14' are each mounted to a respective arm first section 58 so

as to be slidably movable therealong and the reaming elements of the third type 14" are each mounted to a respective arm second section 60 so as to be slidably movable therealong.

[0061] It has been found that including four substantially circumferentially equally spaced apart arms 56 provides an acetabular reamer producing relatively small amounts of vibration when used to ream the acetabulum. However, it is within the scope of the invention to include any suitable number of arms 56 in the acetabular reamer 10. Yet, furthermore, while the acetabular reamer 10 shown in the drawings includes three types of reaming elements and includes arms to which two reaming elements 14' and 14" are mountable, it is within the scope of the invention to have acetabular reamers including arms to which any other suitable number of reaming elements is mountable.

[0062] It has been found that having an arm first section 58 extending at an angle of about 113 degrees relatively to the rotation axis 13 and having an arm second section 60 extending at an angle of about 129 degrees relatively to the rotation axis 13 provides an acetabular reamer 10 able to produce relatively spherical surfaces with a relatively large range of motion for the reaming elements 14, 14' and 14". However, other values of these angles are within the scope of the invention.

[0063] In some embodiments of the invention, a recess 62 is formed at the junction between the arms first and second sections 58 and 60. The recess 62 extends towards the central portion 52 into the arm first section 58 and increases the range of motion through which the reaming elements of the third type 14" are movable along the arm second sections 60.

[0064] As mentioned hereinabove, the acetabular reamer 10

includes three types of reaming elements 14, 14' and 14". Each type of reaming elements 14, 14' and 14" is mounted at a respective distance from the rotation axis 13. The reaming element of the first type 14 is mounted to the central portion 52. Reaming elements of the second type 14' are mounted to the arm first sections 58 and reaming elements of the third type are mounted to the arm second sections 60.

[0065] The reaming element of the first type 14 is better illustrated in Figs. 6 and 7. As seen in Fig. 6, the reaming element of the first type 14 includes a reaming element proximal end 64 and a reaming element distal end 66 substantially opposed to the reaming element proximal end 64. The reaming element of the first type 14 includes a reaming portion 68 located substantially adjacent the reaming element distal end 66 and a reaming element-to-actuator coupling portion 70 located substantially adjacent the reaming element proximal end 64. The reaming portion 68 is provided for reaming the acetabulum of the patient for which a hip replacement surgery is performed. The reaming element-to-actuator coupling portion 70 couples the reaming element of the first type 14 to the actuator 16.

[0066] The reaming portion 68 defines a reaming surface 72, better shown, for example, in Fig. 7. In a specific embodiment of the invention, the reaming surface 72 is a cutting surface having a substantially smooth and substantially arcuate configuration. In the embodiment of the invention shown in the drawings, the reaming surface 72 includes four substantially arcuate reaming surface sections 74 each located eccentrically relatively to the rotation axis 13 and angled in a plane substantially perpendicular to the rotation axis 13 so as to be substantially perpendicular to each other.

[0067] In some embodiments of the invention, the reaming element of the first type 14 includes a point 79, taking the form, for example, of a

substantially conical element extending substantially longitudinally towards the reaming element distal end 66. The point 79 is usable for stabilizing the acetabular reamer 10 about the rotation axis 13 when the acetabular reamer 10 is used.

[0068] Referring to Figs. 8 to 11, there is shown in greater details the reaming element of the second type 14'. As seen in Fig. 11, the reaming element of the second type 14' defines a reaming element proximal end 64' and an opposed reaming element distal end 66'. The reaming element of the second type 14' includes a reaming portion 68' for reaming the acetabulum of the patient and a reaming element-to-actuator coupling portion 70' mechanically coupled to the reaming portion 68'.

[0069] For example, the reaming element-to-actuator coupling portion 70' extends integrally from the reaming portion 68'. The reaming element-to-actuator coupling portion 70' is mountable to the actuator 16 and, more specifically, to the arm first section 58 such that the reaming element of the second type 14' is substantially longitudinally movable therealong while substantially prevented from moving in any direction perpendicular to the arm second section 58 relatively thereto. Therefore, the reaming element of the second type 14' is both actively deployable and retractable by the actuator 16.

[0070] For example, this is achieved through the use of a mounting aperture 76', better seen in Figs. 8 and 11, extending through the reaming element-to-actuator coupling portion 70', the arm first section 58 extending through the mounting aperture 76' when the reaming element of the second type 14' is mounted to the arm first section 58'.

[0071] As shown for example in Fig. 9, the reaming portion 68' defines a reaming surface 72' taking the form, for example, of a cutting surface

having a substantially smooth arcuate configuration. The reaming surface 72' is the portion of the reaming element of the second type 14' that reams the acetabulum when the acetabular reamer 10 is in use.

[0072] As better seen in Fig. 11, the reaming element 14' defines substantially opposed abutment surfaces 80' and 82' located substantially opposed to each other. The mounting aperture 76' is located between the abutment surfaces 80' and 82'. The abutment surfaces 80' and 82' are provided for engaging the reaming element lock 18 when the reaming element lock 18 is in the locked configuration.

[0073] The reaming element of the second type 14' has a configuration such that mechanical interferences with adjacent reaming elements 14, 14' and 14'' are minimized so as to allow for a maximal range of motion along the arm first section 58' of the reaming element of the second type 14'. The exact configuration of the reaming element of the second type 14' depends on the configuration of adjacent reaming elements 14, 14' and 14'' and includes, for example, recesses 84' and 86' located substantially adjacent the reaming element proximal end 64', the recesses 84' and 86' being dimensioned to receive thereinto portions of adjacent reaming elements 14, 14', 14'' at predetermined positions of the reaming elements 14, 14', 14'' between the reaming element inner and outer positions.

[0074] In addition, as better seen in Fig. 8, the reaming element of the second type 14' defines bevelled surfaces 88' and 90' located respectively adjacent the reaming element proximal and distal ends 64' and 66'. The bevelled surfaces 88' and 90' are configured to provide a space through which adjacent reaming elements 14, 14' and 14'' are insertable.

[0075] Figs. 12 to 15 illustrate the reaming element of the third type

14". The reaming element of the third type 14" has a configuration that is substantially similar to the configuration of the reaming element of the second type 14', and is therefore not described in greater details. In Figs. 12 to 15, reference numerals having a " suffix designate sections, portions and structures of the reaming element of the third type 14" having a function similar to the function of sections, portions and structures of the reaming element of the second type 14' having the same numerical designation to which a ' suffix has been added.

[0076] As shown in Fig. 16, in some embodiments of the invention, the reaming surfaces 72, 72' and 72" are not cutting surfaces but instead a grating surfaces. Therefore, in these embodiments, the reaming elements 14, 14', 14", for example the alternative reaming element of the second type 14" shown in Fig. 16, include an alternative reaming surface 74"" defining asperities 92 extending therefrom substantially away from the reaming element-to-actuator coupling portion 70'.

[0077] Figure 17 illustrates the manner in which the reaming elements 14, 14', 14" are mounted to the reaming element mounting portion 38. As seen in this Fig., in some embodiments of the invention, the reaming portions 68, 68' and 68" are each substantially arc-segment shaped and extend over a length such that reaming portions 68, 68' and 68" of reaming elements 14, 14' and 14" located on a common meridian substantially overlap. To that effect, the reaming portions 68, 68' and 68" located on a common meridian are substantially circumferentially spaced apart from each other. The reaming portions 68, 68' and 68" are shaped and dimensioned such that the global reaming surface formed thereby is formed on a substantially spherical cap (not shown in the drawings). It has been found that having an acetabular reamer 10 having a dimension and a configuration such that this spherical cap (not shown in the drawings) has a radius of curvature varying from about 44 mm to about

66 mm provides an acetabular reamer 10 suitable for use in most hip replacement surgeries. Advantageously, the proposed acetabular reamer then has a ratio of about 1.5 between the radius of the smallest reamable cavity and the largest reamable cavity, which is relatively large when compared to existing acetabular reamers.

[0078] In some embodiments of the invention, the reaming portions 68, 68' and 68" of reaming elements 14, 14' and 14" located on a same meridian substantially overlap over the entire range of motion of the reaming elements 14, 14' and 14". However, in alternative embodiments of the invention, there is no such overlap and, in yet other embodiments of the invention, the reaming elements 14, 14' and 14", overlap only over a portion of the range of motion of the reaming elements 14, 14' and 14". This overlap allows for the production of a relatively smooth surface when reaming the acetabulum of a patient without requiring that the reamer 10 be moved in a substantially ball-joint-like motion inside the patient.

[0079] As seen in Figs. 19, 22a and 22b, the reaming element lock 18 includes locking components 36 mounted to the body 12 so as to be movable between a locked position, shown in Fig. 22a, and an unlocked position, shown in Fig. 22b. In the unlocked position, the reaming element lock 18 is in the unlocked configuration, and the locking components 36 are spaced apart by a larger distance than in the locked position. When the locking components 36 are in the locked position, the reaming element lock 18 is in the locked configuration. The reaming element lock 18 also includes a lock actuating element 104 operatively coupled to the locking components 36 for configuring the reaming element lock 18 between the locked and unlocked configurations.

[0080] Fig. 18 illustrates one of the locking components 36 to which

a reaming element of the second type 14" is mounted. The locking component 36 defines a locking component distal end 101 and an opposed locking component proximal end 99. The locking component 36 also defines a locking component outer surface 94 and two locking component lateral surfaces 96 and 97 extending therefrom, the two locking components lateral surfaces 96 and 97 sharing a common edge 100 and being angled at an angle of about 90 degrees relatively to each other. When the locking component 36 is mounted to the body 12, the locking component outer surface 94 faces outwardly. The locking component 36 includes a locking component-to-lock actuating element coupling portion 112 for coupling the locking component 36 to the lock actuating element 104 (not shown in Fig. 18).

[0081] The locking component outer surface 94 has a substantially arcuate configuration and the locking component lateral surfaces 96 and 97 have a substantially planar configuration. Therefore, the four locking components 36, when put adjacent to each other so that their respective locking component lateral surfaces 96 and 97 extend substantially parallel to each other form a structure having a rotational symmetry with the locking component outer surfaces 94 facing outwardly.

[0082] In some embodiments of the invention, the locking component-to-lock actuating element coupling portion 112 includes a portion of the locking component 36 extending from the locking component proximal end 99 towards the locking component distal end 101. The locking component-to-lock actuating element coupling portion 112 includes a portion of the locking component outer surface 94 shaped similarly to an arc segment of a substantially frustro-conical surface and tapers in a direction leading towards the locking component proximal end 99.

[0083] Grooves 98, 98' and 98" are formed into the locking

component 36 for slidably receiving respectively a portion of the reaming elements of the first, second and third types 14, 14' and 14" thereinto. The groove 98 extends substantially longitudinally and is provided for receiving a portion of the reaming element of the first type 14. The grooves 98' extend at an angle of about 44 degrees relatively to the rotation axis 13 and have a substantially U-shaped configuration for receiving thereinto a portion of the reaming element of the second type 14'. More specifically, the grooves 98' are provided for each frictionally engaging one of the abutment surfaces 82' and 80' of the reaming elements of the second type 14'. The grooves 98" extend at an angle of about 78 degrees relatively to the rotation axis 13 and have a substantially U-shaped configuration for receiving thereinto a portion of one of the reaming elements of the third type 14". More specifically, the grooves 98" are provided for each frictionally engaging one of the abutment surfaces 82" and 80" of the reaming elements of the third type 14".

[0084] As seen in Figs. 22a and 22b, and as mentioned hereinabove, the locking components 36 are mountable to the body 12 so as to be movable between a locked position and an unlocked position. In the locked position, the locking components abut against and frictionally engage the abutment surfaces 80', 82', 80" and 82" and the reaming element of the first type 14, and therefore frictionally prevent movement of the reaming elements 14, 14' and 14" relatively to the locking components 36. In the unlocked position, the locking components 36 are spaced apart by a large distance than in the locked position, thereby releasing a grip exerted onto the reaming elements 14, 14' and 14".

[0085] Referring to Fig. 18, in some embodiments of the invention, the locking component 36 defines a guiding groove 102 for mounting the locking component 36 to the locking component attachment 35. For example, the guiding groove 102 bisects and extends from the intersection of the locking

component lateral surfaces 96 and 97 towards the locking component outer surface 94 substantially midway between the locking component lateral surfaces 96 and 97 and substantially adjacent to the locking component proximal end 99. The guiding groove 102 is tapered both in a direction leading towards the locking component proximal end 99 and in a direction leading towards the locking component outer surface 94. The locking component attachments 35 take the form of protrusions having a shape complementary to the guiding grooves and are received within the guiding groove 102.

[0086] In some embodiments of the invention, the lock actuating element 104 takes the form of a sleeve mounted to the body 12 so as to be substantially longitudinally movable relatively thereto. The lock actuating element 104 is also operatively coupled to the locking components 36 so as to move the locking components 36 between the locked positions and the unlocked positions. As seen in Fig. 3, the lock actuating element 104 defines a locking component mounting passageway 106 and a body mounting passageway 108 extending substantially longitudinally therefrom. The locking component mounting passageway 106 is substantially frustro-conical and has a substantially tapered configuration in a direction leading towards the body proximal end section 20. The body mounting passageway 108 has a substantially cylindrical configuration for mounting to a portion of the body 12 having a substantially cylindrical configuration having a similar diameter.

[0087] In some embodiments of the invention, the lock actuating element 104 is slidably mounted to the body 12. However, in alternative embodiments of the invention, the lock actuating element 104 is mountable to the body 12 in any other suitable manner allowing the lock actuating element 104 to move substantially longitudinally relatively to the body 12. For example, lock actuating element 104 may be screwable onto the body 12 through the use of threads formed both into the lock actuating element 104 and into the body 12

(this variant not being illustrated).

[0088] The lock actuating element 104 is movable between a proximal position and a distal position. In the proximal position, the locking component mounting passageway 106 is positioned such that the locking components 36 are spaced apart by a larger distance than in the distal position. In the distal position, the locking component mounting passageway 106 biases the locking components 36 towards each other.

[0089] In use, the intended user (not shown in the drawings) positions the lock actuating element 104 in the proximal position and the locking components 36 in the unlocked positions. This reduces the friction exerted by the locking components 36 onto the reaming elements 14, 14' and 14'', and allows the intended user (not shown in the drawings) to use the actuator 16 to position the reaming elements 14, 14' and 14'' in their reaming element inner positions. Subsequently, the locking components 36 are moved to their locked positions by moving the lock actuating element 104 to the distal position, and the acetabular reamer 10 is inserted in the body of the patient. Reaming is then performed. When there is a need to expand the dimension of the acetabular reamer 10, the intended user (not shown in the drawings) leaves the acetabular reamer inside the patient and adjusts the position of the reaming elements 14, 14', 14'' as described hereinabove such that the reaming elements 14, 14', 14'' are moved over a desired distance towards their reaming element outer positions.

[0090] In the embodiment of the invention shown in the drawings, this is achieved by rotating the nut 46, thereby translating the actuator 16 relatively to the body 12, which consequently moves the reaming elements 14, 14' and 14'' relatively to the locking components 36 and relatively to the body 12. This is achieved because the arm first and second sections 58 and 60 are

substantially rectilinear and angled relatively to the rotation axis 13. For example, the thread count on the nut 46 and body 12 is such that a predetermined fraction of a whole turn of the nut 46 results in a convenient predetermined expansion the reaming elements 14, 14', 14''. For example, each turn of the nut 46 corresponds to a movement of about 1 mm of the reaming elements 14, 14' and 14'' respectively relatively to the grooves 98, 98' and 98''.

[0091] Once a suitable position for the reaming elements 14, 14' and 14'' has been achieved, the locking component 36 is configured into the locked configuration by moving the lock actuating element 104 away from the body proximal end section 22, which guides the locking components 36 towards each other. In this configuration, the reaming elements 14, 14' and 14'' are supported by the locking components 36 and, therefore, only relatively small forces are transmitted to the actuator 16 by the reaming elements 14, 14' and 14''.

[0092] In alternative embodiments of the invention, the actuator 16 takes any other suitable form. For example, the actuator 16 is configured so as to be operable further away from the reaming elements 14, 14' and 14'' than in the acetabular reamer 10. Also, in some embodiments of the invention, a handle (not shown in the drawings) is provided for allowing a surgeon to handle the acetabular reamer 10 relatively easily and precisely.

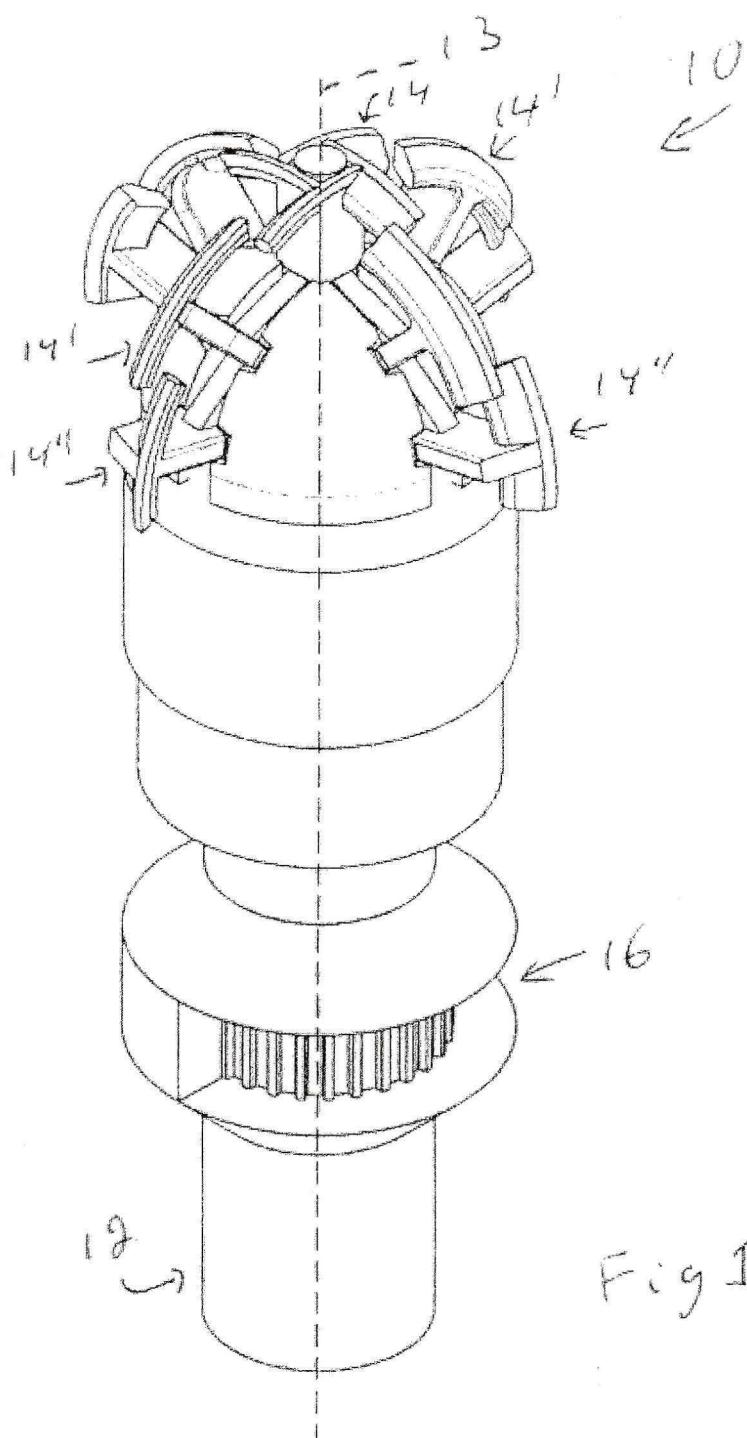
[0093] Although the present invention has been described hereinabove by way of preferred embodiments thereof, it can be modified, without departing from the spirit and nature of the subject invention as defined in the appended claims.

WHAT IS CLAIMED IS:

1. An acetabular reamer usable by an intended user, external forces being exerted onto said acetabular reamer when reaming is performed thereby, said acetabular reamer comprising:
 - 5 - a body, said body defining a rotation axis about which said acetabular reamer is rotatable by said intended user;
 - a reaming element operatively coupled to said body so as to be movable between a reaming element inner position and a reaming element outer position relatively thereto, said reaming element being positioned further away from said rotation axis in said reaming element outer position than in said reaming element inner position;
 - 10 - an actuator operatively coupled to said body and to said reaming element so as to allow said intended user to move said reaming element between said reaming element inner and outer positions;
 - a reaming element lock operatively coupled to said body and to said reaming element so as to be configurable between a locked configuration and an unlocked configuration, wherein in said unlocked configuration, said reaming element is free to move under said action of said actuator between said reaming element inner and outer positions, and in said locked configuration, said reaming element lock substantially prevents said reaming element from moving relatively to said body;
 - 15 - wherein when said reaming element lock is in said locked configuration and said external forces are exerted onto said reaming element, said reaming element lock transmits said external forces to said body.
 - 20
 - 25

ABSTRACT OF THE DISCLOSURE

An acetabular reamer usable by an intended user. The acetabular reamer includes a body, the body defining a rotation axis about which the acetabular reamer is rotatable by the intended user. A reaming element is operatively coupled to the body so as to be movable between a reaming element inner position and a reaming element outer position relatively to the body. The reaming element is positioned further away from the rotation axis in the reaming element outer position than in the reaming element inner position. An actuator is operatively coupled to the body and to the reaming element so as to allow the intended user to move the reaming element between the reaming element inner and outer positions. A reaming element lock is operatively coupled to the body and to the reaming element so as to be configurable between a locked configuration and an unlocked configuration. In the unlocked configuration, the reaming element is free to move under the action of the actuator between the reaming element inner and outer positions. In the locked configuration, the reaming element lock substantially prevents the reaming element from moving relatively to the body. When the reaming element lock is in the locked configuration and external loads are exerted onto the reaming element, the reaming element lock transmits the external loads to the body.



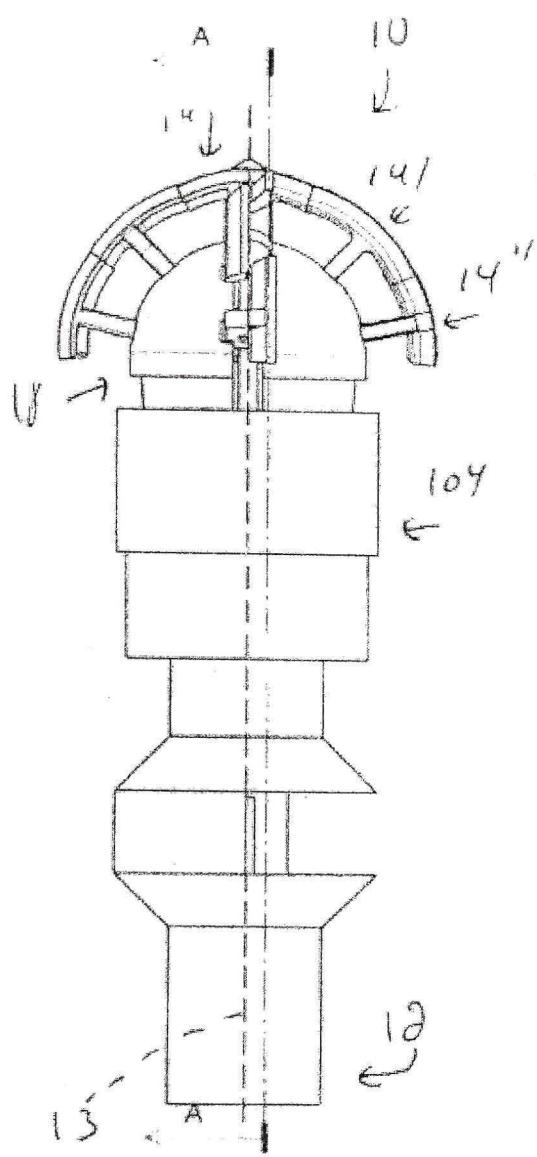


Fig 2

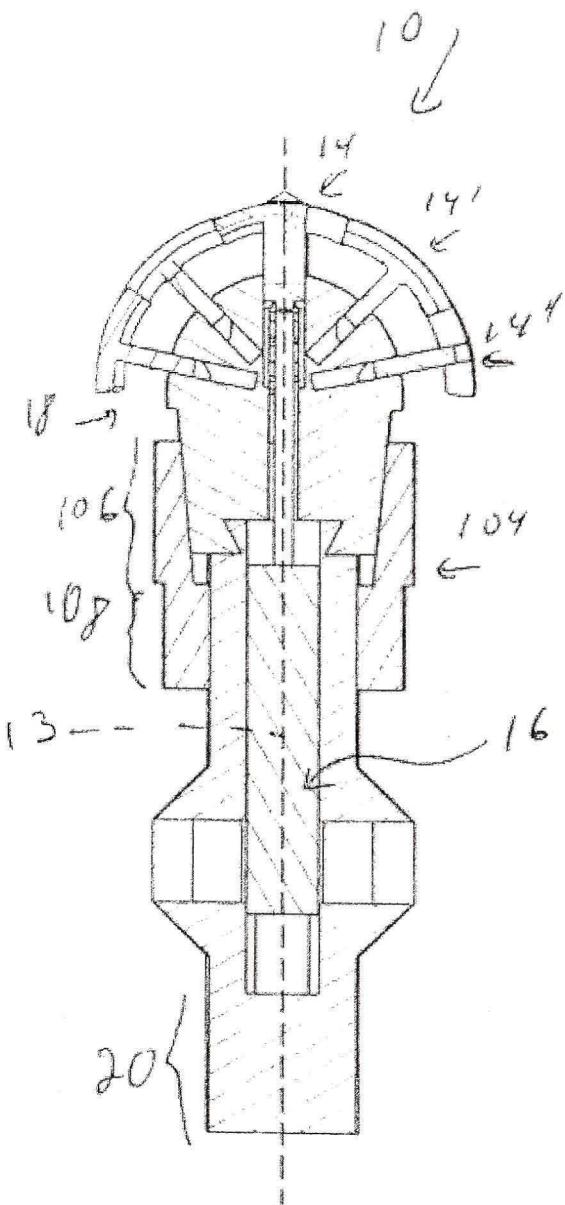


Fig 3

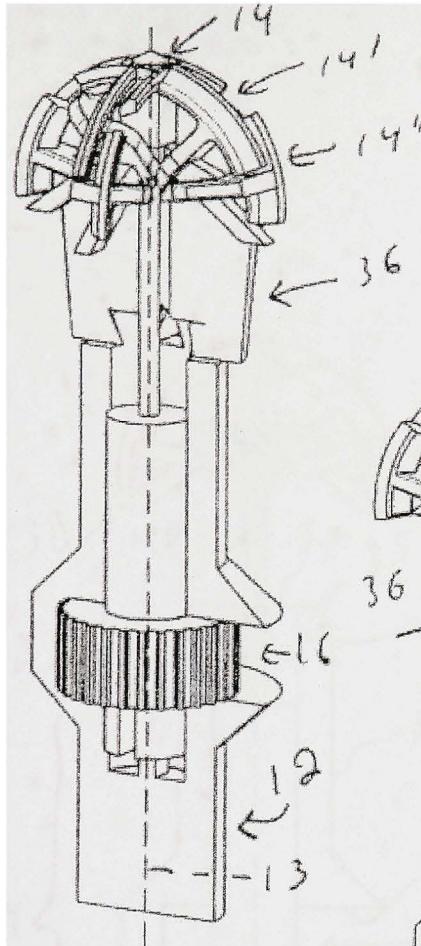


Fig 4a

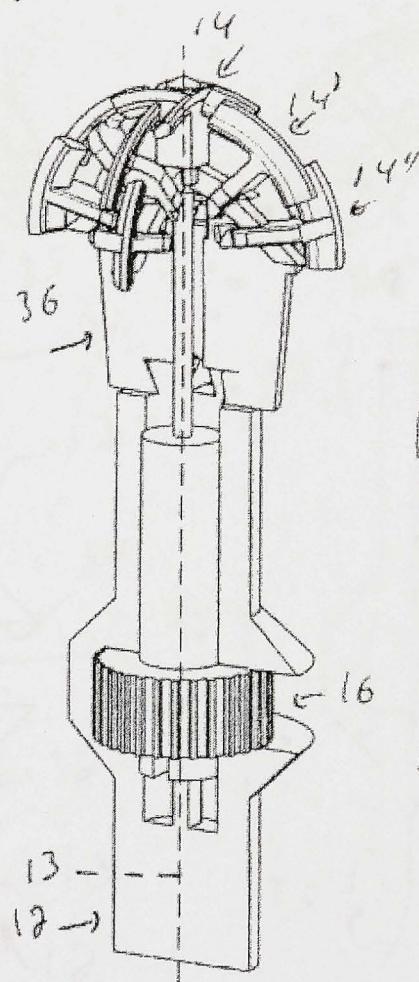


Fig 4b

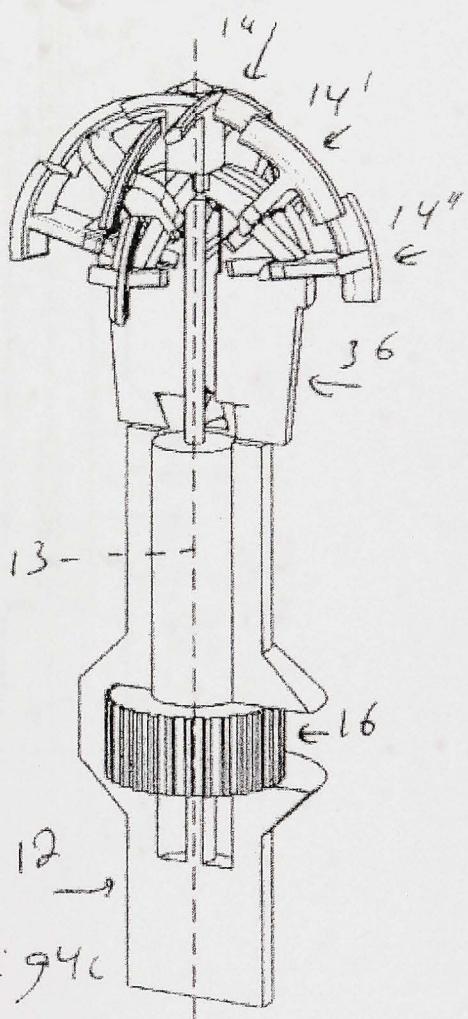


Fig 4c

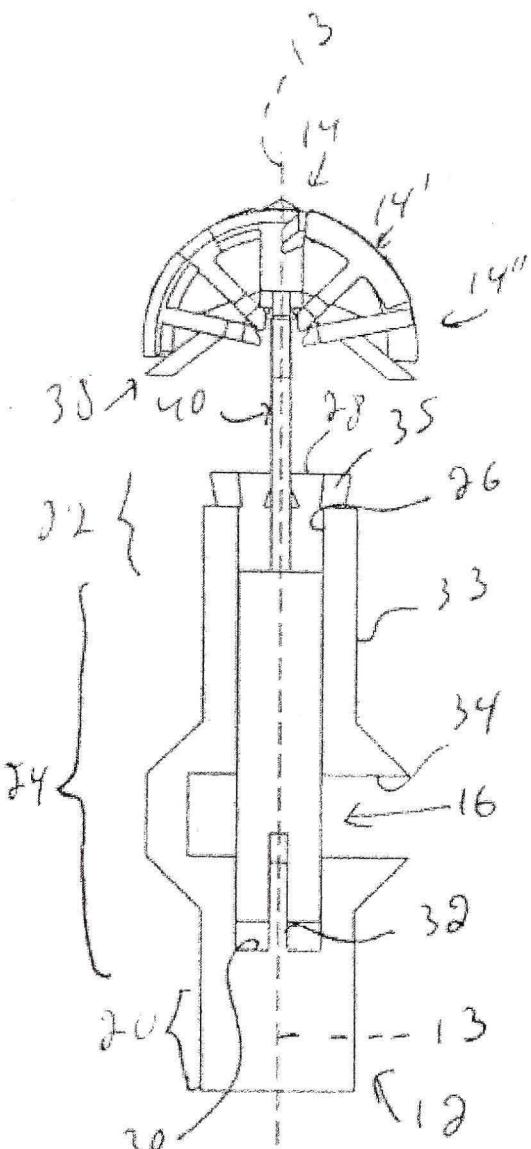


Fig. 5a

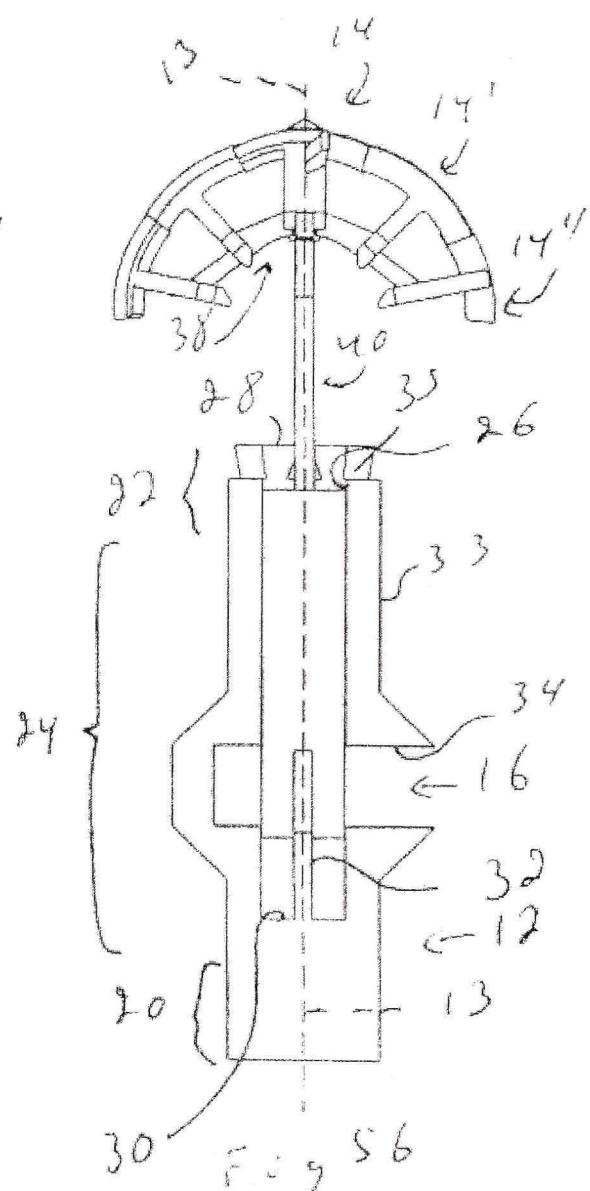
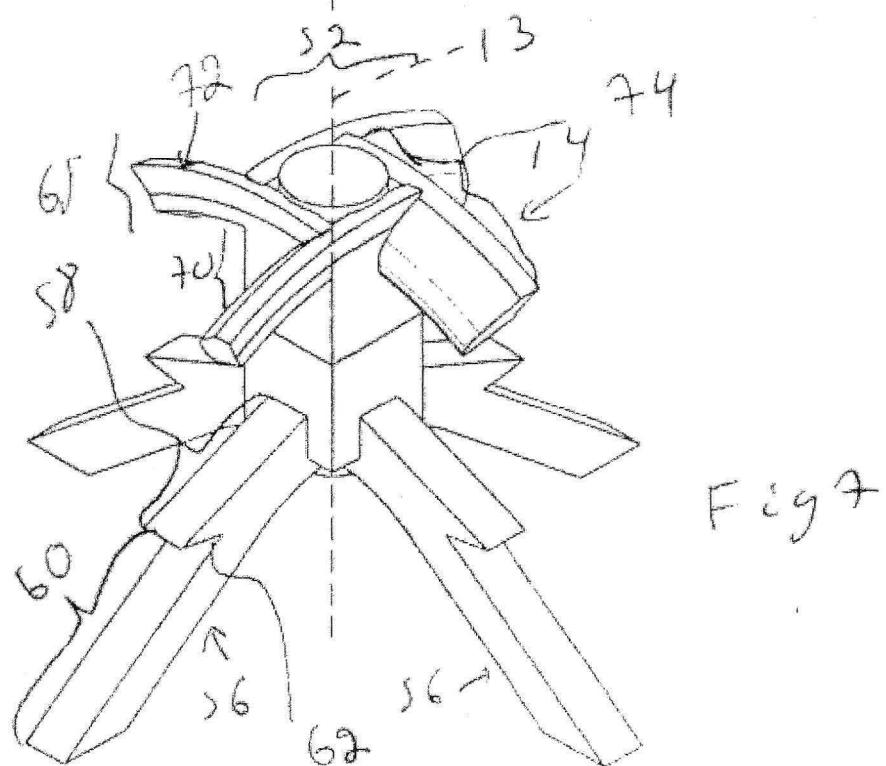
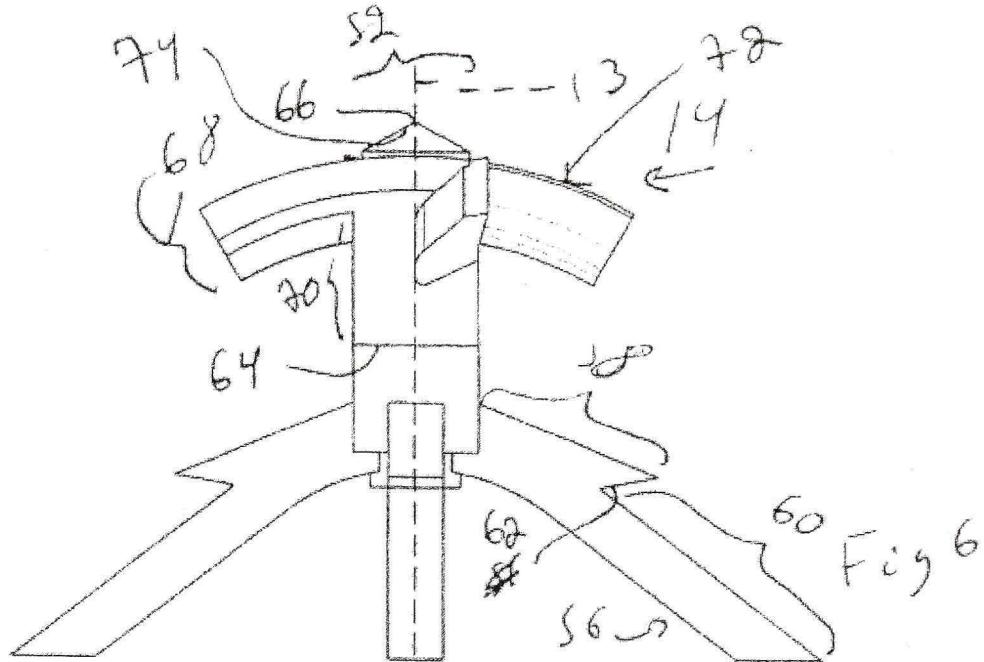


Fig. 5b



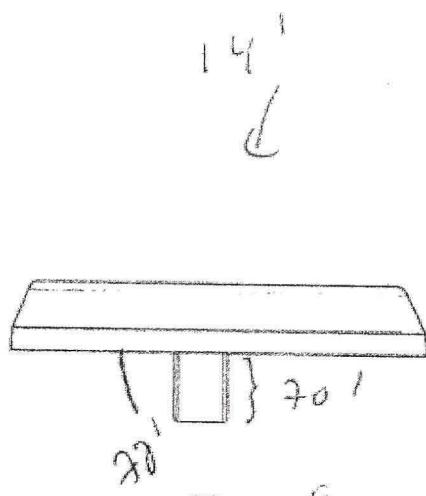


Fig 9

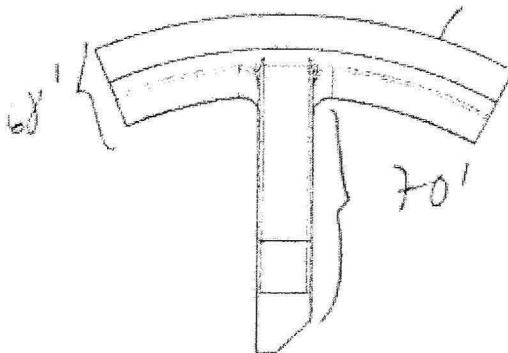


Fig 10

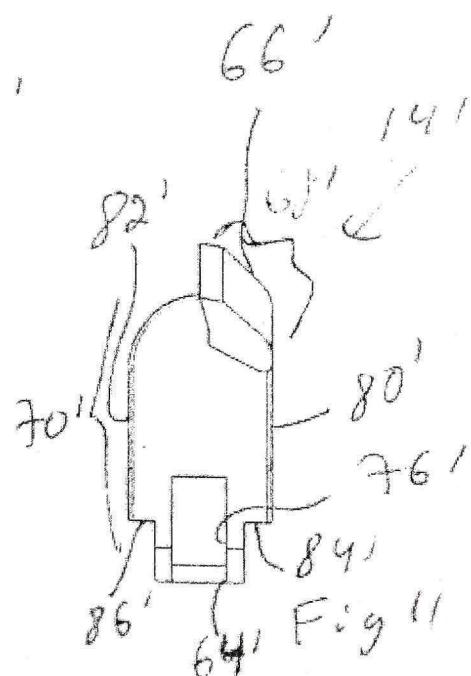
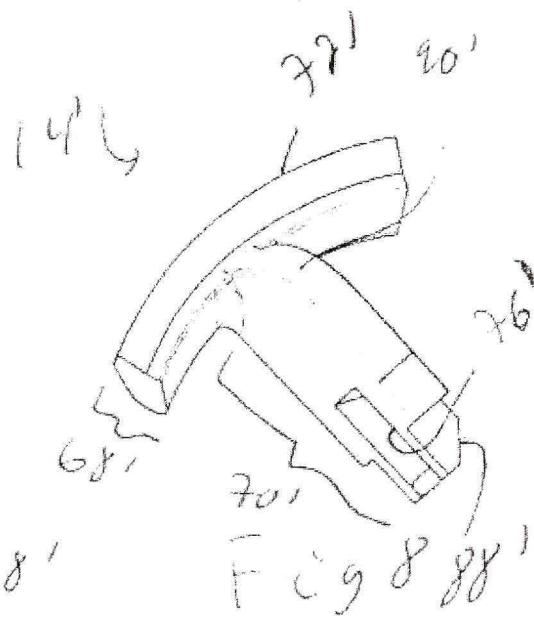
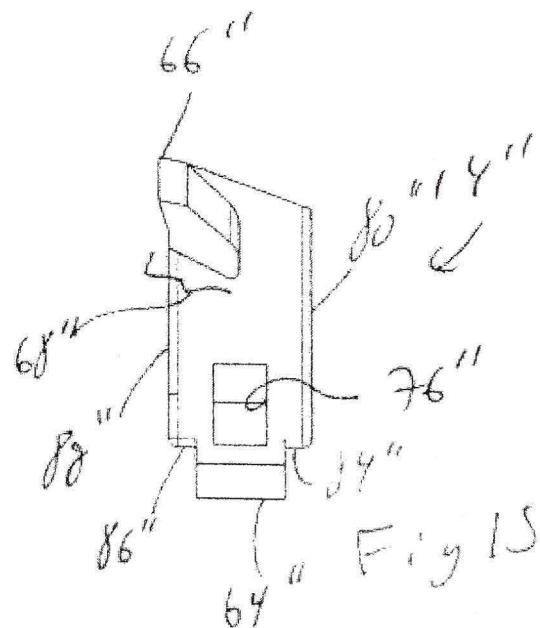
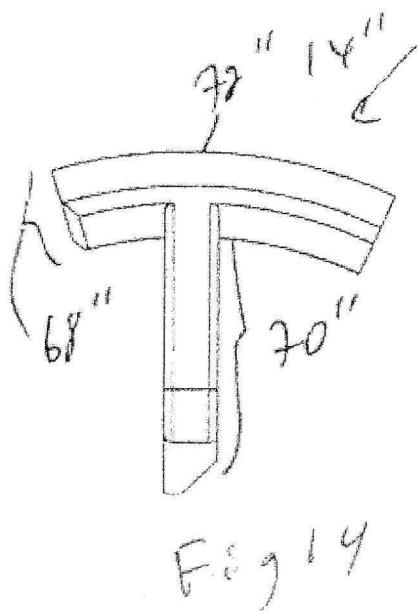
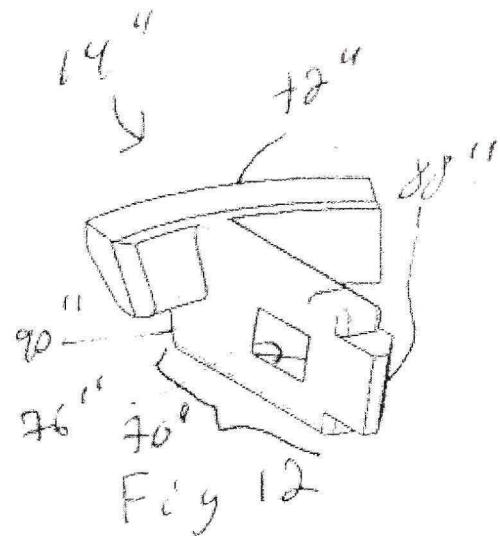
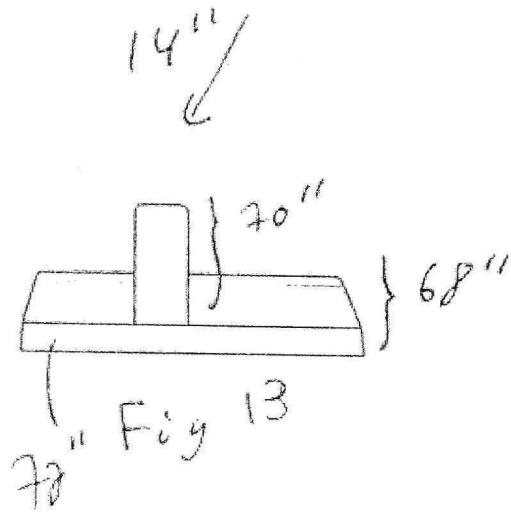


Fig 11



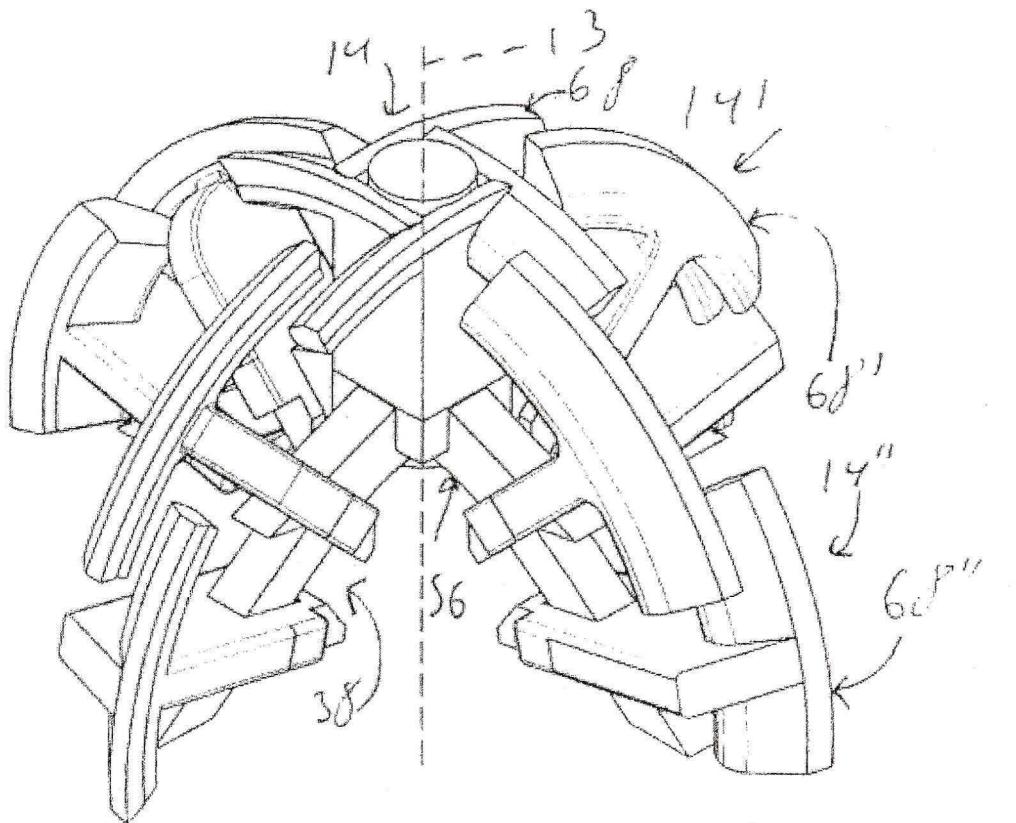


Fig 17

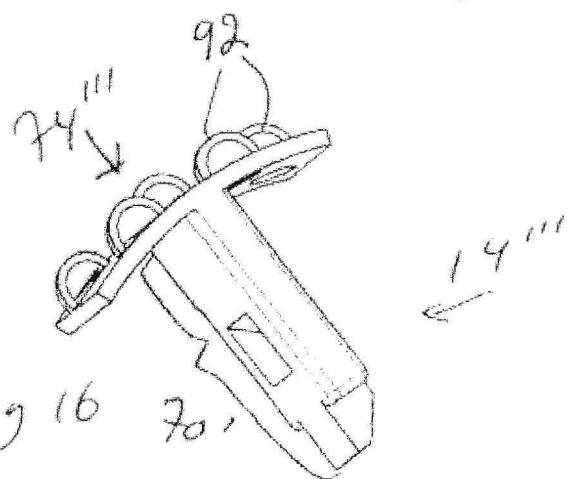


Fig 16 70

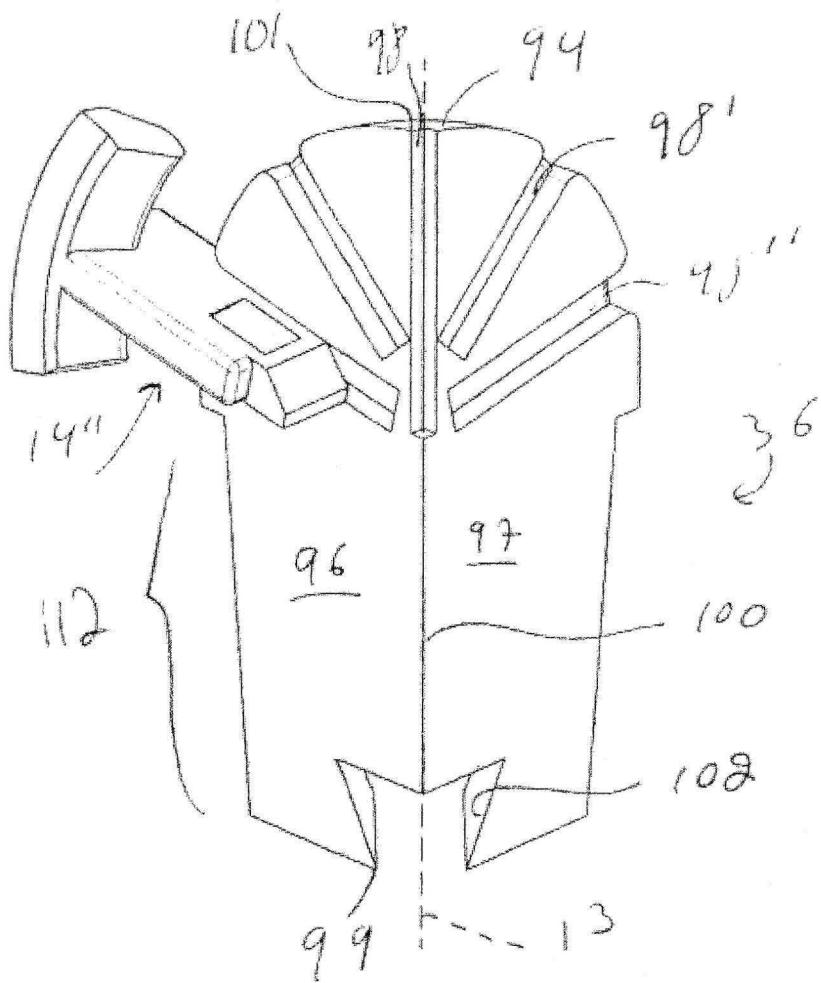
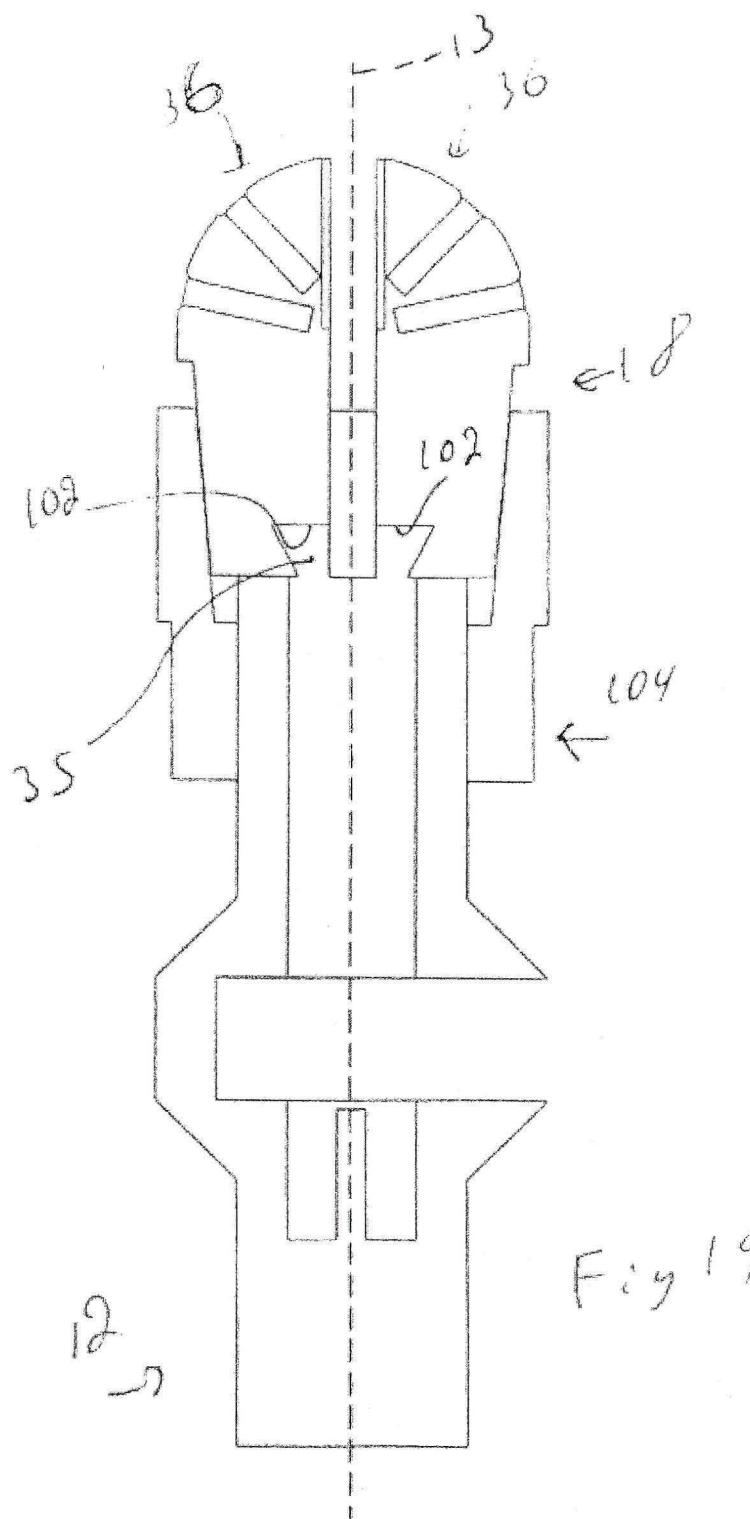


Fig 18



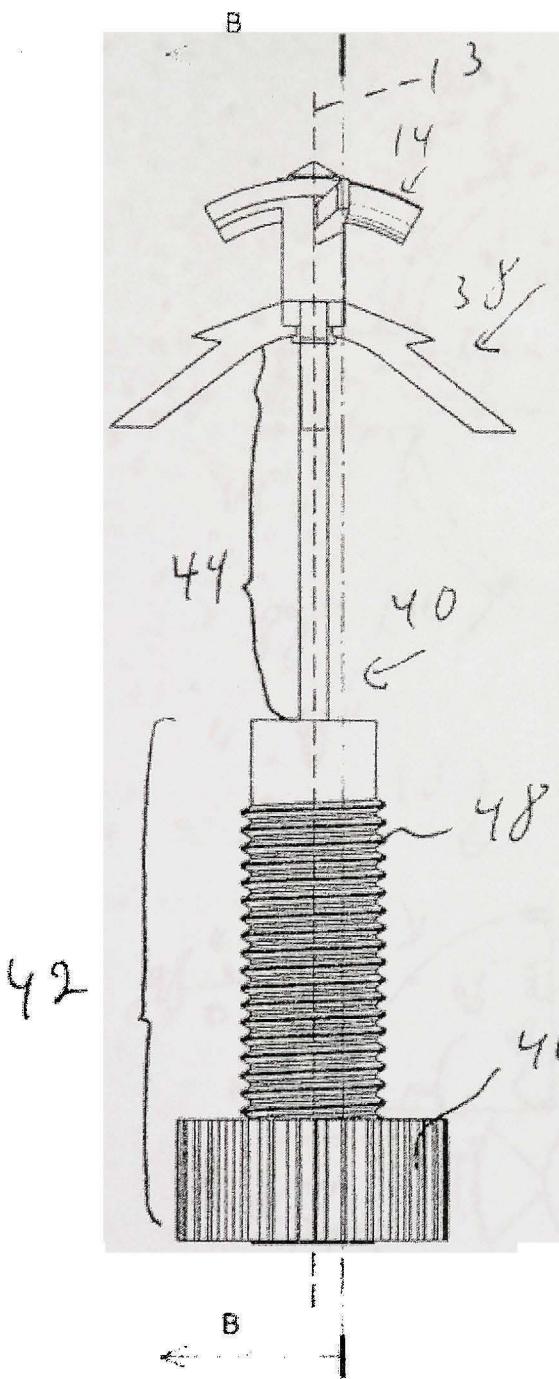


Fig 20

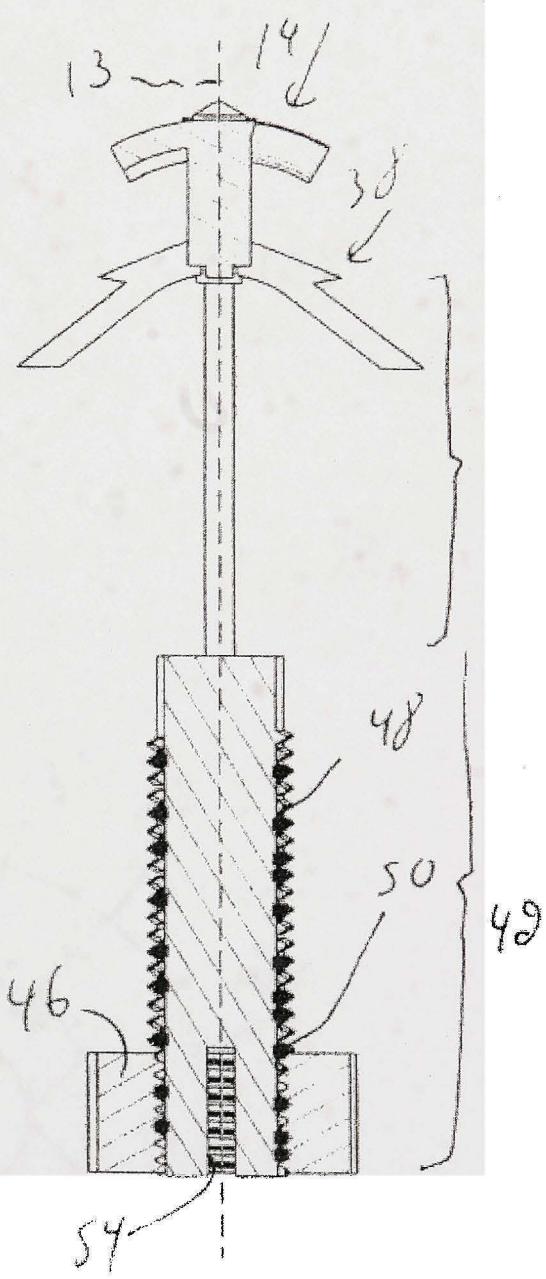


Fig 21

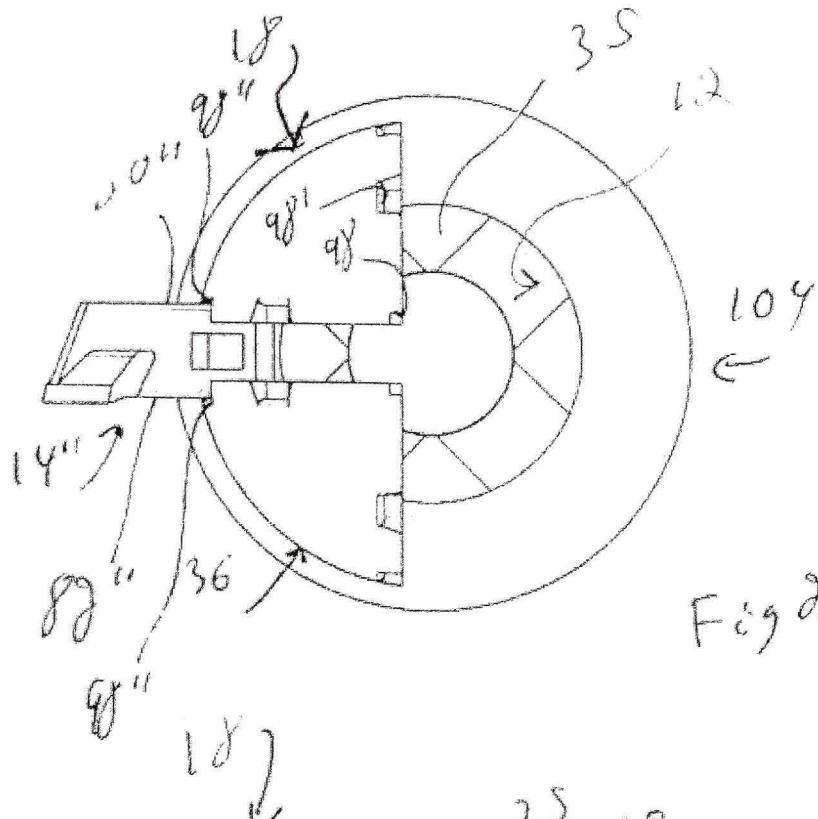


Fig 22a

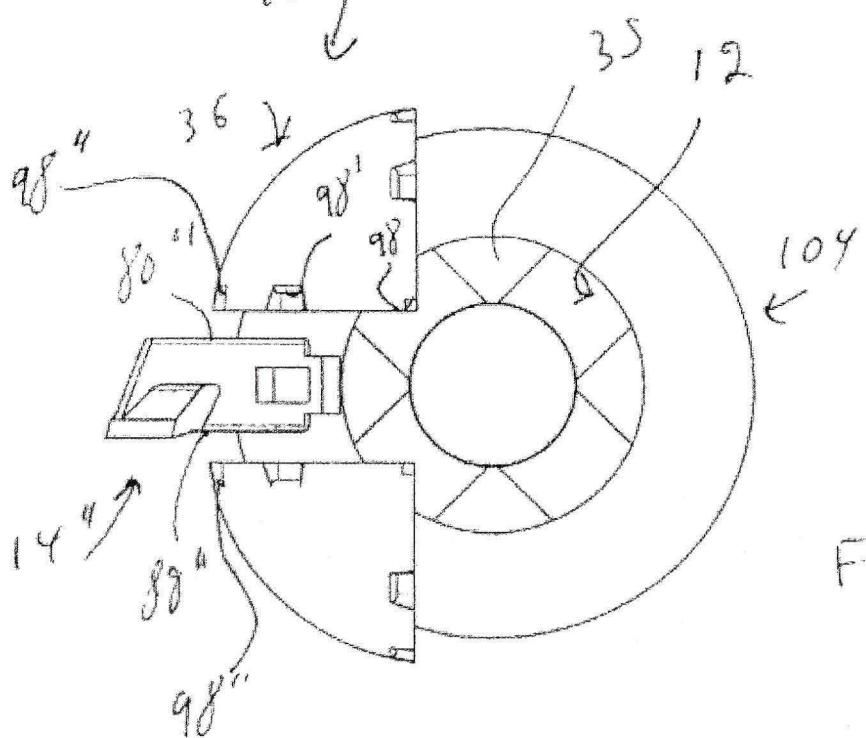


Fig 22b

LISTE DE RÉFÉRENCES

- Antoniou, J., P. A. Martineau, K. B. Filion, S. Haider, D. J. Zukor, O. L. Huk, L. Pilote et M. J. Eisenberg. 2004. « In-hospital cost of total hip arthroplasty in Canada and the United States ». *J Bone Joint Surg Am*, vol. 86-A, n° 11 (Nov), p. 2435-9.
- Bauer, Clayton T. 19 juillet 2005. *Minimally invasive adjustable acetabular reamer*. Brevet américain 6,918,914. USPTO.
<http://v3.espacenet.com/textdoc?DB=EPDOC&IDX=US2004073224&F=0>. Consulté le 29 juin 2007.
- Bazergui, André, Thang Bui-Quoc, André Biron, Georges McIntyre et Charles Laberge. 1993. *Résistance des matériaux*, 2ième édition. Montréal, Québec: Éditions de l'École Polytechnique de Montréal, 595 p.
- Béchard, Denis. 1997. *Le QFD: Écouter vos clients pour mieux les satisfaire*. Hydro-Québec, 80 p.
- Boutillier, Bertrand, et Gérard Outrequin. « Squelette Humain ». In *Anatomie*.
http://www.anatomie-humaine.com/Squelette-humain.html?id_document=16.
- Centre Orthos. « La prothèse totale de hanche: technique chirurgicale ». In.
http://www.artrosport.com/pth/pth_technique_chirurgicale.htm. Consulté le 26 juin 2007.
- Cutshall, Tony, Troy Martin. 13 octobre 2005. *Acetabular instrument and associated method*. Brevet américain en application 0228390. USPTO.
<http://v3.espacenet.com/textdoc?DB=EPDOC&IDX=EP1582155&F=0>. Consulté le 4 juillet 2007.
- Dang Ngoc Chan, Christophe. 2004. *Tenseur des contraintes généralisée*. Wikipedia commons.
http://commons.wikimedia.org/wiki/Image:Tenseur_des_contraintes_generalise.png
- Doucet, Patrik. 2007. « Méthodologie de conception: cours no.8 ». Notes du cours d'IMC 156 du baccalauréat en génie mécanique, Sherbrooke, Université de Sherbrooke, 34 p.
- Ezzedine, Mahmoud. 23 novembre 2006. *Minimally invasive collapsible surgical reamer*. Brevet américain en application 0264958. USPTO.
<http://v3.espacenet.com/textdoc?DB=EPDOC&IDX=US2006264958&F=0>. Consulté le 4 juillet 2007.

- Fishbein, Meyer. 14 novembre 1972. *Surgical expansive reamer for hip socket*. Brevet américain 3,702,611. USPTO.
[<http://v3.espacenet.com/textdoc?DB=EPDOC&IDX=US3702611&F=0>](http://v3.espacenet.com/textdoc?DB=EPDOC&IDX=US3702611&F=0). Consulté le 28 juin 2007.
- Fishbein, Meyer. 28 décembre 1971. *Blade for bone reamer*. Brevet américain 3,630,204. USPTO. [<http://v3.espacenet.com/textdoc?DB=EPDOC&IDX=US3630204&F=0>](http://v3.espacenet.com/textdoc?DB=EPDOC&IDX=US3630204&F=0). Consulté le 28 juin 2007.
- Fishbein, Meyer, et André Lechot. 2 février 2006. *Minimally invasive collapsible surgical reamer*. Application pour brevet américain 0025774. USPTO.
[<http://v3.espacenet.com/textdoc?DB=EPDOC&IDX=GB2429163&F=0>](http://v3.espacenet.com/textdoc?DB=EPDOC&IDX=GB2429163&F=0). Consulté le 29 juin 2007.
- Hine, Charles R. 1982. *Machine tools and processes for engineers*. Malabar, Floride: Robert E. Krieger, 616 p.
- Hiscox, Gardner. 1978. *Mechanical movements: powers and devices*. Boston (Massachusetts): Longwood press, 403 p.
- International Organization for Standardization. 2004. *Material and articles in contact with foodstuffs*. ISO 8442-5:2005. ISO, 12 p.
- Kibbe, Richard R. 2001. *Machine tool practices*, 7ième édition. Upper Saddle river, New Jersey: Prentice-Hall, 816 p.
- Kim, Yong-Hyun, et Sung-Lim Ko. 2002. « Development of design and manufacturing technology for end mills in machining hardened steel ». *Journal of Materials Processing Technology* (Seoul, Corée du Sud). p. 653-661.
- Krar, Steve F., Arthur R. Gill et Peter Smid. 2005. *Technology of machine tools*, 6ième édition. Boston, Ma: McGraw-Hill Higher Education, 918 p.
- Lechot, André. 19 août 1997. *Assembly comprising reamer spindle and reamer for surgery*. Brevet américain 5 658 290. USPTO.
[<http://v3.espacenet.com/textdoc?DB=EPDOC&IDX=US5658290&F=0>](http://v3.espacenet.com/textdoc?DB=EPDOC&IDX=US5658290&F=0). Consulté le 29 juin 2007.
- Lechot, André. 22 août 2000. *Surgical reamer*. Brevet américain 6,106,536. USPTO.
[<http://v3.espacenet.com/textdoc?DB=EPDOC&IDX=US6106536&F=0>](http://v3.espacenet.com/textdoc?DB=EPDOC&IDX=US6106536&F=0). Consulté le 4 juillet 2007.

- Macdonald, W., L. V. Carlsson, G. J. Charnley, C. M. Jacobsson et C. B. Johansson. 1999. « Inaccuracy of acetabular reaming under surgical conditions ». *J Arthroplasty*, vol. 14, n° 6 (Sep), p. 730-7.
- Marieb, E.N. . 2005. *Anatomie et physiologie humaines*, Troisième édition. Saint-Laurent: Édition du Renouveau Pédagogique Inc, 1288 p.
- McCallum, Kevin. 27 novembre 2003. *Low profile acetabular reamer*. Brevet américain en application 0220647. USPTO.
<http://v3.espacenet.com/origdoc?DB=EPODOC&IDX=US2003220647&F=0&QPN=US2003220647>. Consulté le 4 juillet 2007.
- Medical Multi Media group. 2003. « Hip anatomy ». In.
http://www.eorthopod.com/public/patient_education/6610/hip_anatomy.html.
- Myers, Reese. 6 juillet 2006. *Collapsible orthopaedic reamer*. Brevet américain en application 0149270. USPTO.
<http://v3.espacenet.com/textdoc?DB=EPODOC&IDX=US2006149270&F=0>. Consulté le 4 juillet 2007.
- Nee, John G. 1998. *Fundamentals of tool design*, 4ième édition. Dearborn, Michigan: Society of manufacturing engineers, 769 p.
- Netter, Frank, John T.Hansen. 2004. *Atlas d'anatomie humaine*, Masson. Teterboro (New Jersey): Icon Learning Systems, 542 p.
- Pearce, G., C. Bainbridge, J. Patrick, K. Kibble, M. Lenz et G. Jones. 2005. « An investigation into thermal necrosis of bone associated with surgical procedures ». *Modelling in Medicine and Biology*. p. 479.
- Petit, Yvan, Julio Fernandes, Jean-Sebastien Merette, Mathieu Dansereau, Victor Songmene et Mathieu Carrier. 21 août 2007. *Acetabular reamer*. Brevet provisoire américain no.20148-12US.PROV
- Registre Canadien des Remplacements Articulaires. 2006. *Rapport de 2005. Arthroplasties totales de la hanche et du genou*. Ottawa: Institut canadien d'information sur la santé, 96 p. p.
- Schantz, Eric. 26 août 2004. *Collapsible acetabular reamer*. Brevet américain en application 0167528. USPTO.
<http://v3.espacenet.com/textdoc?DB=EPODOC&IDX=US2004167528&F=0>. Consulté le 4 juillet 2007.

- Sclater, Neil, et Nicholas Chironis. 2001. *Mechanism and mechanical devices*, 3ième édition. New York, New York: McGraw-Hill, 495 p.
- StatistiqueCanada. 2006. « Décès ». In *Le Quotidien*. En ligne. <<http://www.statcan.ca/Daily/Francais/061220/q061220b.htm>>. Consulté le 3 octobre 2007.
- Temeles, Randy S. 4 septembre 2001. *Expandable acetabular reaming system*. Brevet américain 6,283,971. USPTO. <<http://v3.espacenet.com/textdoc?DB=EPDOC&IDX=US6283971&F=0>>. Consulté le 29 juin 2007.
- Termanini, Zafer. 28 septembre 2006. *Expandable spring loaded acetabular reamer*. Application pour brevet américain 0217730. USPTO. <<http://v3.espacenet.com/textdoc?DB=EPDOC&IDX=US2006217730&F=0>>. Consulté le 29 juin 2007.
- The American Society of Mechanical Engineers. 2006. « Hip new world ». In. <<http://www.memagazine.org/oct06/features/hipnew/hipnew.html>>.
- The Health Pages. « Total hip replacement ». In. <<http://www.healthpages.org/AHP/LIBRARY/HLTHTOP/THR/INDEX.HTM>>.
- Université de Washington. Département de radiologie. 2000a. « Gluteus maximus ». In *Lower extremity muscle atlas*. <<http://www.rad.washington.edu/atlas2/>>.
- Université de Washington. Département de radiologie. 2000b. « Pelvis - AnteroPosterior view ». In. <<http://www.rad.washington.edu/radanat/Pelvis.html>>.
- University of Glasgow. Institute of Biomedical and Life sciences. 2000. « The hip ». In. <<http://www.gla.ac.uk/ibls/fab/tutorial/anatomy/hipt.html>>.
- Wei, H. W., S. S. Sun, S. H. Jao, C. R. Yeh et C. K. Cheng. 2005. « The influence of mechanical properties of subchondral plate, femoral head and neck on dynamic stress distribution of the articular cartilage ». Med Eng Phys, vol. 27, n° 4 (May), p. 295-304.
- Weigand, Hanfried , Bernhard Bellmann, Henning Muller-Gerbes, Wolfhard Sack et Paul-Heinz Theimert. 17 mai 1977. *Milling tool for preparing a joint socket in the prosthetic replacement of a joint*. Brevet américain 4,023,572. USPTO. <<http://v3.espacenet.com/textdoc?DB=EPDOC&IDX=CA1031945&F=0>>. Consulté le 28 juin 2007.

Wolford, Todd , Mark Nordman. 24 août 2006. *Orthopaedic reamer driver for minimally invasive surgery*. Bret américain en application 0189994. USPTO.
<http://v3.espacenet.com/origdoc?DB=EPDOC&IDX=US2006189994&F=0&QPN=US2006189994>. Consulté le 4 juillet 2007.