

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,  
CONCENTRATION TECHNOLOGIE DE LA SANTÉ  
M.Ing.

PAR  
Jérémié MÉNARD

RAFFINEMENT ET VALIDATION D'UN ALÉSOIR  
ACÉTABULAIRE À DIAMÈTRE VARIABLE

MONTRÉAL, LE 03 JANVIER 2012

©Tous droits réservés, Jérémié Ménard, 2012

©Tous droits réservés

Cette licence signifie qu'il est interdit de reproduire, d'enregistrer ou de diffuser en tout ou en partie, le présent document. Le lecteur qui désire imprimer ou conserver sur un autre media une partie importante de ce document, doit obligatoirement en demander l'autorisation à l'auteur.

**PRÉSENTATION DU JURY**

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 Sophie Lerouge, présidente du jury  
Département de génie mécanique à l'École de technologie supérieure

M. Antoine Tahan, 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 15 DÉCEMBRE 2011

À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE



## AVANT-PROPOS

Les travaux présentés dans ce rapport sont réalisés au laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie (LIO) de l'Hôpital du Sacré-Cœur de Montréal. Ce laboratoire est un laboratoire accrédité de l'École de technologie supérieure (ÉTS).

Certaines sections de ce document se fondent en partie sur l'information et les données fournies par l'Institut canadien d'information sur la santé. Les analyses et les conclusions présentées, ainsi que les opinions et les déclarations contenues dans le présent document sont celles de l'auteur et ne reflètent pas nécessairement la position de l'Institut canadien d'information sur la santé.

Le contenu présenté dans ce rapport est en partie, la continuité du travail réalisé par Jean-Sébastien Mérette lors de sa maîtrise en génie mécanique, effectuée à l'ÉTS. Son travail a fait l'objet d'une demande de brevet et soutenue en 2007. L'alésoir acétabulaire à diamètre variable proposé reste une proposition de concept. Les travaux dans ce rapport sont la concrétisation de cette proposition. Plus en détails, on retrouve une proposition d'un système de coupe, la conception et la mise en forme d'un prototype fonctionnel, la validation de ce prototype, une comparaison de ses performances avec celles des alésoirs conventionnels, une proposition d'un outil complet et un prototype conceptuel de ce dernier.

Certains travaux ont été réalisés avec la collaboration de Diane Moulin et Louis Beaumont. Lors d'un stage S3 d'une durée de quatre mois, Diane Moulin a contribué à l'évaluation de la technique d'analyse utilisée dans ce rapport. Plus précisément, elle a effectué une analyse préliminaire pour estimer la moyenne et l'écart-type de la technique d'analyse. Ces valeurs ont permis d'identifier le nombre d'échantillons nécessaires pour l'évaluation finale de la technique d'analyse. La répétabilité et la reproductivité des données ont été évalués de façon inter- et intra-utilisateur. Les essais ont été exécutés par Diane Moulin et par l'auteur de ce rapport. Ses travaux ont été également supervisés et guidés par l'auteur et ses résultats ont fait l'objet d'un rapport technique interne du LIO. Le raffinement de l'alésoir et les analyses

par éléments finis ont été réalisées avec la collaboration de Louis Beaumont. Louis Beaumont, ingénieur junior, gradué de l'ÉTS en génie mécanique, a été employé sur une période de huit mois au LIO. Ses activités ont été supervisées et guidées par le professeur Yvan Petit et ses résultats ont également fait l'objet d'un rapport technique interne du LIO. Plus précisément, le mandat de Louis Beaumont a été d'apporter son expertise en procédés de fabrication par usinage standard et par prototypage rapide. Il a rendu la lame centrale, les mors et le corps supérieur de l'ADV fabricable à un coût raisonnable. À l'aide de calculs par la méthode des éléments finis, il a raffiné la lame centrale, la serre et la croix du prototype fonctionnel. Il a également travaillé à la coordination de la fabrication du prototype fonctionnel. Ces travaux ont été réalisés conjointement par l'auteur de ce mémoire.

## REMERCIEMENTS

Tout d'abord, je désire remercier mon directeur Yvan Petit de m'avoir permis de faire un stage de huit mois sur ce projet dans le cadre de mon baccalauréat et de m'avoir laissé poursuivre à la maîtrise sur la continuité de ce projet. Yvan Petit est un directeur à l'écoute de ses étudiants, tout en donnant une complète autonomie, il sait quand intervenir et te guider. Yvan est une personne qui aime s'intégrer à son groupe d'étudiants, ce qui fait de lui un directeur hors du commun. Sa jeune personnalité fait de lui un ami et un confident tout en restant professionnel dans son travail.

Je veux également remercier mon codirecteur. Le Dr Julio Fernandes est celui qui a fait part de la problématique clinique et qui a collaboré avec Yvan Petit pour concrétiser ce projet. Ses idées de grandeur et sa vision basée sur le biomédical apportent une vision incontournable dans la conception de l'alésoir. J'espère continuer à le côtoyer dans mon travail et dans le cas contraire, j'ai juste à le regarder à RDI santé pour prendre plaisir à son humour qui fait de lui une personne unique.

J'aimerais également remercier mes collègues de travail du laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie de l'hôpital du Sacré-Cœur de Montréal. Merci à Annie Levasseur pour son soutien technique et son sens critique. Merci à Dominique Boisclair pour sa transparence, son sens critique et son humour unique. Merci à Diane Moulin pour sa contribution à l'évaluation de la technique d'analyse. Merci à Louis Beaumont de m'avoir apporté une aide colossale dans la conception et la réalisation du prototype fonctionnel. Il a été un collègue de travail indispensable et notre collaboration a été d'une efficacité irremplaçable. Merci également à Mathieu Dansereau, Jaëlle Tremblay, Fanny Canet, Julien Clément, Yan Bourgeois et au reste de l'équipe. Je n'ai jamais eu autant de plaisir à travailler et à étudier! L'équipe de travail du LIO est une équipe dynamique et professionnelle que je n'oublierai jamais.

## VIII

De plus, je tiens à souligner l'aide d'Hugo Landry et d'Alexandre Vigneault du laboratoire institutionnel de fabrication de l'École de technologie supérieure (ÉTS) de Montréal. Merci au professeur Victor Songmene de l'ÉTS pour son expertise en méthode de fabrication et en conception des outils de coupe.

Je tiens fortement à remercier le CRSNG et la fondation canadienne pour l'innovation pour leur grande contribution financière de ce projet. Sans eux, l'avancement de ce projet n'aurait jamais vu le jour. Merci également à l'Institut canadien d'information sur la santé pour sa collaboration.

Pour finir, je tiens à remercier ma famille et mes amis pour leur grand soutien moral et leur présence tout au long de mes études.

# **RAFFINEMENT ET VALIDATION D'UN ALÉSOIR ACÉTABULAIRE À DIAMÈTRE VARIABLE**

Jérémie MÉNARD

## **RÉSUMÉ**

Au Canada, le nombre d'arthroplasties totales de la hanche s'élevait à 24 253 en 2006 (à l'exception du Québec). Ce nombre d'arthroplasties représente des coûts annuels estimés à 463 millions de dollars canadiens. Pour diminuer ces coûts, le temps d'opération et le risque d'infection, un tout nouveau concept d'alésor acétabulaire à diamètre variable (ADV) a été proposé par Jean-Sébastien Mérette. Malgré l'ingéniosité de ce concept, cette proposition requiert des modifications et des raffinements. Ce projet vise à proposer un système de coupe adapté pour l'ADV qui minimise les efforts de coupe et maximise la qualité de coupe, de concevoir un prototype fonctionnel de l'ADV pour vérifier les performances du système de coupe, de comparer les performances de l'ADV à celles des alésors conventionnels et de raffiner la conception de l'ADV pour qu'il soit un outil complètement fonctionnel. Pour ce faire, certains critères et contraintes de conception sont déterminés. Pour le prototype fonctionnel, certains critères et contraintes sont adaptés. La validation et le raffinement sont effectués à l'aide d'analyses numériques par éléments finis. À l'aide du prototype fonctionnel, le comportement et la qualité de coupe des alésors conventionnels sont comparés à l'ADV. Les essais sont effectués sur une machine à contrôles numériques et les efforts de coupe sont collectés à l'aide d'une plaque dynamométrique. Les cavités sont numérisées à l'aide d'un numériseur tridimensionnel à haute définition et analysées à l'aide d'un logiciel de CAO. Les résultats démontrent que l'ADV a un comportement similaire aux alésors conventionnels et la qualité de la cavité alésée est fortement améliorée. L'ADV serait peut-être la solution pour prolonger la stabilité à long terme de la prothèse, diminuer les coûts, minimiser les risques d'infection et faciliter l'utilisation.

**Mots-clés:** Acétabulum, alésor, universel, conception, validation, raffinement, comparaison



# **REFINEMENT AND VALIDATION OF A VARIABLE DIAMETER ACETABULAR REAMER**

Jérémie MÉNARD

## **ABSTRACT**

In Canada, the number of total hip arthroplasties was 24 253 in 2006 (with the exception of Quebec). The number of arthroplasties represents annual costs estimated at 463 million Canadian dollars. To reduce these costs, operating time and the risk of infection, a new concept of variable diameter acetabular reamer (VDA) was proposed by Jean-Sébastien Mérette. Despite the ingenuity of this concept, the proposal requires modifications and refinements. This project aims to provide a cutting system suitable for the VDA that minimizes cutting force and maximizes the quality of cut, to design a functional prototype of the VDA to verify the performance of the cutting system, to compare the performance of the VDA to those of conventional reamers and to refine the design of the VDA to make it a fully functional tool. To do this, certain criteria and design constraints are determined. For the functional prototype, some constraints and criteria are adapted. Validation and refinement of the concept are performed using finite element numerical analysis. Using the functional prototype, the behavior and quality of conventional reamers are compared to the VDA. The tests are performed on a numerical control machine and the cutting forces are collected using a torque plate. The cavities are scanned using a high-resolution three-dimensional laser scanner and analyzed using a CAD software. The results show that the VDA has a similar feedback to the conventional reamers and the quality of the reamed cavity is greatly improved. The VDA might be the solution to extend the long-term stability of the prosthesis, reduce costs, minimize risk of infection and simplify its use.

**Keywords:** acetabulum, reamer, universal design, validation, refinement, compared



## TABLE DES MATIÈRES

	Page
INTRODUCTION .....	1
CHAPITRE 1 REVUE DES CONNAISSANCES .....	5
1.1 Anatomie et physiologie de l'articulation de la hanche .....	5
1.1.1 Biomécanique de l'articulation coxo-fémorale .....	5
1.1.2 Composition osseuse de l'articulation coxo-fémorale .....	7
1.2 Arthroplastie totale de l'articulation de la hanche .....	8
1.2.1 Concept général de la prothèse de hanche .....	8
1.2.2 Technique chirurgicale .....	9
1.2.3 Types de complications .....	11
1.2.4 Types d'alésoirs .....	13
1.2.5 Qualité de surface de l'alésage .....	19
CHAPITRE 2 ÉNONCÉ DES OBJECTIFS .....	21
CHAPITRE 3 MÉTHODOLOGIE .....	23
3.1 Raffinement .....	23
3.1.1 Critères et contraintes de conception .....	23
3.1.2 Critères et contraintes de conception du prototype fonctionnel .....	25
3.1.3 Analyse numérique par éléments finis .....	26
3.2 Validation du système de coupe .....	29
3.2.1 Préparation des blocs d'alésage .....	29
3.2.2 Description du montage expérimental .....	31
3.2.3 Essais d'alésage .....	32
3.2.4 Analyse des résultats .....	36
CHAPITRE 4 RÉSULTATS .....	43
4.1 Raffinement de l'ADV .....	43
4.1.1 Conception de l'ADV .....	43
4.1.2 Système de coupe denté adapté à l'ADV .....	50
4.1.3 Prototype fonctionnel .....	60
4.1.4 Analyses par éléments finis de l'ADV-CNC .....	65
4.2 Qualité de coupe de l'ADV-CNC et de l'alésoir conventionnel .....	85
4.2.1 Analyse des cavités hémisphériques alésées .....	85
4.2.2 Amplitude de force .....	90
CHAPITRE 5 DISCUSSION .....	95
5.1 Raffinement de l'ADV .....	95
5.1.1 Conception de l'ADV .....	95
5.1.2 Système de coupe denté adapté à l'ADV .....	98
5.1.3 Conception du prototype fonctionnel .....	102
5.1.4 Analyses numériques par éléments finis .....	103

5.2	Analyse des cavités hémisphériques alésées.....	105
5.3	Amplitude de force .....	110
CONCLUSION.....		113
RECOMMANDATIONS .....		117
ANNEXE I	FICHES TECHNIQUES INSTRUMENTS.....	119
ANNEXE II	PROTOCOLE POUR ESTIMER LE NOMBRE D'ÉCHANTILLONS.....	121
ANNEXE III	PROCÉDURE D'ANALYSE DE LA SURFACE ALÉSÉE .....	125
ANNEXE IV	DESSINS ET FICHES TECHNIQUES PROTOTYPE CONCEPTUEL (ADV).....	129
ANNEXE V	DÉTAILS DE CALCUL.....	133
ANNEXE VI	DESSINS ET FICHES TECHNIQUES PROTOTYPE FONCTIONNEL (ADV-CNC).....	137
ANNEXE VII	COMPTES RENDUS .....	163
LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES.....		167

## LISTE DES TABLEAUX

	Page
Tableau 1.1	Complications reliés à l'arthroplastie de la hanche .....12
Tableau 1.2	Dimensions initiales du profil des lames - Alésoir à lames dentées .....18
Tableau 3.1	Caractéristiques de l'acier inoxydable AISI 420 trempé.....27
Tableau 3.2	Propriétés mécaniques et prix par unité des mousses de polyuréthane .....30
Tableau 3.3	Nombre d'essais expérimentaux par configuration testée .....35
Tableau 3.4	Protocole d'identification des échantillons .....36
Tableau 4.1	Dimensions des lames A et Z du système de coupe de l'ADV .....54
Tableau 4.2	Propriétés des maillages.....66
Tableau 4.3	Synthèse des résultats d'analyse numérique d'éléments finis.....84



## LISTE DES FIGURES

	Page
Figure 1.1	Articulation sphéroïde.....6
Figure 1.2	Articulation coxo-fémorale.....7
Figure 1.3	Composition osseuse.....8
Figure 1.4	Conception général de la prothèse de hanche .....9
Figure 1.5	Description des grandes étapes d'une arthroplastie totale de la hanche.....10
Figure 1.6	Ostéo-intégration de la prothèse .....11
Figure 1.7	Alésoirs conventionnels de la compagnie Zimmer .....14
Figure 1.8	Conception proposée par Jean-Sébastien Mérette .....16
Figure 1.9	Système de coupe à lames dentées.....17
Figure 1.10	Profil des lames - Alésoir à lames dentées.....18
Figure 3.1	Blocs d'essai d'alésage en polyuréthane.....31
Figure 3.2	Hitachi Seiki VS50 .....31
Figure 3.3	Plaque dynamométrique Kistler Modèle 9255B et étai Kurt Modèle DL430 .....32
Figure 3.4	Bloc d'essai alésé et numérisé – décalage de 2 mm .....33
Figure 3.5	Étude préliminaire des forces de réaction selon l'avance de l'ADV.....34
Figure 3.6	Appareil de numérisation 3D : A) Creaform Handyscan 3D modèle EXAscan B) Exemple de numérisation 3D .....37
Figure 3.7	Principe de mesure .....38
Figure 3.8	Différence entre la forme, l'ondulation et la rugosité de surface .....38
Figure 3.9	Analyse de l'ellipsoïde de l'équateur .....40
Figure 4.1	Vue d'ensemble et de section de l'ADV .....44
Figure 4.2	Étapes de démontage de l'ADV .....46

## XVIII

Figure 4.3	Serre – ADV .....	47
Figure 4.4	Mécanisme d'ajustement .....	48
Figure 4.5	Étapes de désassemblage de l'ADV – prototype conceptuel.....	49
Figure 4.6	Étapes de désassemblage de la partie inférieure .....	50
Figure 4.7	Tête de l'ADV.....	51
Figure 4.8	A) Alésoir à lames dentées ; B) ADV.....	52
Figure 4.9	Calcul de la hauteur de dent – Lame Z .....	53
Figure 4.10	Profil des dents du système de coupe de l'ADV.....	54
Figure 4.11	Lame centrale du système de coupe : a) vue du dessus et b) vue isométrique.....	55
Figure 4.12	Lame centrale.....	56
Figure 4.13	Déplacement guidé des lames A et Z sur la lame centrale .....	56
Figure 4.14	Lame A.....	57
Figure 4.15	Décalage du profil de dent des Lames A .....	58
Figure 4.16	Décalage du profil de dent des lames Z.....	58
Figure 4.17	Caractéristiques géométriques des mors.....	59
Figure 4.18	Différentes configurations du système de coupe à diamètre variable et leur amplitude d'ondulation de surface théorique.....	60
Figure 4.19	Prototype fonctionnel - ADV-CNC .....	61
Figure 4.20	Serrage des mors de l'ADV-CNC.....	62
Figure 4.21	Ajustement du diamètre d'alésage de l'ADV-CNC.....	63
Figure 4.22	Gabarits de calibration de l'ADV-CNC : A) tailles de gabarits; B) Exemple d'utilisation .....	64
Figure 4.23	Prototype fonctionnel - ADV-CNC .....	65
Figure 4.24	Conditions aux frontières (Lame A).....	67
Figure 4.25	Charges appliquées (Lame A).....	68

Figure 4.26	Contraintes de Von Mises dans la lame A .....	69
Figure 4.27	Conditions aux frontières (Lame Z).....	70
Figure 4.28	Charges appliquées (Lame Z) .....	70
Figure 4.29	Contraintes de Von Mises dans la lame Z .....	71
Figure 4.30	Profils des couteaux de la lame centrale .....	71
Figure 4.31	Conditions aux frontières (Lame centrale) .....	72
Figure 4.32	Maillage local, couteau no 4 de la lame centrale .....	73
Figure 4.33	Charges appliquées sur les couteaux no 1 et no 4 (Lame centrale) .....	74
Figure 4.34	Contraintes de Von Mises du couteau no 1 de la lame centrale .....	74
Figure 4.35	Contraintes de Von Mises du couteau no 4 de la lame centrale .....	75
Figure 4.36	Étude de singularité (lame centrale – couteau no 4).....	76
Figure 4.37	Maillage des mors .....	77
Figure 4.38	Conditions aux frontières (mors) .....	77
Figure 4.39	Pression de serrage (mors).....	78
Figure 4.40	Étude de singularité (mors).....	79
Figure 4.41	Contraintes de Von Mises dans les mors .....	79
Figure 4.42	Condition aux frontières appliquées à la serre.....	80
Figure 4.43	Force de serrage appliquée sur la serre.....	81
Figure 4.44	Contraintes de Von Mises de la serre .....	81
Figure 4.45	Conditions aux frontières de la croix .....	82
Figure 4.46	Contraintes de Von Mises de la croix .....	83
Figure 4.47	Amplitude moyenne d'ondulation .....	86
Figure 4.48	Répartition de l'ondulation dans la cavité hémisphérique.....	87
Figure 4.49	Répartition des forces de réaction plausible selon le type d'ondulation....	87

Figure 4.50	Diamètre moyen des cavités hémisphériques alésées.....	88
Figure 4.51	Comparaison de la variation moyenne du diamètre alésé.....	89
Figure 4.52	Comparaison du ratio d'ellipsoïde de l'équateur .....	90
Figure 4.53	Force maximale moyenne dans l'axe Z.....	91
Figure 4.54	Force générée dans l'axe de l'outil selon la distance à parcourir .....	92
Figure 4.55	Couple maximal moyen dans l'axe Z.....	93
Figure 4.56	Moment généré dans l'axe de l'outil selon la distance à parcourir.....	94
Figure 5.1	Comparaison du système de coupe initial et final .....	100
Figure 5.2	Augmentation de la stabilité des lames A et Z .....	102
Figure 5.3	Analyse quantitative de la surface alésée.....	106
Figure 5.4	Formation d'un copeau.....	111
Figure 5.5	Engorgement des copeaux suite à un alésage avec l'ADV au diamètre de 52 mm .....	111

## LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

ADV	Alésoir à diamètre variable
ADV-CNC	Alésoir à diamètre variable conçu pour une machine-outil à contrôle numérique
CNC	Machine-outil à contrôle numérique (Computed Numerically Controlled)
DAO	Dessins assistés par ordinateur
DDL	Degrés de liberté
FDM	Fused deposition modeling
CMI	Chirurgie minimalement invasive (Minimally Invasive Surgery)
3D	Trois dimensions



## LISTE DES SYMBOLES ET UNITÉS DE MESURE

---

### UNITÉS GÉOMÉTRIQUES

#### Longueur

m	mètre
mm	millimètre
po	pouce
µm	micromètre

---

### UNITÉS DE MASSE

#### Masse

g	gramme
Kg	kilogramme

#### Masse volumique

Kg/m<sup>3</sup> kilogramme par mètre cube

---

### UNITE MECANIQUE

#### Vitesse

m/s mètre par seconde

#### Accélération

m/s<sup>2</sup> mètre par seconde carré

#### Angle plan

° degré

#### Contrainte, pression

MPa mégapascal (x10<sup>6</sup> N/m<sup>2</sup>)  
Pa pascal (N/m<sup>2</sup>)

#### Force

N newton (Kg-m/s<sup>2</sup>)

#### Moment de force

N-m newton-mètre  
Lbpo livre force par pouce (8.85 lbpo = 1 N-m)



## INTRODUCTION

Depuis plusieurs années, on constate une augmentation significative du vieillissement de la population. Selon un rapport sur le portrait de la population canadienne (Statistique Canada, 2007), entre 2001 et 2006, le nombre de Canadiens âgés de 65 ans ou plus a augmenté de 11,5%, ce qui représente une proportion record de 13,7 % de la population. En 2006, le nombre de personnes âgées de 80 ans et plus a dépassé le seuil du million. De ce fait, l'arthroplastie totale de la hanche est de plus en plus courante. Une étude divulguée par l'Institut canadien d'information sur la santé (ICIS) démontre qu'il y a eu une augmentation de 101 % du nombre d'interventions sur une période de 10 ans depuis 1996-1997 (Institut canadien d'information sur la santé, 2009). Selon le Registre canadien de remplacement articulaire (RCRA), 24 253 arthroplasties de la hanche ont été réalisées au Canada, à l'exception du Québec, en 2006-2007 sur des patients souffrant de vives douleurs dans la hanche et ayant une mobilité réduite (Institut canadien d'information sur la santé, 2009). Celles-ci impliquent des coûts annuels estimés à 463 millions de dollars canadiens (19 100 \$ par intervention) (Coyle D, 2008).

Comme on peut le constater, l'arthroplastie totale de la hanche est une chirurgie de plus en plus commune et qui exige d'importantes dépenses pour la société. Une des problématiques reliées à cette intervention est qu'elle requière un nombre important d'instruments. L'arthroplastie totale de la hanche est constituée de plusieurs étapes. Notamment, la préparation de l'acétabulum (cotyle) est l'une de celles qui en exige le plus (peut aller jusqu'à 56 composantes). La manutention, la stérilisation et l'entreposage de cette instrumentation constituent une bonne partie des coûts. Pour les diminuer, certains chercheurs ont conçu des outils plus efficaces et moins encombrants. En réduisant le nombre de pièces et en simplifiant la charge de travail, ces coûts risquent fortement de baisser. Actuellement, la préparation de l'acétabulum requiert des opérations répétitives qui augmentent le temps d'opération et le risque d'infection chez le patient. Pour remédier à ces problématiques, un tout nouveau concept d'alésoir à diamètre variable (ADV) a été proposé par Jean-Sébastien Mérette (Mérette, 2007) et a fait l'objet d'une demande de brevet (Petit et

al., 2009). Malgré l'ingéniosité de ce concept, cette proposition requiert des modifications et des raffinements pour en créer un outil complet et fonctionnel. Par exemple, l'ADV nécessite des changements relatifs à la géométrie des pièces, au fonctionnement de l'assemblage, à la résistance mécanique et aux méthodes de fabrication. Le présent travail consiste à raffiner et à valider le concept final : proposer un système de coupe; concevoir et fabriquer un prototype fonctionnel; comparer l'ADV avec un alésoir conventionnel; proposer un outil complet, fonctionnel, ergonomique, fabricable par usinage traditionnel et démontable pour la stérilisation.

Le premier chapitre est consacré à la revue des connaissances. Ce chapitre est divisé en deux sous-sections. La première est dédiée à l'anatomie et à la physiologie de la hanche, la deuxième à l'arthroplastie totale de la hanche. Plus précisément, la première partie définit la biomécanique et la composition osseuse de cette articulation. La deuxième sous-section explique la conception générale de la prothèse de hanche, la technique opératoire, les types de complications, les types d'alésoir acétabulaire et se termine par une explication sur l'importance de la qualité de surface acétabulaire pour l'implantation d'une prothèse. Cette lecture permettra de bien situer le lecteur et d'avoir les connaissances générales nécessaires à la compréhension de ce travail.

Le chapitre 2 présente les objectifs établis pour les différentes étapes du projet. Il commence par une synthèse de la revue des connaissances et finit par l'énumération des objectifs.

Le chapitre 3 est réservé à la méthodologie utilisée pour mener à terme le projet. La première sous-section présente la méthode utilisée pour raffiner la conception de l'ADV. Plus précisément, elle est sous-divisée en trois. La première partie élabore les critères et les contraintes de conception de l'ADV. La deuxième partie est consacrée aux critères et aux contraintes de conception du prototype fonctionnel. La troisième partie est consacrée à la stratégie utilisée pour l'analyse numérique par éléments finis. La méthode de validation de l'ADV-CNC est présentée dans la deuxième sous-section. Elle inclut une section sur la

préparation des blocs d'alésage, la description du montage expérimental, les essais d'alésage et termine par une section sur les critères d'analyse des résultats.

Quant au chapitre 4, les résultats sont présentés en différentes sections. La première est réservée au raffinement de l'ADV. Elle présente la conception de l'ADV, le système de coupe denté adapté pour l'ADV, la conception du prototype fonctionnel et termine par une section sur l'analyse numérique par éléments finis. La dernière section expose les résultats concernant l'analyse de comparaison entre les alésoirs conventionnels et l'ADV.

Une discussion sur l'ensemble du projet est abordée dans le chapitre 5. Elle débute par une analyse critique du raffinement de l'ADV. Elle présente plus précisément une section sur la conception de l'ADV, le système de coupe adapté pour l'ADV, le prototype fonctionnel ainsi que l'analyse numérique par éléments finis. Par la suite, les résultats de la validation réalisée avec le prototype fonctionnel sont critiqués et analysés. L'avant-dernière partie inclut l'analyse critique des cavités hémisphériques alésées. La dernière section est réservée à l'analyse critique des amplitudes de force observées lors des essais expérimentaux.

Pour finir, un retour sur l'ensemble du projet est abordé et le bilan est tiré. Plus précisément, cette section renferme les éléments essentiels du projet ainsi que les conclusions qui en découlent. Pour faire suite à ce projet, la dernière partie de ce mémoire est réservée aux recommandations.



# CHAPITRE 1

## REVUE DES CONNAISSANCES

### 1.1 Anatomie et physiologie de l'articulation de la hanche

Les sous-sections de ce chapitre présentent l'anatomie et la physiologie de l'articulation de la hanche. La première sous-section présentera la biomécanique de l'articulation de la hanche, généralement appelée coxo-fémorale, et ses fonctions motrices. La seconde partie parlera de la composition osseuse située dans la région de l'articulation de la hanche. L'information du chapitre 1.1 est tirée du livre Marieb, Anatomie et physiologie humaines, troisième édition (Marieb, 2005).

#### 1.1.1 Biomécanique de l'articulation coxo-fémorale

Dans les articulations synoviales, on retrouve les articulations planes, trochléennes, trochoïdes, condyliques, en selles et sphéroïdes. Comme pour l'épaule, l'articulation de la hanche est de type sphéroïde. Comme on peut le voir à la figure 1.1, l'articulation sphéroïdale est munie d'une tête de forme sphérique ou hémisphérique qui s'emboîte dans une cavité concave. De par leur forme particulière, les articulations de la hanche et de l'épaule ont la plus grande amplitude de mouvement. Elles permettent d'avoir des mouvements de rotation dans les trois axes. Ce type de mouvement est généralement appelé universel.

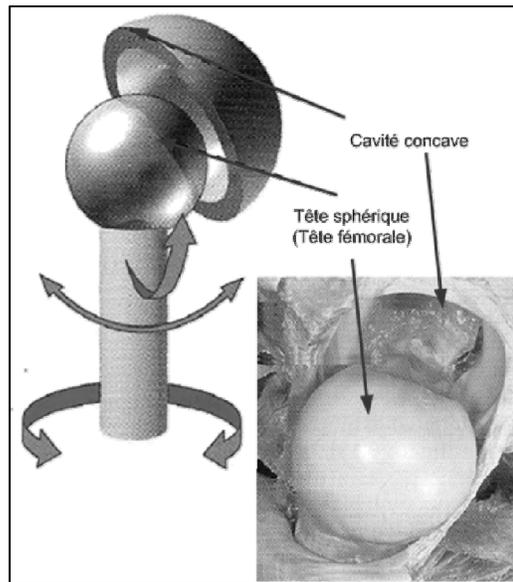


Figure 1.1 Articulation sphéroïde  
Adaptée de Marieb (2005, p.271-275)

Comparativement à l'articulation de l'épaule, l'articulation de la hanche est un peu plus limitée en amplitude de mouvement. Son amplitude de mouvement est limitée par de nombreux ligaments (ilio-fémoral; pubo-fémoral et ischio-fémoral) et par la profondeur de la cavité concave (appelée cotyle ou acétabulum). Ces ligaments sont très puissants et permettent à l'articulation d'avoir une grande stabilité. Simplement, l'articulation de la hanche est constituée d'une cavité concave appelée cotyle ou acétabulum (située dans l'os coxal), d'une tête sphérique (tête fémorale) qui est attachée au fémur ainsi que des ligaments qui maintiennent le tout (figure 1.2).

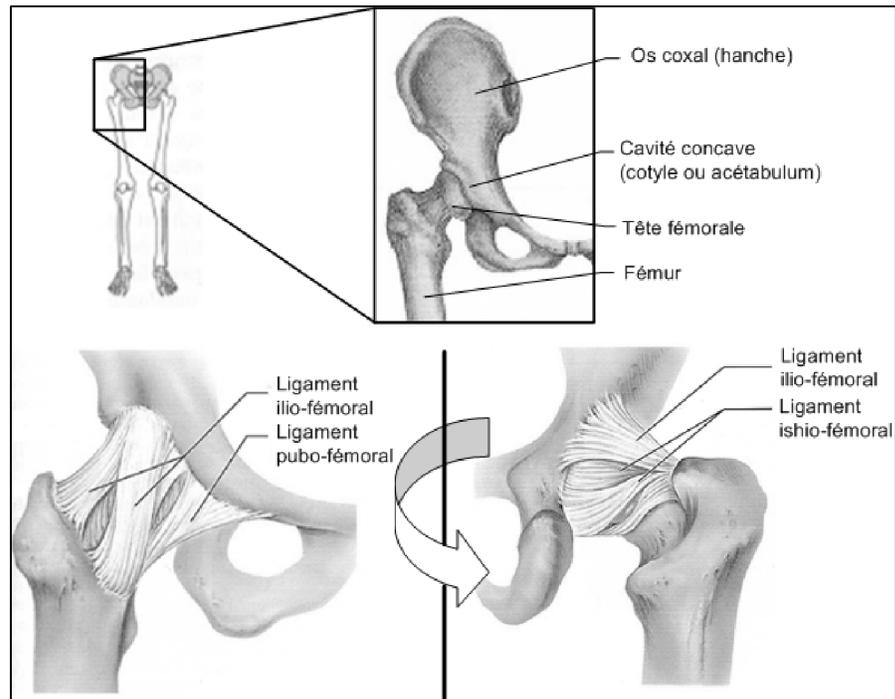


Figure 1.2 Articulation coxo-fémorale  
Adaptée de Marieb (2005, p.244-252-275)

L'articulation de la hanche (coxo-fémorale) a plusieurs rôles. Elle sert premièrement de maintien et de support au haut du corps. Elle permet également de créer des mouvements multiaxiaux de la cuisse, plus précisément, flexion, extension, abduction, adduction, rotation interne et externe. Ces mouvements de la cuisse permettent à l'humain d'avoir une grande mobilité.

### 1.1.2 Composition osseuse de l'articulation coxo-fémorale

La partie osseuse de l'articulation coxo-fémorale est constituée d'os trabéculaire (spongieux), d'os compact (sous-chondral) et de cartilage articulaire (figure 1.3). L'os trabéculaire a une structure similaire à un nid d'abeilles. L'espace entre les travées permet à la moelle osseuse de s'y introduire et également de laisser passer des vaisseaux sanguins. L'os compact est dense et d'apparence lisse. Il permet à l'os d'être rigide et de supporter d'importantes charges de compression, de tension et de torsion. Pour finir, le cartilage permet de réduire la friction

entre l'acétabulum et la tête fémorale et d'amortir les impacts qui pourraient endommager l'os sous-chondral.

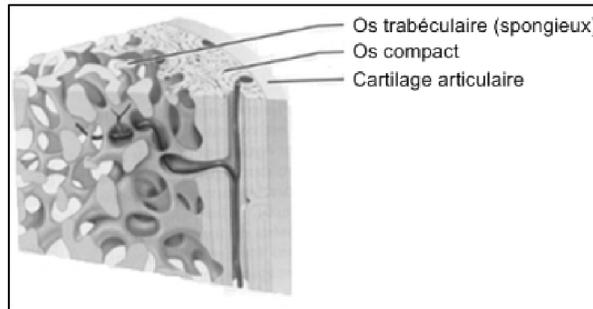


Figure 1.3 Composition osseuse  
Adaptée de Marieb (2005, p.186)

## 1.2 Arthroplastie totale de l'articulation de la hanche

L'arthroplastie totale de la hanche est de plus en plus utilisée dans l'objectif de soulager la douleur et de réduire la perte de mobilité. Elle a comme principe de remplacer l'articulation défectueuse du patient par des pièces mécaniques à faible friction. Cette section du chapitre comprend quelques informations générales nécessaires à la compréhension de cette chirurgie.

### 1.2.1 Concept général de la prothèse de hanche

La prothèse totale de hanche est constituée généralement de quatre composantes (figure 1.4): la prothèse acétabulaire, l'insert acétabulaire, la tête fémorale et la prothèse fémorale. Les composantes articulaires, l'insert et la tête fémorale permettent de reproduire l'articulation sphéroïde et forment les surfaces de friction. Elles sont généralement composées de métal et de Polyéthylène<sup>1</sup> (78%). Dans certains cas, les surfaces de friction métal sur métal (9%), céramique<sup>2</sup> sur Polyéthylène (2%) et céramique sur céramique (11%) sont aussi utilisées (Institut canadien d'information sur la santé, 2009). Il existe deux types de fixation des

<sup>1</sup> Polyéthylène – UHMWPE : ultra-high-molecular-weight-polyethylene

<sup>2</sup> Composante généralement en Alumine (Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>) qui est couramment appelé céramique

prothèses acétabulaires et fémorales : cimentée et non-cimentée. Par contre, selon le registre canadien des remplacements articulaires, en 2006-2007, 71% des prothèses installées sont non-cimentées (Institut canadien d'information sur la santé, 2009). Ces prothèses sont munies de surfaces poreuses ou rugueuses pour améliorer l'adhésion à l'os. Une description détaillée du principe des prothèses non-cimentées est présentée à la section 1.2.2.

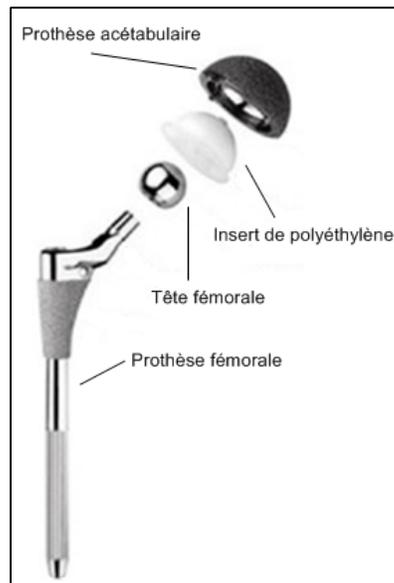


Figure 1.4 Conception général de la prothèse de hanche  
Adaptée de Zimmer (2010)

## 1.2.2 Technique chirurgicale

L'arthroplastie totale de la hanche est une technique chirurgicale qui a été proposée par le Dr John Charnley dans les années 60 (Gomez et Morcuende, 2005). Cette technique a été nommée « Arthroplastie à basse friction ». Elle consiste à remplacer la tête fémorale par une prothèse fémorale munie d'une bille généralement métallique (ayant un petit diamètre) et d'introduire une prothèse acétabulaire (de forme hémisphérique creuse ayant généralement un noyau de polyéthylène) dans le cotyle pour recréer l'articulation naturelle de la hanche.

Avec les années, le principe de base est resté le même mais les techniques utilisées et les implants ont évolués. Le type de matériau, la morphologie des composantes et la méthode de

fixation sont les éléments qui ont le plus varié. La figure 1.5 illustre les principales grandes étapes de l'arthroplastie totale de hanche pratiquée aujourd'hui (prothèses non-cimentées).

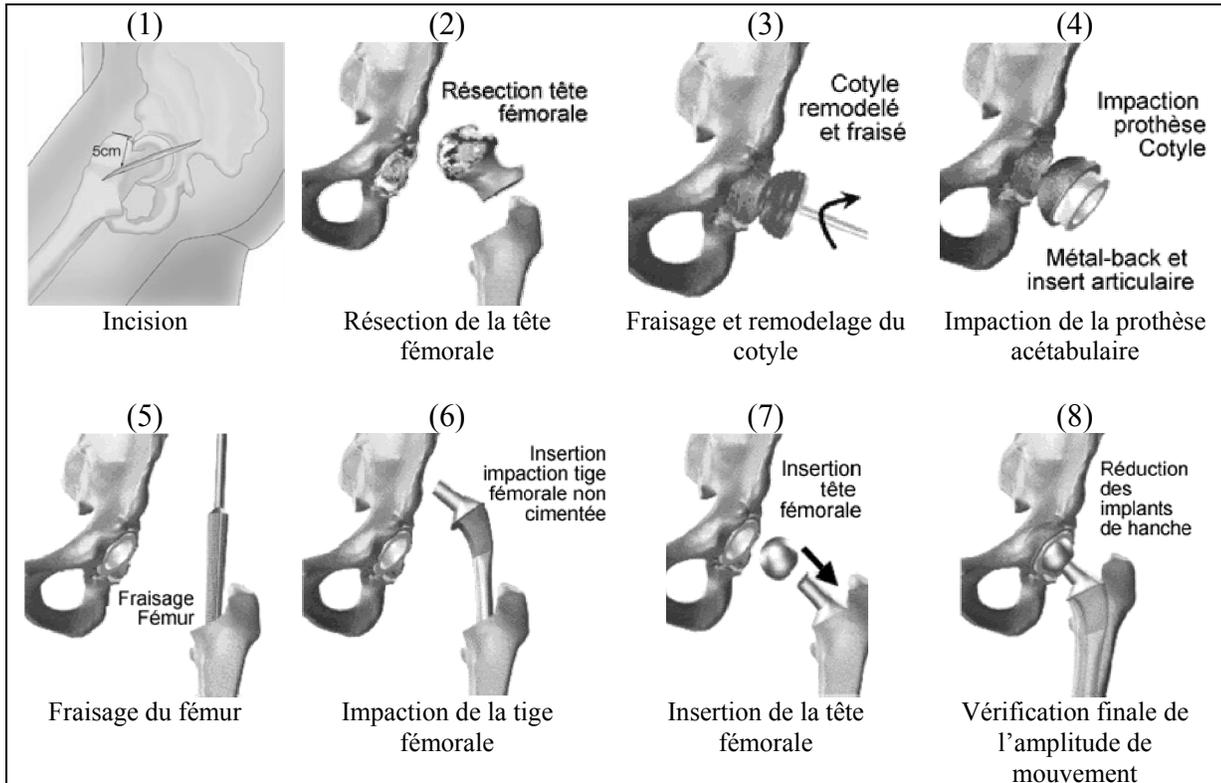


Figure 1.5 Description des grandes étapes d'une arthroplastie totale de la hanche  
Adaptée de Centre Orthos (2010)

Concernant les prothèses non-cimentées, elles sont généralement classées dans deux différents types. Les prothèses munies d'une surface poreuse sont dites de type ostéo-intégration. Par contre, celles qui utilisent une surface rugueuse sont de type ostéo-apposition.

L'ostéo-intégration est un principe qui permet, à l'aide d'une surface poreuse, à l'os de pénétrer dans les crevasses de la surface (figure 1.6) et ainsi créer une jonction entre la prothèse et l'os trabéculaire.

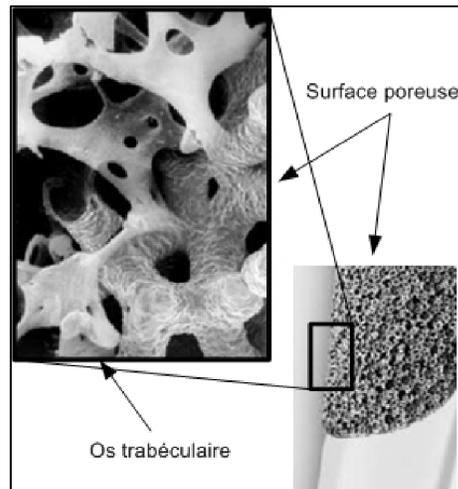


Figure 1.6 Ostéo-intégration de la prothèse  
Adaptée de Zimmer (2010)

L'ostéo-apposition est un principe similaire à l'ostéo-intégration mais, dans cette technique, la surface est rugueuse au lieu d'être poreuse. De ce fait, l'os trabéculaire ne pénètre pas dans la prothèse, mais adhère à sa surface. Les multiples vallées de la surface seront comblées par l'os trabéculaire et c'est ainsi que la prothèse est maintenue en place.

Ces deux méthodes nécessitent un alésage et un assemblage précis. Un mauvais alésage de l'os ou assemblage de la prothèse peuvent mener à une intégration lâche de la prothèse. Ceci peut générer des micromouvements de celle-ci lors des déplacements quotidiens du patient. Un micromouvement supérieur à 28  $\mu\text{m}$  pourrait nuire et même éliminer la possibilité d'ostéo-apposition ou d'ostéo-intégration de la prothèse (Ostbyhaug et al., 2010).

### 1.2.3 Types de complications

Il existe plusieurs types de complication liés à l'arthroplastie totale de hanche. On peut les regrouper en deux grandes familles : les complications peropératoires et postopératoires. Le tableau suivant donne des exemples de ces types de complications et donne un aperçu de ce que l'on veut éviter.

Tableau 1.1

## Complications reliés à l'arthroplastie de la hanche (Centre Orthos)

Types de complications	Complications	Description	Conséquences
Peropératoires	Fractures peropératoires	Fracture de l'os par la pose d'une prothèse trop serrée sur un os de faible qualité.	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Perte de la structure osseuse;</li> <li>• Instabilité de la prothèse;</li> <li>• Diminution de l'ostéo-intégration et de l'ostéo-apposition</li> </ul>
	Embolie graisseuse	Gouttelettes graisseuses provenant de la moelle osseuse se libèrent et causent une embolie, dite graisseuse. Elle est généralement observée lorsque l'os subit une fracture.	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Risque d'hypoxie</li> <li>• Dysfonctionnement cardiopulmonaire</li> <li>• Possibilité de mort</li> </ul>
Postopératoires	Descellement	Phénomène qui se produit lorsqu'il y a perte de fixation entre la prothèse et l'os. Cependant, dans certain cas, le descellement est créé par les débris d'usure des pièces articulaires.	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Perte totale de la stabilité de l'articulation</li> <li>• Révision et remplacement de la prothèse</li> </ul>
	Infection	Les infections sont les plus sérieuses complications et se manifestent généralement dans les semaines après la chirurgie. Elles se présentent généralement sous forme d'écoulement cicatriciel. Le taux d'infection est d'environ 0.5%.	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Traitement chirurgical variant d'un lavage et débridement jusqu'au remplacement de la prothèse</li> </ul>
	Luxation	Les problèmes de luxation sont souvent observés dans les 2 à 4 premières semaines. Elle est en principe une dislocation de la tête fémorale par rapport à l'insert de polyéthylène.	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Remplacement possible de la prothèse</li> <li>• Perte de mobilité</li> <li>• Perte de la stabilité de l'articulation</li> </ul>

Au Canada, en 2006-2007, le nombre de reprises d'une première ou deuxième intervention s'élevait à 13.6%. La reprise est due à l'usure (21%), à l'instabilité de l'articulation (13%), à l'ostéolyse (22%) ou à une laxité aseptique (44%) (Institut canadien d'information sur la santé, 2009). La laxité aseptique se produit lors d'une ostéo-intégration ou d'une ostéo-apposition incomplète due à des mouvements excessifs de la prothèse qui engendrent un relâchement de celle-ci sans présence d'infection. L'ostéolyse, quant à elle, signifie la destruction progressive du tissu osseux environnant la prothèse. Elle est généralement due à la présence de particules d'un corps étranger, généralement des particules de polyéthylène ou de métaux. Les révisions causées par laxité aseptique et ostéolyse représentent environ 9%

des arthroplasties, soient environ 2177 interventions par année (9% des 24 253 interventions pratiquées en 2006-2007). Ce nombre d'interventions représente approximativement un coût de 41.5 millions de dollars canadiens par année (19 100 \$ par intervention) (Coyle D, 2008). En augmentant la qualité de coupe des alésoirs acétabulaires, la qualité d'assemblage de la prothèse acétabulaire est accentuée. Un meilleur assemblage se traduit par un risque plus faible de micromouvements, ce qui favorise une meilleure ostéo-intégration ou apposition des prothèses. De plus, en concevant des outils mieux adaptés, il serait possible de diminuer le risque d'infection chez les patients. Actuellement, l'alésoir acétabulaire conventionnel demande au chirurgien de faire plusieurs entrées et sorties dans la plaie. Le risque d'infection est probablement proportionnel au nombre d'entrées et de sorties. De ce fait, il est possible d'émettre l'hypothèse qu'en réduisant ce nombre, le risque d'infection diminuerait proportionnellement.

#### **1.2.4 Types d'alésoirs**

L'arthroplastie totale de la hanche implique une immobilisation du patient sur une plus ou moins longue période. Le temps d'immobilisation d'un patient peut parfois s'avérer très important. Au Canada, l'hospitalisation médiane d'un patient est de 5 jours en 2006-2007. Ce temps représente une diminution de 37,5% sur une période de 10 ans (Institut canadien d'information sur la santé, 2009). Selon le Dr Julio Fernandes, en 2011, un patient qui a subi une opération dans la matinée peut déjà s'asseoir en fin de journée. La seconde journée, il sort du lit et marche à l'aide d'une marchette. Dans les 48h, il monte et descend des escaliers et il quitte l'hôpital dès qu'il est autonome. Pour réduire ce temps d'hospitalisation, avec les années, les chirurgiens ont réduit considérablement la taille de l'ouverture cutanée. Avec cette tendance, une nouvelle famille de techniques chirurgicales minimalement invasives (CMI) a vu le jour. Aujourd'hui, les alésoirs acétabulaires peuvent être classés en deux grandes familles : les alésoirs CMI et les alésoirs conventionnels.

Les alésoirs dits conventionnels les plus répandus sont des alésoirs généralement fabriqués par la compagnie PRECIMED SA. Ces alésoirs ont comme principe d'utiliser une surface

hémisphérique creuse sur laquelle se trouvent plusieurs petits couteaux. Ces couteaux ressemblent aux dents d'une râpe à fromage. Lorsque ceux-ci sont mis en rotation, ils coupent et emmagasinent l'os dans leur cavité creuse. Ils ont un diamètre fixe et sont disponibles en incrément de 1 ou 2 mm sur le diamètre. Trois exemples de têtes d'un alésoir conventionnel (46, 52 et 60 mm de diamètre) sont présentés à la figure 1.7.



Figure 1.7 Alésoirs conventionnels de la compagnie Zimmer

Pour que les alésoirs CMI puissent s'introduire dans une petite incision, la surface hémisphérique des alésoirs conventionnels est parfois tronquée sur une ou plusieurs parties. Plusieurs chercheurs ont vérifié si les alésoirs CMI obtiennent une qualité de coupe comparable aux alésoirs conventionnels. Baad-Hansen et al. (2006) ont conclu qu'il n'y avait aucune différence significative entre les deux types. Par contre, Davisdon et al. (2006) ont démontré que les alésoirs CMI diminuent la précision de coupe de 11%.

Macdonald et al. (1999) et Ostbyhaug et al. (2010) ont précisé que pour avoir une bonne ostéo-intégration de la prothèse, il faut avoir une bonne stabilité initiale et une bonne congruence entre la surface de l'implant et l'os. Macdonald et al. (1999) ont comparé un nouveau design d'alésoir avec les alésoirs conventionnels. Leurs résultats démontrent que le prototype procure une meilleure qualité de surface, ce qui pourrait donner une meilleure stabilité initiale et augmenter l'ostéo-intégration de la prothèse.

De plus, l'encombrement de ces instruments et les coûts reliés à l'entreposage et à la stérilisation sont également importants. À l'aide de l'expertise du Dr Julio Fernandes et du professeur Yvan Petit du laboratoire d'imagerie et d'orthopédie de l'hôpital du Sacré-Cœur de Montréal, un nouveau projet de concept d'alésoir acétabulaire a été proposé à M Jean-Sébastien Mérette dans le cadre de son projet de maîtrise de l'École de technologie supérieure. Le principe de fonctionnement du nouveau concept a fait l'objet d'une demande de brevet (Petit et al., 2009). La conception a comme principe de remplacer un grand nombre d'alésoirs par un seul outil. Pour ce faire, l'alésoir acétabulaire à diamètre variable (ADV) inclut un mécanisme qui permet de modifier son diamètre sans entrée/sortie de la plaie ni changement de composantes.

On peut visualiser la conception proposée par Jean-Sébastien Mérette à la figure 1.8. Cette conception est composée de 17 pièces, dont : 4 lames Z, de 4 lames A, d'une lame C, d'un poussoir, d'une serre, de 4 mors, d'une roue de déploiement et du manche. La serre permet de maintenir les mors et les lames en place. Le manche guide les mors et le poussoir et sert de jonction avec la perceuse. Pour finir, la roue de déploiement permet de faire le déploiement ou la rétraction des lames.

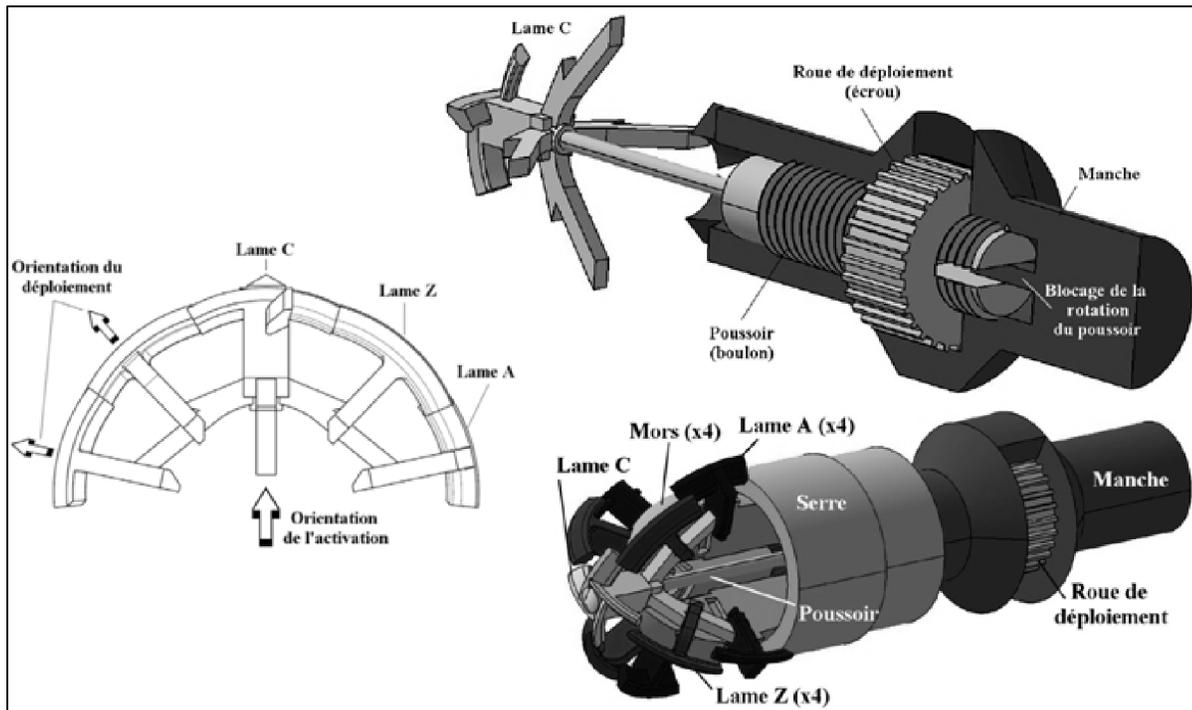


Figure 1.8 Conception proposée par Jean-Sébastien Mérette  
Adaptée de Mérette (2007, p.77-78 et 83)

Pour faire suite à la proposition de concept, une vérification du système de coupe devait être planifiée. Un alésoir simplifié du concept développé par M Mérette a été conçu par M Mathieu Dansereau, ancien étudiant à la maîtrise de l'École de technologie supérieure. Ce prototype est présenté à la figure 1.9. Cet alésoir est muni de quatre lames linéaires ayant une arête tranchante. L'arête tranchante des lames a subi plusieurs itérations. La première version était une lame pleine, la deuxième était une lame dentelée et pour finir une lame dentelée ayant les dents arrondies. En résumé, la conception de ce système de coupe devait permettre de réduire les efforts de coupe tout en gardant une bonne qualité de surface. C'est lors d'un stage de huit mois au laboratoire d'imagerie et orthopédie de l'hôpital du Sacré-Cœur de Montréal, dans le cadre d'un baccalauréat en génie mécanique spécialisé en technologie de la santé que ce système de coupe a été finalisé et validé par l'auteur de ce mémoire.

Plus en détail, cet alésoir est muni de quatre lames orientées à  $90^\circ$ . Le principe de ce système de coupe est de diviser les lames en plusieurs petites dents qui sont également disposées de façon à se chevaucher. Ce chevauchement permet de diminuer les efforts de coupe et

d'augmenter la stabilité de celui-ci. De plus, un profil arrondi a été ajouté aux dents dans le but d'augmenter la qualité de surface. Ce principe est basé sur l'équation (1.1) utilisée pour estimer la rugosité de surface lors de l'usinage (Krizbergs et Kromanis, 2006). La variable  $Ra$  est la rugosité du fini de surface. La variable  $f$  représente la vitesse d'avancement de l'outil et  $r$  représente le rayon des arrondis des dents. À l'aide de cette équation, on constate qu'en diminuant cette vitesse ( $f$ ) et en augmentant le rayon ( $r$ ), on diminue la rugosité de surface.

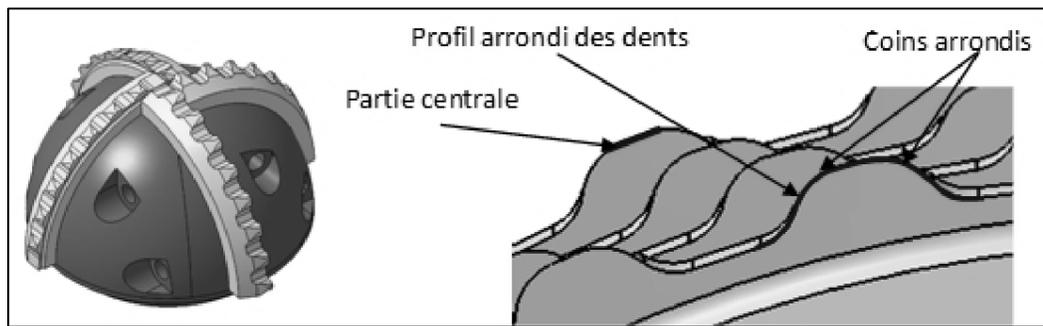


Figure 1.9 Système de coupe à lames dentées

$$Ra = \frac{0.0321f^2}{r} \quad (1.1)$$

Des modifications au système de coupe doivent être apportées pour l'intégrer à l'ADV. Le système de coupe de l'ADV a une configuration différente et a un diamètre qui est variable. De ce fait, le chevauchement, la hauteur des dents, l'angle de déphasage, de la face d'attaque et les angles de dépouille doivent être réévalués. Les dimensions initiales de l'alésoir à lames dentées préétablies lors du stage de huit mois sont présentées au tableau 1.2 ainsi qu'une représentation superposée des lames à la figure 1.10.

Tableau 1.2

Dimensions initiales du profil des lames - Alésoir à lames dentées

Angle de déphasage	46,5% ( $1,09/2,34 = 46,5\%$ ) (2,84° de déphasage d'une lame à l'autre)
Hauteur de dent	1,00 mm
Largeur de dent	2,34 mm
Rayon supérieur de dent	1,00 mm
Rayon inférieur de dent	0,90 mm
Rayon supérieur	26,00 mm
Rayon moyen	25,00 mm
Rayon inférieur (face d'attaque)	22,00 mm
Épaisseur de lame	5,00 mm
Angle dent à dent	11,34° (dent à dent sur la même lame)
Profondeur de l'angle de dépouille	2,50 mm
Angle de la face d'attaque	7,5°
Longueur de la face de dépouille	2,5 mm
Angle de dépouille	10°
Angle de la deuxième face de dépouille	13°

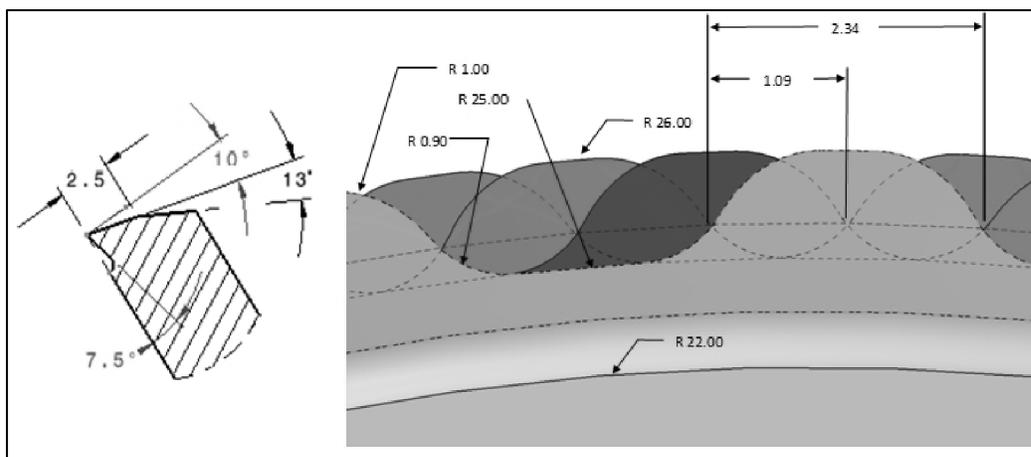


Figure 1.10 Profil des lames - Alésoir à lames dentées

### 1.2.5 Qualité de surface de l'alésage

Plusieurs chercheurs ont essayé de déterminer les critères importants qui doivent être vérifiés pour déterminer si une cavité a une bonne qualité ou une mauvaise qualité de surface. Ostbyhaug et al. (2010) mentionnent l'importance de réduire les micromouvements pour favoriser l'ostéo-intégration de la prothèse. Des micromouvements inférieurs ou égaux à 28  $\mu\text{m}$  permettent une bonne croissance osseuse autour de l'implant et une bonne stabilité à long terme. Par contre, lorsque ces micromouvements dépassent 150  $\mu\text{m}$ , il y a formation d'une membrane fibreuse autour de l'implant qui élimine le processus d'ostéo-intégration. Les micromouvements sont cruciaux, mais l'espace entre l'os et la prothèse est également important. Un espace supérieur de 0,35 mm ne peut être comblé par la repousse osseuse (Macdonald et al., 1999).

Plusieurs techniques ont été utilisées pour évaluer cette cavité hémisphérique. Macdonald et al. (1999) ont effectué une empreinte de chacune des cavités à l'aide de pierre d'empreinte dentaire. Par la suite, chacune des empreintes a été numérisée par un système tridimensionnel de mesure. Ce système de mesure permet à l'aide d'un capteur à bille de 4 mm de diamètre de palper l'empreinte et de la reconstruire numériquement dans un logiciel. Pour chacune des numérisations, une sphère parfaite fut calculée et positionnée à l'aide de la méthode des moindres carrés. Cette méthode permet d'obtenir le diamètre de la sphère, la variation positive et négative et l'écart type des points autour de cette sphère. Ils concluent que les alésoirs conventionnels ne permettent pas d'avoir une qualité de coupe précise. De plus, ils mentionnent que leur prototype qui a été conçu pour améliorer la qualité de coupe et réduire les erreurs de cavité donne de meilleurs résultats. L'approche qu'ils ont utilisée présente néanmoins certaines limites. La solidification de la pierre d'empreinte dentaire (dental alginate) peut générer une réduction du volume. Une étude démontre que la pierre d'empreinte dentaire peut se contracter jusqu'à 5,85% (Sun, Li et Chu, 2010). Cette réduction de volume peut générer des erreurs dans les résultats.

Une autre technique, utilisée par Baad-Hansen et al. (2006), consiste à numériser la cavité à l'aide d'un numériseur tridimensionnel à laser de haute définition (ATOS II SO-Advanced Topometric Sensor II Small Objects, GOM, Braunschweig Germany). Cette technique permet d'étudier de 300 à 70,000 points en moyenne. De plus, pour augmenter la précision de mesure, cette méthode consiste à numériser directement l'acétabulum alésé plutôt que d'utiliser une empreinte de la cavité. Cette numérisation peut également être analysée par la création d'une sphère parfaite et positionnée par la méthode des moindres carrés. Dans cette étude, les auteurs ont comparé le diamètre des outils numérisés avec ceux des cavités alésées. Ils concluent qu'il n'y a aucune différence significative entre les cavités alésées effectuées par les alésoirs acétabulaires CMI et les alésoirs conventionnels. Cette technique est intéressante car elle ne passe pas par l'intermédiaire d'une empreinte et la précision du numériseur tridimensionnel à laser est de haute définition (précision de  $0.02 \text{ mm}^3$  pour un volume de  $1 \text{ m}^3$ ). Cette approche semble la plus adaptée et la plus efficace pour des essais in vitro.

Davidson et al. (2006) utilisent la tomographie à rayons X (TRX) pour générer le modèle tridimensionnel de la cavité alésée (Davidson et al., 2006). Le nombre de points générés par cette méthode est entre 6 000 et 9 000. La TRX peut parfois être influencée par des artefacts causés par la présence de métaux. De plus, la résolution des images TRX est de 0,5 mm. Ce qui est également différent dans cette étude, c'est qu'ils ont comparé la cavité alésée à une sphère ayant le diamètre nominal de l'outil. Comme dans les autres études, cette sphère est également positionnée par la méthode des moindres carrés. Ils comparent la précision des alésoirs conventionnels avec les alésoirs CMI. La précision des outils est évaluée par le pourcentage de points à l'intérieur du diamètre nominal  $\pm 0,5 \text{ mm}$ . La valeur cible est de 100% (outil de haute précision) et plus que le pourcentage est faible, plus la précision est faible. Ils ont conclu que les alésoirs CMI réduisent la précision de 11% par rapport aux alésoirs conventionnels. Cette diminution peut être attribuée à la tendance de l'alésoir CMI à osciller en cours d'utilisation.

## CHAPITRE 2

### ÉNONCÉ DES OBJECTIFS

Comme mentionné dans la revue des connaissances, l'articulation de la hanche est très importante pour la mobilité d'un individu. Elle permet de faire des mouvements de flexion, extension, abduction, adduction et de rotations de la cuisse. Lors d'anomalies de cette articulation coxo-fémorale, la mobilité des gens est grandement réduite, ce qui a poussé le Dr John Charnley à développer la technique opératoire qu'il a surnommée arthroplastie à basse friction. Les deux objectifs de cette intervention sont de redonner la mobilité et d'éliminer la douleur chez les patients. Avec les années, certains chirurgiens ont remarqué un taux de descellement élevé des composantes acétabulaires cimentées (Demmelmeier et al., 2010). Aujourd'hui, ces composantes sont en majorité non-cimentées. Pour assurer un bon maintien à court et à long terme des prothèses non-cimentées, il faut que la cavité ait une forte congruence avec la prothèse. Cette congruence permet de réduire les micromouvements ( $< 28 \mu\text{m}$ ) et ainsi d'assurer une ostéo-intégration de celle-ci (Ostbyhaug et al., 2010). De plus, elle permet d'assurer la repousse osseuse entre les deux parties (espace entre la prothèse et l'os inférieure à 0,35 mm) (Macdonald et al., 1999).

Suite à l'arrivée de la technique opératoire minimalement invasive, l'industrie des instruments chirurgicaux a développé une nouvelle famille d'instruments. Ces instruments CMI ont fait l'objet de plusieurs projets de recherche. Certains chercheurs ont démontré qu'il pouvait y avoir un lien entre les nouveaux instruments CMI et le taux de descellement des prothèses acétabulaires tandis que d'autres prouvent le contraire. En plus de vérifier la qualité de coupe des nouveaux alésoirs, certains chercheurs ont démontré que la qualité de coupe des alésoirs conventionnels doit également être améliorée. Cette volonté d'augmenter la qualité de coupe des alésoirs acétabulaires n'est pas le seul objectif cible de certains chercheurs. La réduction du nombre de composants peut également s'avérer intéressante. Remplacer tous ces alésoirs par un alésoir ajustable implique de nombreux avantages : augmentation de l'espace en salle d'opération; réduction de la possibilité d'infection et de la manutention

(stérilisation et entreposage); limiter les erreurs humaines. Tous ces avantages peuvent éventuellement diminuer les coûts associés à son utilisation. Au début de la présente étude, la conception de l'ADV en était à la phase de proposition de concept. De ce fait, cette proposition nécessitait plusieurs ajustements. Ainsi, l'objectif général de ce mémoire est de raffiner et d'évaluer le concept d'alésoir à diamètre variable. Les objectifs spécifiques de ce travail sont de :

- Raffiner la conception de l'ADV pour qu'il soit un outil complètement fonctionnel, ergonomique, usinable et facilement démontable pour la phase de stérilisation et de manutention;
- Proposer un système de coupe adapté pour l'ADV qui minimise les efforts de coupe et maximise la qualité de coupe;
- Concevoir un prototype fonctionnel de l'ADV pour vérifier les performances du système de coupe;
- Comparer les performances de l'ADV à celles d'alésoirs conventionnels.

## CHAPITRE 3

### MÉTHODOLOGIE

#### 3.1 Raffinement

Le raffinement de l'ADV est une des parties les plus importantes de ce projet. Il consiste à concevoir l'ADV de façon à répondre aux critères et contraintes de conception. De ce fait, la première partie de cette section est consacrée à ces critères et contraintes de conception. La seconde partie est dédiée aux critères et contraintes de conception spécifique au prototype fonctionnel voué à la validation du système de coupe.

##### 3.1.1 Critères et contraintes de conception

Pour concevoir un outil, il faut premièrement énumérer les critères et contraintes d'utilisation. Lors de l'utilisation d'un alésoir acétabulaire conventionnel, l'utilisateur peut exercer une force maximale axiale d'environ 300 N (Mérette, 2007). Cette force représente en moyenne 44,5% du poids normal d'un homme mesurant 1,78 m (Tjepkema, 2008). Le second critère de conception est le couple maximal que la perceuse peut exercer lors de son utilisation d'alésage, soit 11,3 Nm (100 lbf-po, ANNEXE I). De ce fait, lors du raffinement de la conception, cette force axiale et ce couple doivent être pris en considération. Pour assurer la résistance mécanique des composantes de l'ADV, il est préférable d'imposer un facteur de sécurité de 2. Ce facteur de sécurité doit être utilisé lors des études par éléments finis. Il permet de définir si toutes les contraintes présentes dans les pièces peuvent être considérées acceptables. Le facteur de sécurité est fixé à 2, car les charges exercées sur l'ADV sont assez bien connues et l'ADV a un fonctionnement usuel où il peut y avoir de légers chocs et surcharges modérées. De plus, les propriétés mécaniques et le comportement du matériau sont bien connus (Fanchon, 2001; Robert L. Mott, 1999).

Une demande d'accès aux données de l'institut canadien d'information sur la santé (ICIS) a permis de connaître la répartition du diamètre des prothèses acétabulaires installées au

Canada dans le registre canadien des remplacements articulaires (Waller, 2010). Les données recueillies regroupent les prothèses installées entre le 1<sup>er</sup> avril 2003 et le 31 mars 2008 (total de 58 069 données). Cette étude révèle que la médiane des diamètres extérieurs de la prothèse est de 54 mm. Comme mentionné dans la revue des connaissances, le diamètre de la cavité doit être 2 mm plus petit que la prothèse. De ce fait, la configuration optimale du système de coupe doit être au diamètre de 52 mm. De plus, l'étendue du déploiement de l'ADV doit combler le plus possible la population. Selon les données, la répartition des prothèses installées sont entre une prothèse de 41 mm et 67 mm de diamètre (moyenne  $\pm 3\sigma$  = 99,73% de la population).

La conception proposée par Jean-Sébastien Mérette demeure le cœur de la conception. Le principe de fonctionnement se doit de rester relativement semblable. Cependant, la forme des pièces et le système de déploiement doivent être grandement modifiés pour qu'ils puissent combler les critères et contraintes de conception précédemment élaborés. Les modifications apportées devront également suivre les notifications suivantes :

- Modifier le déploiement pour qu'il soit par incrémentation de 1mm sur le diamètre;
- Introduire un embout à connexion rapide pour la perceuse;
- Ajouter un système de serrage simple et efficace;
- Concevoir un système d'affichage;
- Rendre l'outil démontable pour la stérilisation;
- Rendre l'outil sécuritaire pour l'utilisateur et le patient;
- Faire la conception en vue de la fabrication par usinage traditionnel;
- Concevoir l'outil avec des dimensions similaires aux alésoirs conventionnels pour ne pas compromettre les habiletés des orthopédistes;
- L'outil doit avoir un poids minimum ;
- L'outil doit préférablement être fabriqué en un matériau ayant une bonne biotolérance;
- Concevoir de façon à minimiser les coûts de production.

Certains critères et contraintes de conception sont spécifiquement reliés au système de coupe. Pour adapter le système de coupe développé lors du stage de huit mois, dans le cadre d'un baccalauréat, il faut effectuer plusieurs modifications. Il faut prendre en considération que le système de coupe a été développé pour un alésoir à quatre lames rectilignes et qui doit être adapté à l'ADV qui comporte un ensemble de neuf lames. De plus, pour minimiser l'ondulation de surface, il faut modifier l'angle de déphasage et l'angle dent à dent. Sur cet assemblage complexe, l'arête tranchante des lames Z doit être décentrée. Il faut s'assurer que ce décentrement de l'arête ne joue pas sur la sphéricité du système de coupe. En plus, pour augmenter l'efficacité de coupe de l'ADV, il faut optimiser la jonction centrale des couteaux sur la lame centrale. Également, l'angle de la face d'attaque doit être réévalué. Selon le professeur Victor Songmene de l'École de technologie supérieure de Montréal, spécialiste en procédé d'usinage, l'angle d'attaque doit être situé entre  $0^{\circ}$  et  $15^{\circ}$ .

### **3.1.2 Critères et contraintes de conception du prototype fonctionnel**

Dans cette étude, le prototype fonctionnel de l'ADV est un alésoir qui permettra de valider la performance du système de coupe. Il permettra de faire des essais d'alésage contrôlés et de comparer les résultats avec ceux des alésoirs conventionnels. De ce fait, la conception de l'ADV doit être simplifiée et modifiée. Ce prototype fonctionnel est appelé ADV-CNC afin de le distinguer du modèle complet de l'ADV. L'acronyme CNC signifie que l'alésoir est adapté pour une machine-outil à contrôles numériques (Computed Numerically Controlled). La description du montage expérimental est présentée à la section 3.2.2. Certains critères et contraintes de conception sont donc différents de ceux de la conception complète de l'ADV. Premièrement, l'alésoir doit pouvoir entrer dans le mandrin de la machine-outil. Selon les outils disponibles au laboratoire institutionnel de fabrication de l'École de technologie supérieure de Montréal, la partie de l'ADV qui doit entrer dans le mandrin doit avoir un diamètre maximal de 20 mm. La longueur de l'alésoir doit également être réduite au minimum. Dans ce cas, le système de déploiement doit être adapté. Le prototype fonctionnel n'est pas un outil qui sera utilisé en clinique. Il n'est donc pas nécessaire d'avoir un alésoir totalement démontable pour la stérilisation. Il y a seulement le système de coupe qui doit être

identique à l'ADV. De plus, le système d'affichage du diamètre n'est également pas nécessaire. Par contre, il faudra avoir un système permettant de mettre l'ADV-CNC au bon diamètre. En vertu des essais pratiques et la fabrication de cet ADV-CNC, le raffinement des pièces est nécessaire. Ces critères et contraintes d'utilisation sont décrits au début de la section 3.1.1.

### **3.1.3 Analyse numérique par éléments finis**

Le principal objectif des analyses numériques par éléments finis est d'évaluer la résistance mécanique des composantes du prototype fonctionnel dans des situations critiques pour ensuite procéder à la fabrication de celui-ci. Dans certaines situations, ces analyses permettront de raffiner les pièces pour en augmenter leur résistance aux déformations.

Les analyses numériques par éléments finis du système de coupe et de l'ADV-CNC ont été conjointement réalisées avec Louis Beaumont. Louis Beaumont, ingénieur junior, gradué de l'ÉTS en génie mécanique, a été employé sur une période de huit mois au LIO. Les résultats d'analyses numériques par éléments finis ont fait l'objet d'un rapport technique interne du LIO (Ménard et Beaumont, 2010). Les analyses numériques d'éléments finis ont été réalisées à l'aide du module « Generative Structural Analysis » du logiciel CATIA V5R18 (Dassault systèmes, Montréal (QC), Canada). Tous les modèles analysés par éléments finis ont été construits avec le même matériau. Le matériau utilisé est l'acier inoxydable 420 en raison des points suivants :

- Bonne usinabilité à l'état « annealed »
- Possibilité de trempe pour augmenter la résistance mécanique et la dureté
- Biocompatibilité
- Résistant à la corrosion
- Prix bon marché
- Facile à se procurer

L'acier inoxydable 420 est trempé afin de donner au matériau une dureté de 37 à 38 HRc et une limite élastique de 1345 MPa. Les autres propriétés mécaniques sont présentées dans le tableau 3.1. Ces propriétés doivent être utilisées lors de la génération des calculs.

Tableau 3.1

Caractéristiques de l'acier inoxydable AISI 420 trempé

Caractéristiques	Valeur (unité de mesure)
Module de Young	$2 \times 10^{11}$ (N/m <sup>2</sup> )
Densité	7.86 (g/cc)
Coefficient de poisson	0.24
Coefficient d'expansion thermique	$1,17 \times 10^{-5}$ (Kdeg)
Limite élastique	$1,345 \times 10^9$ (N/m <sup>2</sup> )

Pour simplifier les calculs, chacune des pièces du système de coupe et de l'ADV-CNC est analysée séparément. Pour simuler les conditions d'assemblage, certaines conditions aux frontières sont utilisées. Dans le logiciel CATIA V5R18, il est possible d'ajouter des pièces virtuelles. Ces pièces peuvent être soit de contact ou souple. Les pièces virtuelles de contact servent à simuler une composante de l'assemblage et à l'unir en contact selon certaines propriétés prédéfinies par le logiciel. Les pièces virtuelles souples ont un meilleur comportement lors des déformations importantes. Ainsi, il est préférable d'utiliser les pièces virtuelles souples dans les endroits propices aux grandes déformations. Ces pièces virtuelles ont 6 degrés de liberté (DDL) qui peuvent être contrôlés. Il est également possible de définir des surfaces comme étant des glissements surfaciques. Ceci permet de bloquer les DDL perpendiculaires au plan choisi et de permettre le glissement dans ce plan.

Pour toutes les pièces de l'analyse par éléments finis, la stratégie de création de maillage demeure la même. Cette stratégie vise à obtenir un pourcentage d'erreur de calcul de la solution inférieur à 5%. Au début de l'analyse, un maillage grossier est créé. Pour ce faire, on fait varier certains paramètres de maillage comme la taille, la tolérance géométrique ou la flèche. Aussi, le maillage est raffiné localement dans certaines zones où la géométrie est complexe et que les contraintes sont élevées. La fonction de maillage adaptatif est également

utilisée afin d'assurer que l'erreur de calcul ne dépasse pas la cible de 5% au cours des itérations. Le type d'éléments utilisés pour le maillage des pièces est tétraédrique à 10 nœuds.

Avant même de faire les analyses par éléments finis, les positions des concentrateurs de contraintes sont généralement connues. Pour diminuer l'impact négatif de ces concentrateurs de contraintes, un maximum de congés et de chanfreins ont été ajouté aux modèles. Par exemple, lorsqu'il y a un changement brusque de section, un congé est ajouté. À l'aide des calculs par éléments finis, les contraintes maximales et minimales de Von Mises sont connues. Pour s'assurer que la valeur de la contrainte soit juste et qu'il n'y a pas de présence de singularité géométrique dans le modèle, une étude de sensibilité est appliquée. Une étude de sensibilité consiste à faire varier la taille des éléments et de vérifier la variabilité de la contrainte de Von Mises. En général, il est possible de vérifier si le modèle est stable en faisant diminuer la taille des éléments par incrémentation de 0.05 mm et en notant la contrainte maximale de Von Mises. On peut poser l'hypothèse que le modèle est stable lorsque deux écarts consécutifs sont inférieurs à 5%. Un modèle stable signifie qu'il n'y a pas de présence de singularité géométrique.

La dernière étape de l'analyse par éléments finis consiste à déterminer si la pièce peut résister aux charges appliquées (scénario critique expliqué au début du chapitre 3.1.1). Le type de simulation choisi est d'analyser les pièces en statique. La pièce est considérée acceptable lorsque le critère de Von Mises maximal dans la pièce est inférieur à la limite élastique du matériau et en incluant un facteur de sécurité de 2 ( $1,345 \times 10^9 \text{ N/m}^2$ ). Une attention particulière doit être accordée lorsque le critère de Von Mises maximal est supérieur à la limite élastique du matériau. Dans ce cas, le raffinement du concept inclut des modifications géométriques mineures ou majeures tels que l'ajout ou l'augmentation des arrondis ou des chanfreins pour diminuer la contrainte critique.

Les conditions de chargement et les conditions aux frontières sont présentées au quatrième chapitre. Lors de l'élaboration de la méthodologie, la conception du prototype fonctionnel

n'est toujours pas développée. C'est pourquoi les conditions aux frontières et les conditions de chargement sont présentées à la section 4.1.4.

### **3.2 Validation du système de coupe**

Une comparaison des performances de l'alésoir conventionnel avec l'ADV-CNC est effectuée dans l'objectif de valider le système de coupe de l'ADV. Le premier sous-chapitre présente les informations concernant la préparation des blocs d'alésage. Les essais sont effectués avec un modèle synthétique constitué de mousse de polyuréthane pour assurer l'uniformité dans les essais. Des essais dans de l'os ne permettent pas d'avoir des conditions similaires pour chacun des alésages. La sous-section suivante présente une description du montage expérimental. La troisième sous-section présente les détails concernant les essais d'alésage. Pour finir, une description des critères d'analyse des résultats est présentée.

#### **3.2.1 Préparation des blocs d'alésage**

Les matériaux utilisés pour tester les appareils orthopédiques sont les mousses de polyuréthane. Ces mousses sont classées selon trois propriétés mécaniques : la résistance et le module en compression; la résistance et le module en cisaillement; la force nécessaire pour retirer une vis chirurgicale. Selon la norme ASTM réservées à ce type d'analyse (F 1839 – 01), les groupes de mousse sont classés en cinq catégories (Grade 10, 12, 15, 20 et 40). En principe, plus le grade est élevé, plus ses propriétés sont élevées. De plus, le grade indique la densité en livre masse par pied cube ( $\text{lbm}/\text{pi}^3$ ). Le tableau 3.2 affiche les propriétés de trois différents types de mousse de polyuréthane ainsi que le grade 40 de la norme ASTM. La mousse de polyuréthane de la compagnie Sawbones est un matériau spécifiquement conçu pour des essais d'instruments chirurgicaux. Le choix s'est arrêté sur la mousse Pro Master 565 de la compagnie Polymères technologies de Saint-Hyacinthe (Québec, Canada). Son prix concurrentiel et sa résistance supérieure en compression et en flexion procurent au matériau des avantages comparativement aux autres. Après plusieurs essais d'alésage effectués sur différents échantillons d'essai par un chirurgien expérimenté dans l'arthroplastie totale de la

hanche, la mousse de Pro Master 565 semble représenter le mieux les propriétés de l'os situé dans l'acétabulum.

Tableau 3.2

## Propriétés mécaniques et prix par unité des mousses de polyuréthane

Propriétés	Unités	ASTM Grade 40	Sawbones Grade 40	RenShape BM 5460	Pro Master 565
Dureté	Shore D	N/A	N/A	60 - 65	65
Densité	g/cc	0.62 - 0.65	0.64	0.7	0.62
Résistance en traction	MPa	N/A	19	13	N/A
Résistance en flexion	MPa	N/A	N/A	25 - 30	33
Résistance en compression	MPa	22 – 24	31	20 - 25	32
Module en compression	MPa	539 – 582	759	910 - 960	N/A
Résistance en cisaillement	MPa	12 – 13	11	N/A	N/A
Module en cisaillement	MPa	167 – 179	130	N/A	N/A
Dimension	cm	N/A	13 x 18 x 4	61 x 152,4 x 50,8	50,8 x 152,4 x 50,8
Prix par unité	\$	N/A	35,50	581.65	303.77
Prix par m <sup>3</sup>	\$/m <sup>3</sup>	N/A	379.27	12.16	7.72

Pour éviter la déformation élastique du matériau lors des essais d'alésage, les blocs ont été fabriqués avec une épaisseur de paroi suffisante (minimum de 8 mm) pour résister aux efforts de coupe. Ainsi, les dimensions finales des blocs ont été établies à 80 mm pour la largeur et profondeur et de 50,8 mm pour l'épaisseur (figure 3.1).

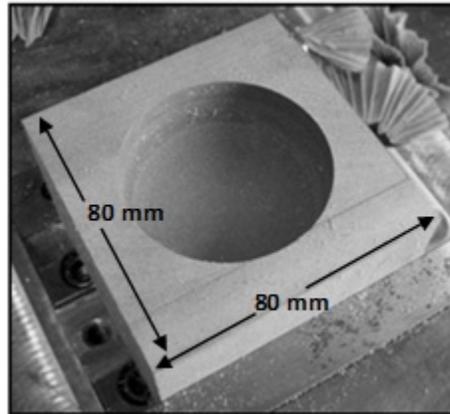


Figure 3.1 Blocs d'essai d'alésage en polyuréthane

### 3.2.2 Description du montage expérimental

Pour analyser le comportement de chacun des alésoirs, seul le déplacement de l'alésoir dans son axe longitudinal a été permis. L'axe longitudinal de l'outil correspond à l'axe Z de la machine (figure 3.3.). Tous les autres degrés de liberté ont été bloqués. Une machine à contrôle numérique a été utilisée pour contrôler l'avance de l'outil. En limitant les degrés de liberté et en contrôlant cette avance, la répétabilité dans les essais est assurée et les variables non contrôlées sont minimisées (mouvements inexacts de l'utilisateur, désaxement de l'alésoir, affaiblissement de la batterie de la perceuse, etc.). La machine à contrôle numérique utilisée est le modèle VS50 de la compagnie Hitachi Seiki, présentée à la figure 3.2.



Figure 3.2 Hitachi Seiki VS50

La machine à contrôle numérique a été munie d'une plaque dynamométrique (modèle 9255B, KISTLER inc., Amherst, NY 14228-2171, États-Unis) (figure 3.3) pour mesurer les forces dans les trois axes ( $F_x$ ,  $F_y$ ,  $F_z$ ) et le moment engendré dans l'axe Z ( $M_z$ ). Pour maintenir les blocs d'essai sur la plaque, un étau (modèle DL430, KURT inc., Minneapolis, MN 55421, États-Unis) est soigneusement installé au centre de la plaque. Cet étau permet non seulement de maintenir les blocs, mais de les centrer au milieu de la plaque, grâce à ses deux mâchoires mobiles. Lorsque l'on active la vis de serrage, ces deux mâchoires bougent simultanément dans des directions inverses ( $Y+$  et  $Y-$ ), ce qui permet d'être toujours centré dans l'axe Y.

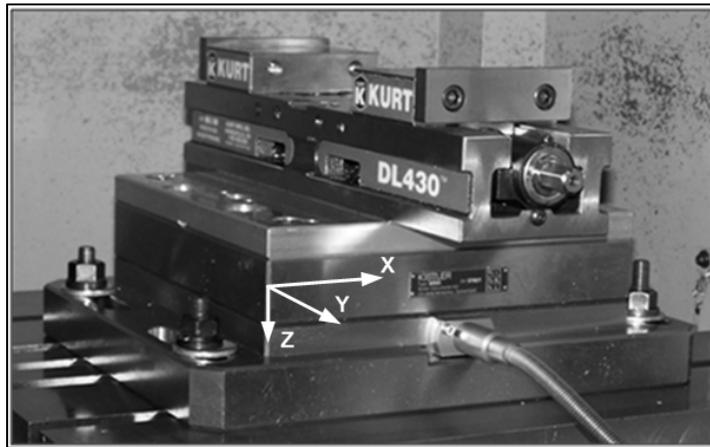


Figure 3.3 Plaque dynamométrique Kistler Modèle 9255B et étau Kurt Modèle DL430

### 3.2.3 Essais d'alésage

Les étapes des essais pratiques consistent à simuler les conditions reproductibles permettant de comparer l'ADV avec un alésoir conventionnel. La première étape est de pratiquer un pré-trou ayant un diamètre inférieur de 2 mm à celui de l'alésoir. Ceci consiste à reproduire la plus grande incrémentation normale possible entre deux étapes d'alésage lors de la chirurgie. La seconde est de pratiquer l'alésage à l'aide des alésoirs. La réalisation du pré-trou se fait à l'aide d'un alésoir à tête sphérique. Cet alésoir suit trois différents parcours. Dépendamment de l'essai, le programme crée un pré-trou de 44, 50 ou 58 mm de diamètre. De plus, l'équateur du trou hémisphérique se situe à 2 mm en dessous de la surface supérieure du bloc (figure 3.4). Ce décalage est nécessaire pour le numériseur laser 3D qui n'est pas en mesure

de numériser les arêtes tranchantes. Ainsi, les imperfections de la numérisation peuvent être éliminées et la cavité hémisphérique alésée est entièrement analysée dans le logiciel de CAO.

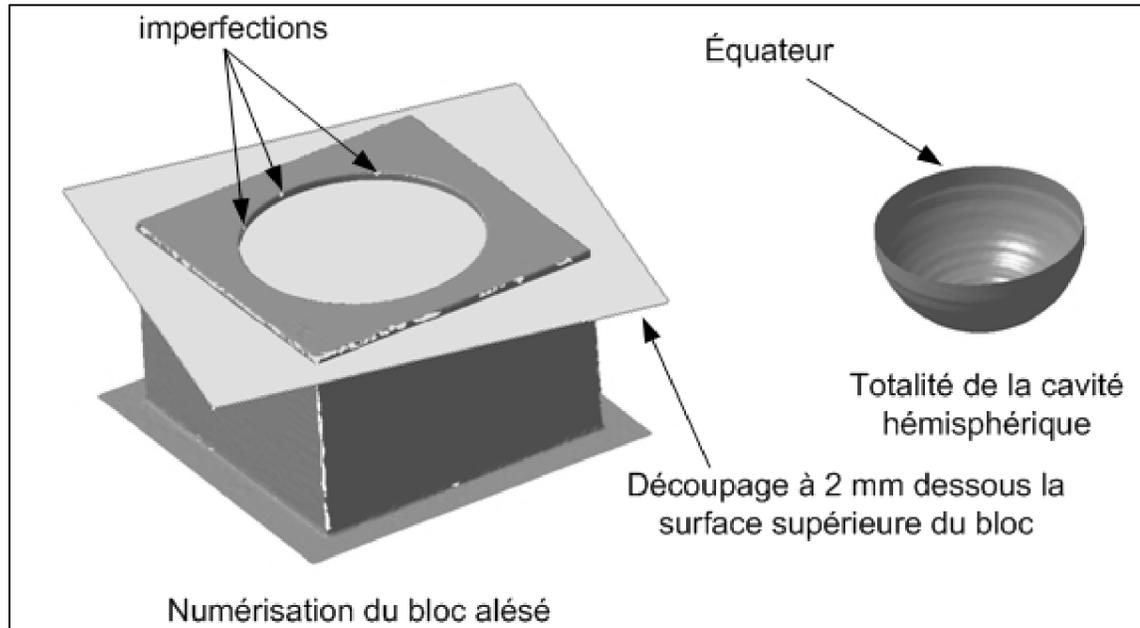


Figure 3.4 Bloc d'essai alésé et numérisé – décalage de 2 mm

De même que le pré-trou, l'alésage de la cavité hémisphérique se fait à une profondeur supérieure de 2 mm à l'aide de l'alésoir conventionnel ou de l'ADV. L'alésage s'effectue à une vitesse de 250 rotations par minute, ce qui représente la vitesse de rotation suggérée par le manufacturier des alésoirs conventionnels (ANNEXE I). Suite à des essais préliminaires, la vitesse d'avancement de l'outil est limitée à 0,5 mm/s (figure 3.5). Cette vitesse d'avance permet de garder la force axiale en Z en dessous de 300 N, ce qui représente la force maximale exercée par un chirurgien (Mérette, 2007). La figure 3.5 illustre la zone sécuritaire d'utilisation de l'ADV et ses limites.

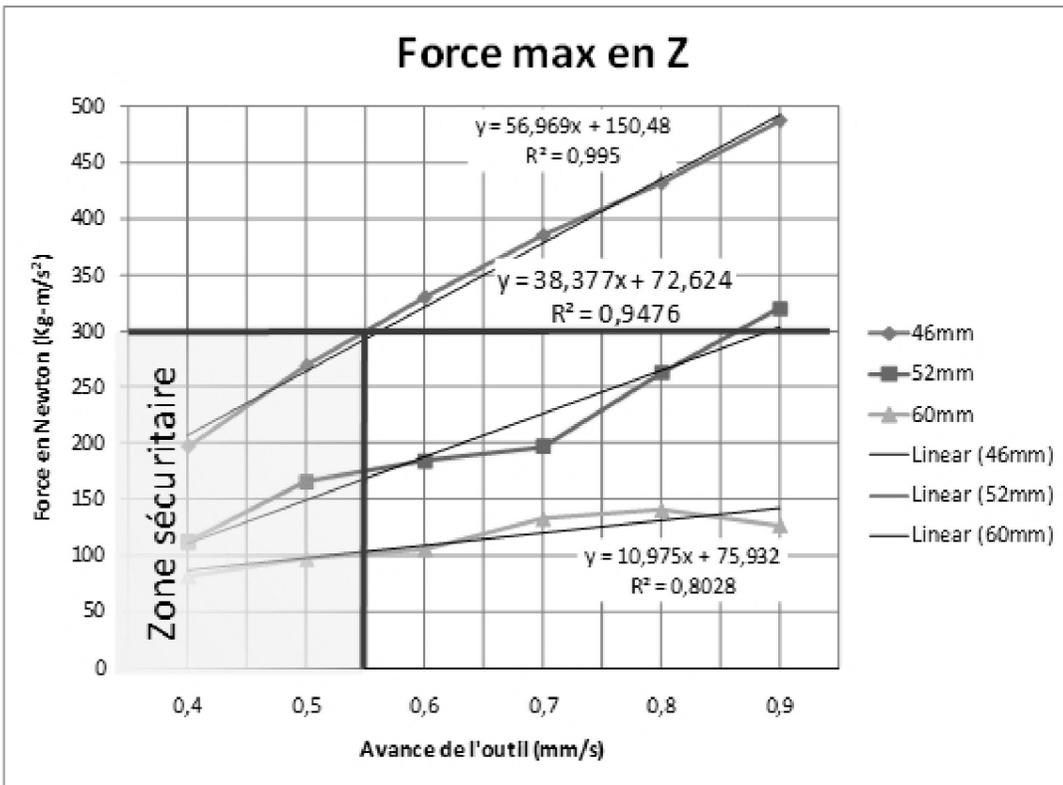


Figure 3.5 Étude préliminaire des forces de réaction selon l'avance de l'ADV

Tel que décrit précédemment, la validation du système de coupe consiste à comparer deux alésoirs à trois différents diamètres. Le nombre d'échantillons nécessaires pour faire une étude comparative à l'aide d'un T-test a été déterminé par un calcul de taille d'échantillon avec deux moyennes et variables indépendantes effectué sur les données de l'étude préliminaire à l'aide du logiciel STATISTICA (StatSoft inc., Tulsa, OK 74104, États-Unis) (ANNEXE II). Les résultats démontrent que le nombre minimal d'échantillons par groupe doit être de cinq. Pour augmenter la fiabilité des résultats, le nombre d'échantillons est fixé à sept. Ainsi, le nombre total d'échantillons est de 42. Le tableau 3.3 présente les six combinaisons d'essais ainsi que leur nombre de répétitions.

Tableau 3.3

Nombre d'essais expérimentaux par configuration testée

Type d'alésoir	Diamètre de l'alésoir (mm)		
	46	52	60
Alésoir conventionnel	7	7	7
ADV	7	7	7

Pour planifier le protocole expérimental et identifier les échantillons, un protocole d'identification est utilisé. Ce protocole d'identification est présenté au tableau 3.4. La première étape de la procédure d'identification est d'identifier le type d'alésoir utilisé. La seconde étape est de déterminer la révision de l'alésoir. Par exemple, si le système de coupe de l'ADV subit une modification dans le futur, la révision sera donc R2. Par la suite on identifie le diamètre, la vitesse de rotation, la vitesse d'avancement de l'outil, le type de matériau. On identifie également s'il y a un pré-trou, le numéro d'essais selon l'ordre chronologique dans lequel les essais sont réalisés et on finit par le numéro de tentative. Par exemple, si l'on utilise un alésoir conventionnel de 52 mm de diamètre, avec une vitesse de rotation de 250 RPM, une avance de 0,5 mm/s, dans un bloc de polyuréthane PRO MASTER 565, avec un pré-trou et c'est le premier essai et première tentative, l'identification du bloc est : AR1\_52BBBA1\_1.

Les trois alésoirs conventionnels utilisés sont des alésoirs de 46 mm de diamètre (1206-90-46), de 52 mm de diamètre (1206-90-52) et de 60 mm de diamètre (1206-90-60) fabriqués par la compagnie PRECIMED SA et distribués par la compagnie ZIMMER (figure 1.7).

Tableau 3.4

## Protocole d'identification des échantillons

PROTOCOLE D'IDENTIFICATION			
1 <sup>ère</sup> lettre	Type d'alésoir	A	Alésoir Conventionnel (AC)
		B	Lames pleines
		C	Lames dentées
		D	Alésoir à diamètre variable (ADV)
Version	Version du type d'alésoir (R1, R2, R3, ...)		
—			
Diamètre	Identifier le diamètre de l'alésoir en mm		
2 <sup>e</sup> lettre	Vitesse de rotation	A	200 RPM
		B	250 RPM
		C	300 RPM
		D	Manuelle entre 0 et 300 RPM (perceuse Makita)
3 <sup>e</sup> lettre	Avance	A	0,40mm/sec
		B	0,50 mm/sec
		C	0,60 mm/sec
		D	0,70mm/sec
		E	0,80 mm/sec
		F	0,90 mm/sec
		G	Manuelle
4 <sup>e</sup> lettre	Type de matériau	A	SawBone
		B	Polyuréthane PRO MASTER 565 (Polymères technologies)
		C	RenShape BM 70 (Huntsman)
		D	Os d'origine bovin
5 <sup>e</sup> lettre	Pré-trou	A	Avec pré-trou de 2mm plus petit que le diamètre à aléser
		B	Sans pré-trou
Essai	Numéro d'essai selon l'ordre chronologique des lequel ils sont réalisés		
—			
Tentative	Numéro de la tentative (ex: 2 pour la deuxième reprise de l'essai)		

### 3.2.4 Analyse des résultats

Les cinq critères d'analyse choisis sont l'amplitude moyenne d'ondulation, le diamètre moyen, la répétabilité dans la variation des diamètres alésés, l'ellipsoïde de l'équateur et l'amplitude des forces de réaction dans l'axe de l'outil (moment et force axiale).

Pour effectuer l'analyse des cavités alésées, un numériseur tridimensionnel de haute définition et un logiciel de CAO sont utilisés. L'appareil utilisé pour la numérisation est le modèle EXAscan (figure 3.6, A) (Handyscan 3D, Creaform, Lévis, Qc, Canada). Cet appareil permet de numériser la surface avec une précision de 40  $\mu\text{m}$  (0,04 mm) (figure 3.6, B). Par la suite, cette numérisation est analysée à l'aide d'un logiciel de conception assistée par ordinateur (CAO) (CATIA V5R18, Dassault systèmes, Montréal (QC), Canada). Dans un premier temps, une sphère ayant le diamètre moyen de la cavité alésée est ajustée au nuage de points par la méthode des moindres carrés. De plus, la déviation moyenne positive et négative entre cette sphère et le nuage de points est calculée. Ainsi, les paramètres analysés sont : la variation du diamètre, l'amplitude d'ondulation et l'ellipsoïde de l'équateur de la cavité alésée (voir les procédures d'analyse à l'ANNEXE III). Grâce à cette méthode, le nombre de points analysés est en moyenne de 24 571, de 18 440 pour la plus petite cavité (diamètre de 46 mm) et de 31 465 points pour la plus grande cavité (diamètre de 60 mm).

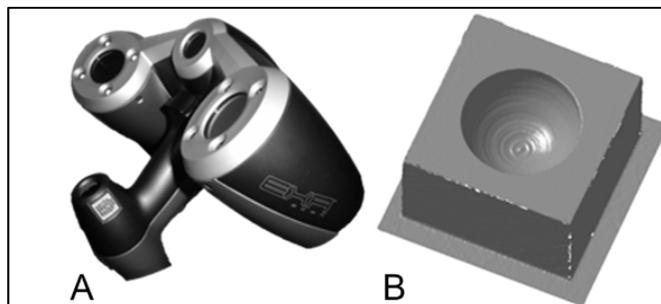


Figure 3.6 Appareil de numérisation 3D :  
A) Creaform Handyscan 3D modèle EXAscan  
B) Exemple de numérisation 3D

La figure 3.7 décrit l'amplitude d'ondulation. La cavité hémisphérique produite par l'alésage présente une plus ou moins une grande variation. Dans le cas des alésoirs acétabulaires, cette variation est appelée ondulation de surface. L'ondulation de surface est très différente de la rugosité de surface comme le décrit la figure 3.8. Ainsi, l'ondulation de surface est définie par la somme de la déviation moyenne positive avec la valeur absolue de la déviation moyenne négative (équation (3.1)).

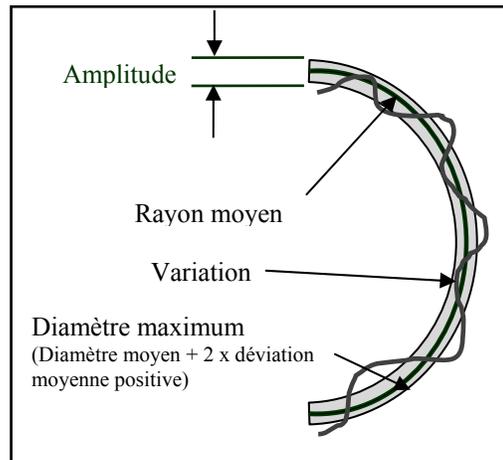


Figure 3.7 Principe de mesure

### Détail de calcul

L'amplitude se calcule de la façon suivante :

$$Amp. = \text{Dév. moyenne positive} + ABS(\text{Dév. moyenne négative}) \quad (3.1)$$

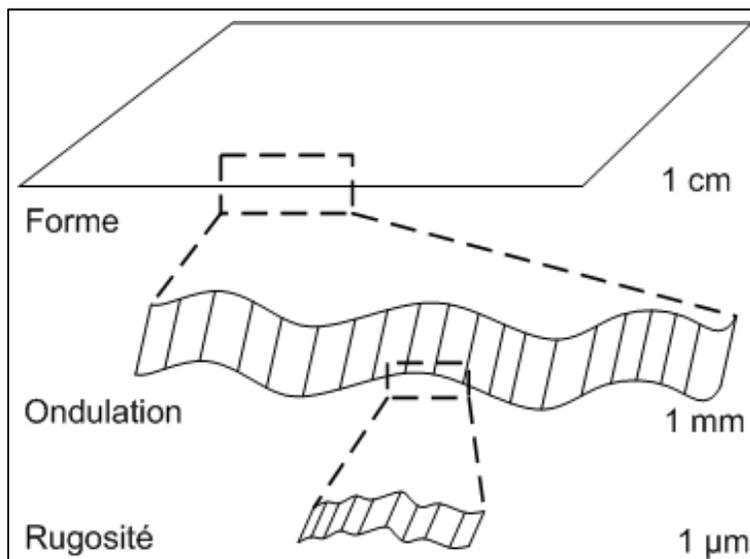


Figure 3.8 Différence entre la forme, l'ondulation et la rugosité de surface

Pour mesurer le diamètre moyen de la cavité alésée (équation (3.2)), une sphère est positionnée par la méthode de moindre carré sur l'ensemble des points numérisés d'une cavité. Le diamètre moyen (équation (3.3)) de l'ensemble des cavités alésées est ensuite calculé. Pour la répétabilité dans la variation des diamètres alésés, il suffit de regarder l'écart

entre le diamètre moyen ( $D_m$ ) de chacune des cavités alésées et le diamètre moyen total calculé ( $D_{mt}$ ). La variation moyenne du diamètre alésé est calculée en faisant la moyenne de ces écarts.

$$D_m = \text{diamètre de la sphère positionné par la méthode de moindre carré} \quad (3.2)$$

$$D_{mt} = \frac{D_{m1} + D_{m2} + \dots + D_{mn}}{n} \quad (3.3)$$

La section de la cavité est analysée sur une hauteur de 0,5 mm pour vérifier la forme de l'équateur. La hauteur de 0,5 mm a été fixée pour s'assurer d'évaluer uniquement l'équateur de la cavité et d'avoir un nombre de points supérieur à 1000. Le ratio de l'ellipsoïde est calculé par la différence entre le diamètre minimum et le diamètre maximum de cette section à des équations (3.4, (3.5 et (3.6 :

Le calcul du ratio d'ellipsoïde est calculé selon les équations (3.4, (3.5 et (3.6 :

$$\text{Ratio (\%)} = \left(1 - \frac{\text{diamètre min}}{\text{diamètre max}}\right) \times 100 \quad (3.4)$$

$$\text{diamètre max} = \text{diamètre nominal} + 2 \times \text{dév. max positive} \quad (3.5)$$

$$\text{diamètre min} = \text{diamètre nominal} - 2 \times \text{dév. max négative} \quad (3.6)$$

Où le diamètre nominal est 46, 52 ou 60 mm. La déviation maximale positive représente la déviation maximale de la surface dans la direction positive et inversement pour la déviation maximale négative. Ces données sont recueillies par la création de la sphère parfaite par la méthode de moindre carré dans le logiciel CATIA V5R18 (figure 3.9).

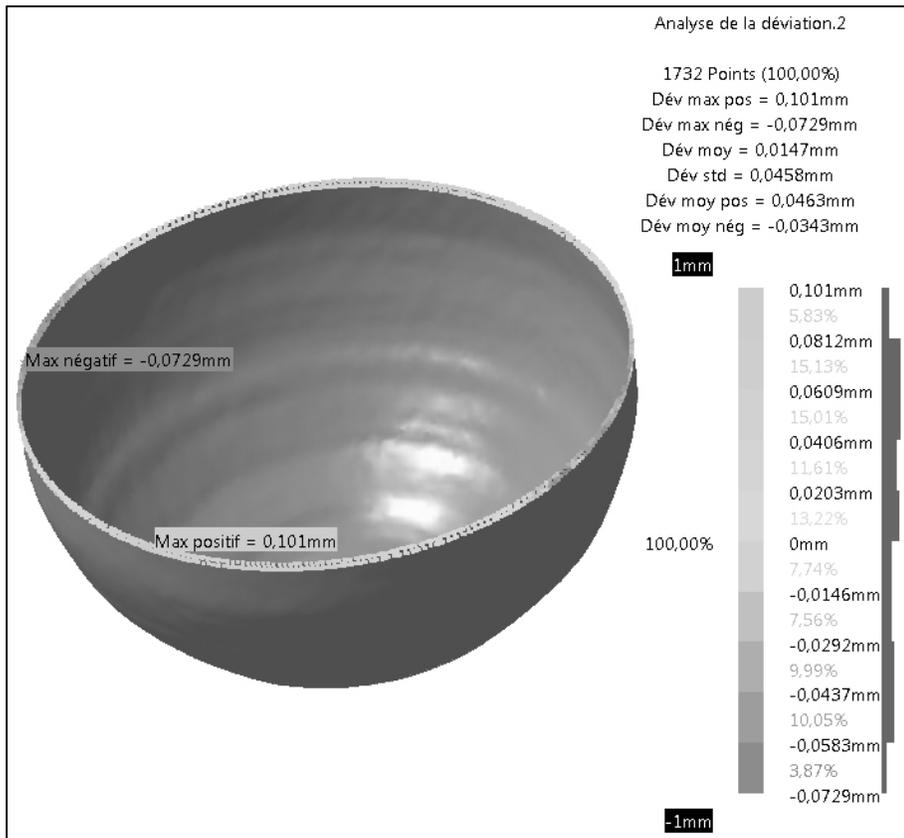


Figure 3.9 Analyse de l'ellipsoïde de l'équateur

Les forces en Z et les moments en Z mesurés avec la plaque dynamométrique sont utilisés pour vérifier si le nouveau système de coupe réduit les forces de réaction lors de l'alésage. Ces forces sont analysées à l'aide de fonctions créées dans le logiciel MatLab R2007b. Ces fonctions permettent de lire, de filtrer et de soustraire l'information nécessaire du fichier enregistré par le système d'acquisition. Le fichier recueilli par la plaque dynamométrique est un fichier de format .daq. Il faut premièrement utiliser une fonction de lecture de fichier .daq, qui est daqread dans le logiciel MatLab. Par la suite, à l'aide des formules fournies par la compagnie de la plaque dynamométrique, il est possible de générer les matrices des forces  $F_x$ ,  $F_y$ ,  $F_z$  et la matrice de moment  $M_z$  (équations (3.7), (3.8), (3.9) et (3.10)). Le filtre utilisé permet de générer le parcours moyen de la force analysée ((3.11)). Le paramètre « windowSize » a été fixé à 500 ce qui représente  $1/48^{\circ}$  de seconde et le paramètre « data » est soit la matrice de forces  $F_x$ ,  $F_y$ ,  $F_z$  ou la matrice de moment  $M_z$ . Ce filtre élimine les fréquences supérieures à 48 hertz. Par la suite, pour synchroniser et garder seulement les

données essentielles, les matrices recueillies et filtrées sont alors modifiées. La table d'acquisition a une dérivation négative connue de 0,28 N par seconde. Dans ce cas, il est essentiel de redresser les matrices de force. De plus, après chaque utilisation, le zéro se décale, Il faut donc recentrer les matrices à zéro. Pour ce faire, une moyenne de l'acquisition est effectuée sur la première partie d'acquisition où l'alésoir n'est pas en contact avec le bloc. Par la suite, la matrice est réajustée à l'aide de la moyenne calculée. Pour finir, seulement les données d'alésage entre le premier contact de l'alésoir avec le bloc de polyuréthane et l'alésage complet de la cavité hémisphérique sont conservées. Pour ce faire, à l'aide de la matrice de force  $F_z$ , on cible la fin de l'alésage et à l'aide de calcul, on détermine le début de l'alésage. On sait que lorsque l'essai d'alésage termine, une diminution brusque de 75 N est apparente. C'est de cette façon que le début et la fin de l'alésage sont déterminé.

$$F_x = 500 \times (\text{matriceForce}(:,1) + \text{matriceForce}(:,2)) \quad (3.7)$$

$$F_y = 500 \times (\text{matriceForce}(:,3) + \text{matriceForce}(:,4)) \quad (3.8)$$

$$F_z = 1000 \times \text{matriceForce}(:,5) \quad (3.9)$$

$$M_z = 500 \times (0,08 \times (-\text{matriceForce}(:,1) + \text{matriceForce}(:,2)) + 0,08 \times (\text{matriceForce}(:,3) - \text{matriceForce}(:,4))) \quad (3.10)$$

$$\text{Fonction filter de MatLab : Filter(ones(1,windowSize)/windowSize,1,data) \quad (3.11)$$

Dans l'équation (3.7 à (3.11), les valeurs 500 et 1000 sont égales aux coefficients qui proviennent des charges amplifiées et 0,08 est égal à une distance fixe en mètre de la table dynamométrique. La matrice *matriceForce* est celle recueillie par la lecture du fichier .daq.

Les cinq critères d'analyse de comparaison entre l'ADV et les alésoirs conventionnels décrits dans ce sous-chapitre sont évalués à l'aide de tests T de Student (Dawson-Saunders, Dawson et Trapp, 1994). Une différence significative est déterminée par un intervalle de confiance de 99,73% ( $P < 0.01$ ). Pour assurer la validité de ces tests, les distributions sont vérifiées à l'aide de la fonction « distribution fitting » du logiciel STATISTICA pour s'assurer qu'elles suivent une distribution normale (distribution gaussienne,  $P > 0.2$ ). Les calculs statistiques sont effectués à l'aide du logiciel STATISTICA version 7.1.



## **CHAPITRE 4**

### **RÉSULTATS**

Le chapitre 4 est divisé en deux grandes parties. La première est consacrée aux résultats de la conception et du raffinement de l'ADV et de l'ADV-CNC. La deuxième partie est réservée à la validation du système de coupe à l'aide du prototype fonctionnel. La validation est basée sur une comparaison des résultats obtenus avec l'ADV-CNC et des alésoirs conventionnels.

#### **4.1 Raffinement de l'ADV**

Comme mentionnée plus haut, la sous-section 4.1 est réservée à la conception et au raffinement de l'ADV. Plus précisément, cette section est divisée en quatre parties. La première porte sur la conception de l'ADV, la deuxième sur le système de coupe denté adapté à l'ADV, la troisième sur la conception et le fonctionnement de l'ADV-CNC et la dernière partie, sur les analyses numériques d'éléments finis.

##### **4.1.1 Conception de l'ADV**

Une attention particulière est apportée aux dimensions de l'ADV pour ne pas compromettre les habiletés des orthopédistes. À titre de référence, la figure 4.1 donne une vue d'ensemble et de section de l'ADV. La longueur totale de l'ADV est de 41 cm comparativement à 32,5 cm pour l'alésoir conventionnel (basé sur le diamètre d'alésage de 46 mm). Le diamètre de la poignée est de 25,4 mm comparativement à 19,5 mm pour l'alésoir conventionnel. De plus, l'ADV est également conçu pour utiliser la même perceuse que celle utilisée avec les alésoirs conventionnels. La jonction avec la perceuse est munie d'une connexion rapide semblable à celle des alésoirs conventionnels.

Pour simplifier l'ajustement du diamètre d'alésage et éviter les erreurs, un indicateur numérique est prévu à côté de la roulette d'ajustement (figure 4.1). Les dimensions de cet

afficheur numérique sont ajustées pour une pile similaire à un vernier numérique. Le mouvement du boulon d'ajustement haut sera capté à l'aide d'un potentiomètre linéaire. Ce type de capteur a une précision de  $\pm 0,02$  mm et il est fréquemment utilisé pour les appareils de mesure. De plus, il est prévu que l'affichage numérique soit orienté à l'aide d'un bouton au choix de l'utilisateur (orthopédiste droitier ou gaucher). Lors de l'appui du bouton, l'affichage numérique effectue une rotation de 180°.

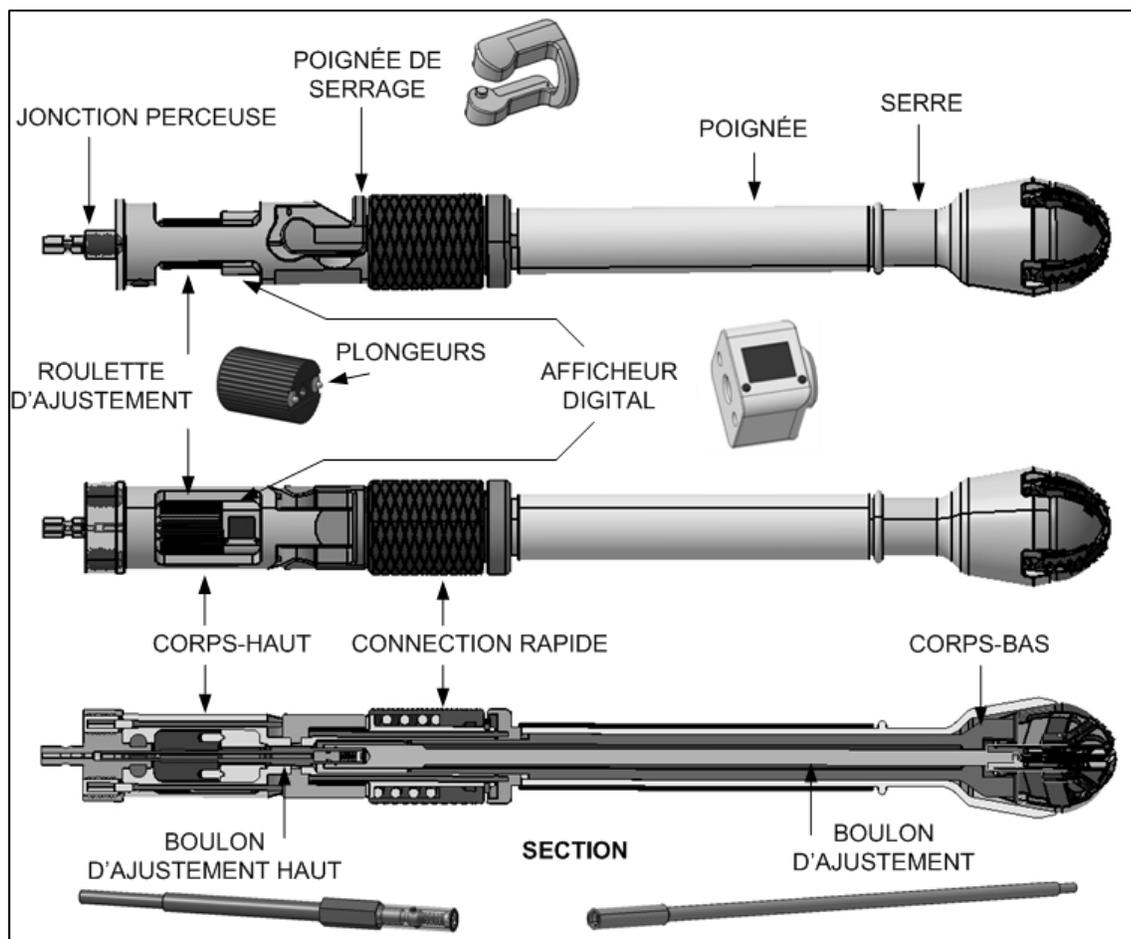


Figure 4.1 Vue d'ensemble et de section de l'ADV

Le démontage de l'ADV a été prévu pour être simple et rapide. L'ADV est divisé en deux grandes parties : la partie supérieure et la partie inférieure (figure 4.2). La partie supérieure inclut le corps-haut, la roulette, la poignée, la jonction perceuse, l'afficheur et le boulon d'ajustement haut. La partie inférieure est constituée de la serre, du corps-bas, du boulon

d'ajustement, de la poignée et de la tête. Le désassemblage de l'ADV se fait en trois étapes. La première consiste à enlever la pression sur les lames et à libérer la bague de la connexion rapide en positionnant la poignée de serrage en position ouverte. La deuxième étape est d'activer le désassemblage des deux boulons d'ajustement. Pour ce faire, un outil poussoir a été conçu. À l'aide de cet outil, il est possible de pousser sur le mécanisme interne du boulon d'ajustement haut. L'outil est conçu de façon à rester en position enfoncée à l'aide de la friction entre la partie de connexion rapide de la jonction perceuse et de la partie interne du manche de l'outil. Par la suite, il suffit de faire glisser la bague de la connexion rapide vers l'arrière pour libérer la partie inférieure de l'ADV.

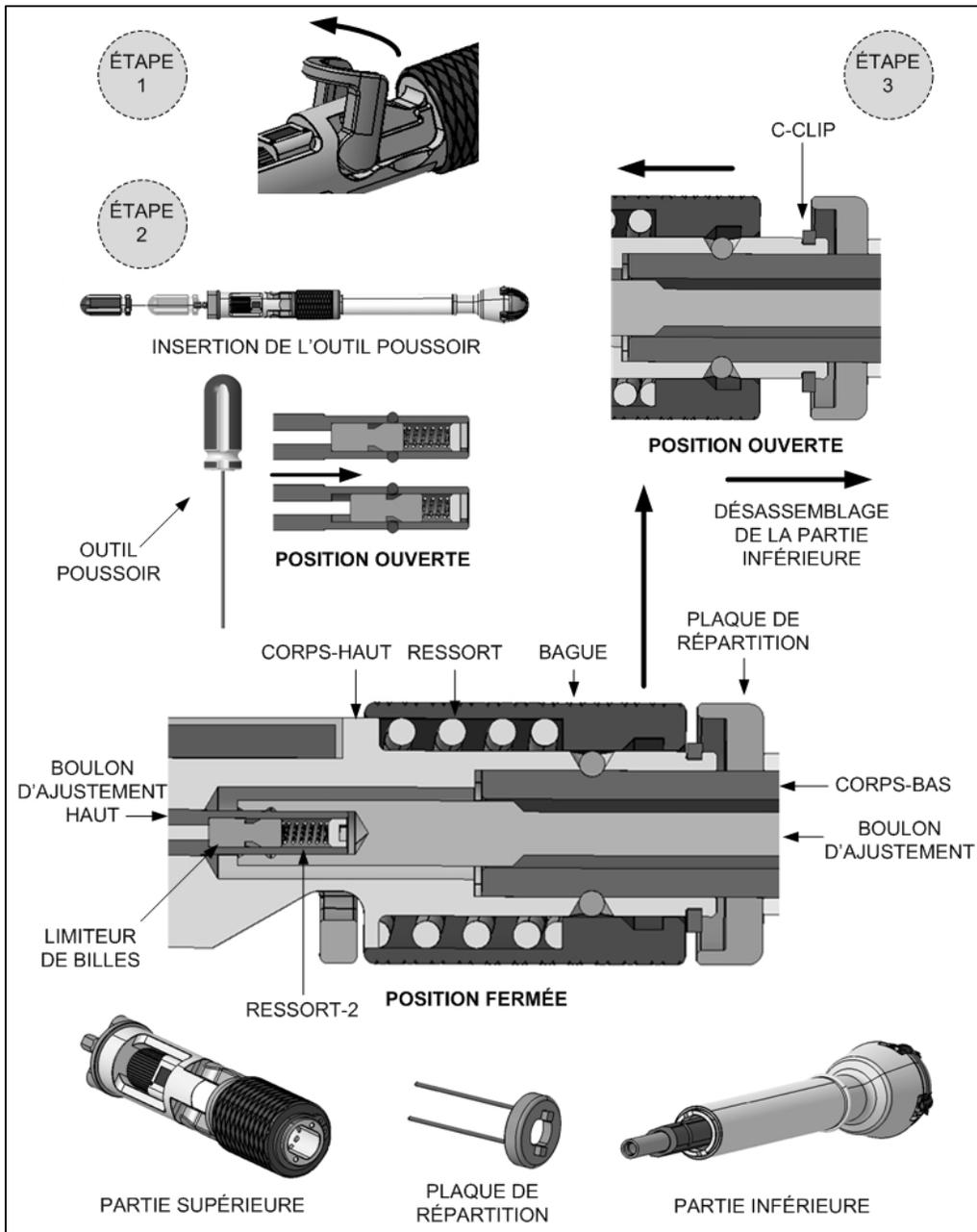


Figure 4.2 Étapes de démontage de l'ADV

Concernant le mécanisme de serrage et d'ajustement de l'ADV, l'objectif est de rendre l'ajustement du diamètre simple et efficace. De plus, tel que mentionnée au chapitre 3, l'ADV doit être sécuritaire autant pour l'utilisateur que pour le patient. Ainsi, la roulette est munie de deux plongeurs (figure 4.1) permettant de faire augmenter le diamètre d'alésage de 1 mm sur le diamètre à chaque demi-tour. Cependant, la poignée de serrage doit d'abord être

placée dans sa position ouverte (figure 4.3) pour libérer la force axiale de serrage sur les lames et permettre l'ajustement. Cette poignée est équipée de deux cames qui permettent de transformer le mouvement de rotation de la poignée en un mouvement de translation. Ce mouvement de translation est alors transmis aux quatre goupilles (figure 4.4). En effet, l'ADV est équipé de deux goupilles à l'arrière qui désengagent la jonction perçuse. Ce mécanisme évite la rotation de l'ADV lors de l'ajustement du diamètre par mesure de sécurité. Les deux autres goupilles permettent une translation de 1 mm de la serre, ce qui supprime la force de serrage. Ces goupilles sont fixées à la plaque de répartition de charge (figure 4.4) qui permet de transmettre la force uniformément à la serre et également de cacher la rondelle de retenue en C (figure 4.2).

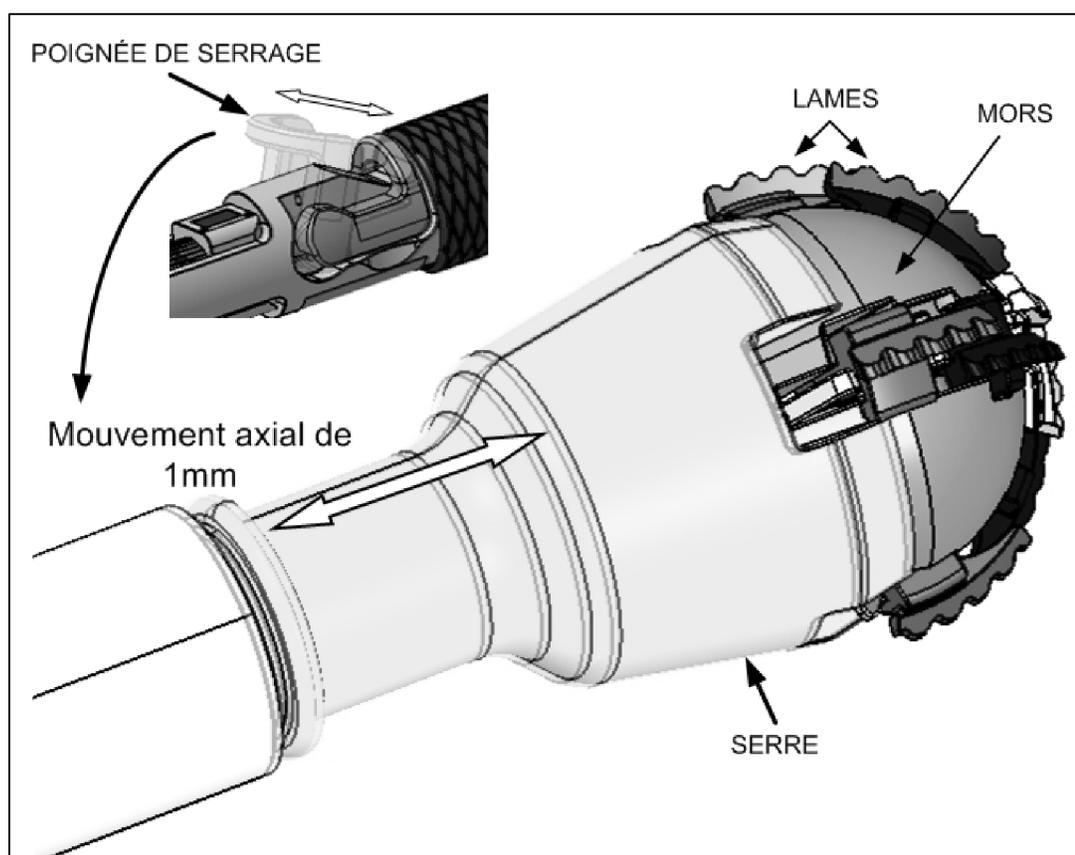


Figure 4.3 Serre – ADV

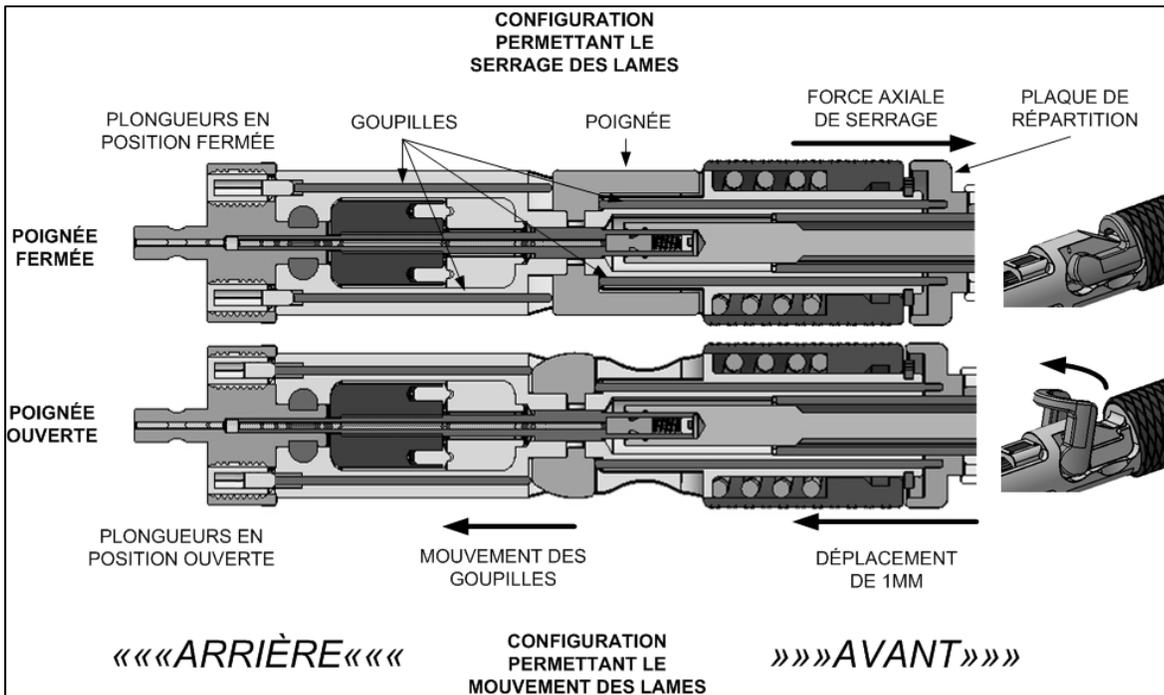


Figure 4.4 Mécanisme d'ajustement

Un prototype conceptuel de l'ADV a été fabriqué pour valider le fonctionnement de l'assemblage, du désassemblage et du mécanisme d'ajustement. La majorité des pièces de ce prototype sont fabriquées en ABS à l'aide d'un procédé de prototypage rapide. La jonction perceuse, le boulon poussoir et le boulon poussoir haut sont fabriqués en acier inoxydable par usinage. Les dessins techniques des pièces usinées sont présentés à l'ANNEXE IV.

Les étapes de désassemblage du prototype conceptuel sont présentées à la figure 4.5. De même que présenté auparavant, la première étape consiste à enlever la pression sur les lames et à libérer la bague de la connexion rapide en positionnant la poignée de serrage en position ouverte. La deuxième étape est d'activer le désassemblage des deux boulons d'ajustement avec l'outil poussoir. Par la suite, il suffit de faire glisser la bague de la connexion rapide vers l'arrière et de désassembler la partie inférieure de l'ADV.

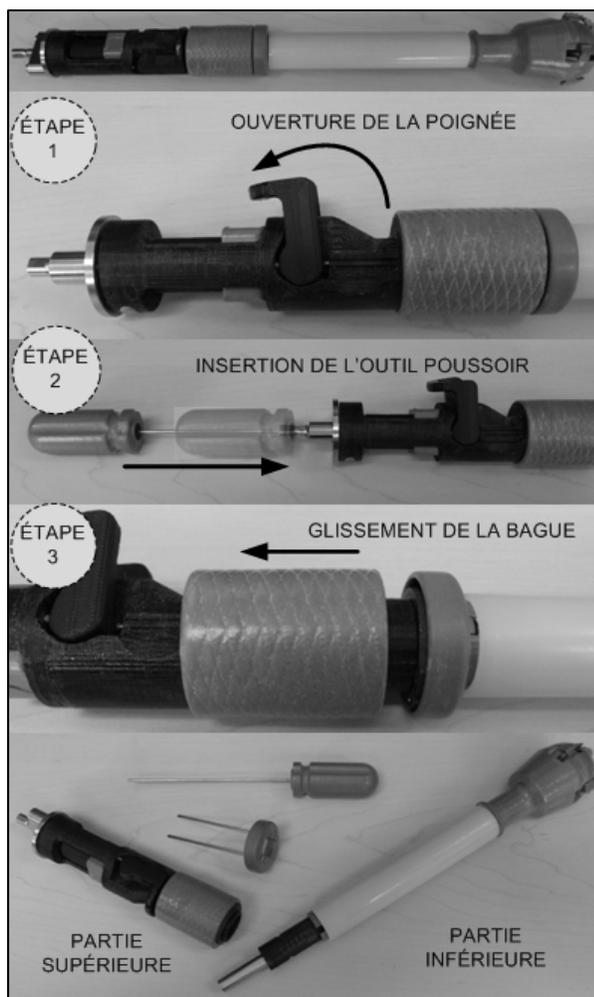


Figure 4.5 Étapes de désassemblage de l'ADV – prototype conceptuel

Le désassemblage et une vue explosée de la partie inférieure de l'ADV sont présentés à la figure 4.6. La première étape consiste à désassembler la poignée, la seconde, à désassembler la serre. Les deux étapes suivantes consistent à désassembler la tête de l'ADV. Enfin, on désassemble le boulon d'ajustement du corps-bas. Le désassemblage complet de l'outil prend environ 30 secondes. Pour l'assemblage, il suffit d'inverser les étapes présentées à la figure 4.5 et à la figure 4.6. L'assemblage complet de l'outil prend environ 60 secondes. Les temps d'assemblage et désassemblage sont influencés par la courbe d'apprentissage du manipulateur. Ces temps démontrent tout de même la rapidité et l'efficacité du système.



Figure 4.6 Étapes de désassemblage de la partie inférieure

#### 4.1.2 Système de coupe denté adapté à l'ADV

Cette section présente une description détaillée du système de coupe ainsi que la conception de chacune de ces composantes. La tête de l'ADV est constituée de 13 composantes (figure 4.7) : la lame centrale; 4 lames A; 4 lames Z; 4 mors.

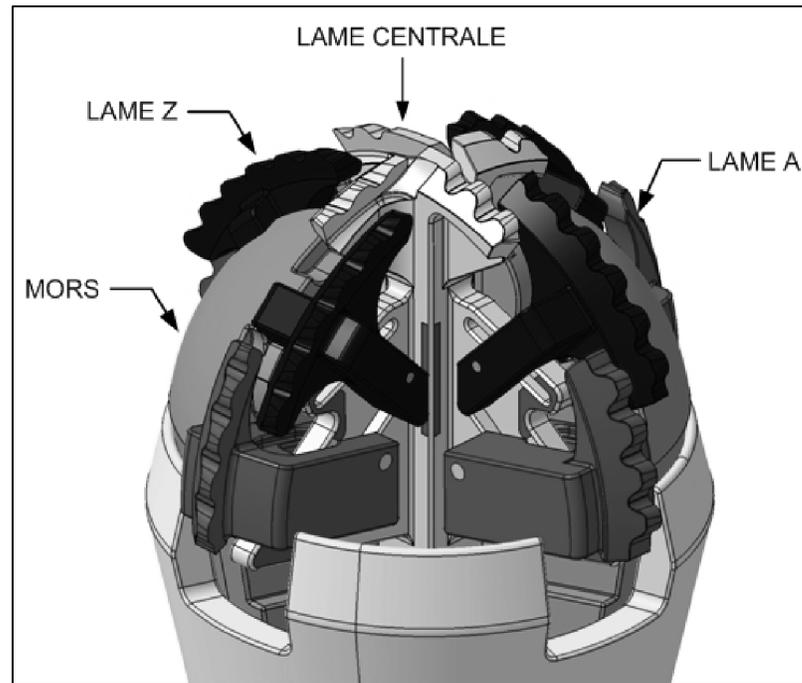


Figure 4.7 Tête de l'ADV

En premier lieu, le système de coupe denté proposé dans un projet antérieur (Ménard, 2009) était prévu pour un alésoir à diamètre fixe muni de 4 lames planes (figure 4.8). Comme l'ADV est muni de 9 lames distinctes, chacune d'elles a donc un profil de dent spécifique. De plus amples détails sont présentés plus loin. De plus, un décentrage de 4,69 mm de l'arête tranchante de la lame Z par rapport aux plans centraux de la tête a été introduit pour permettre le déploiement et la rétraction des lames. En décentrant les lames Z, la hauteur des dents a été ajustée pour garder une sphère parfaite. On peut remarquer cette diminution à la figure 4.9.

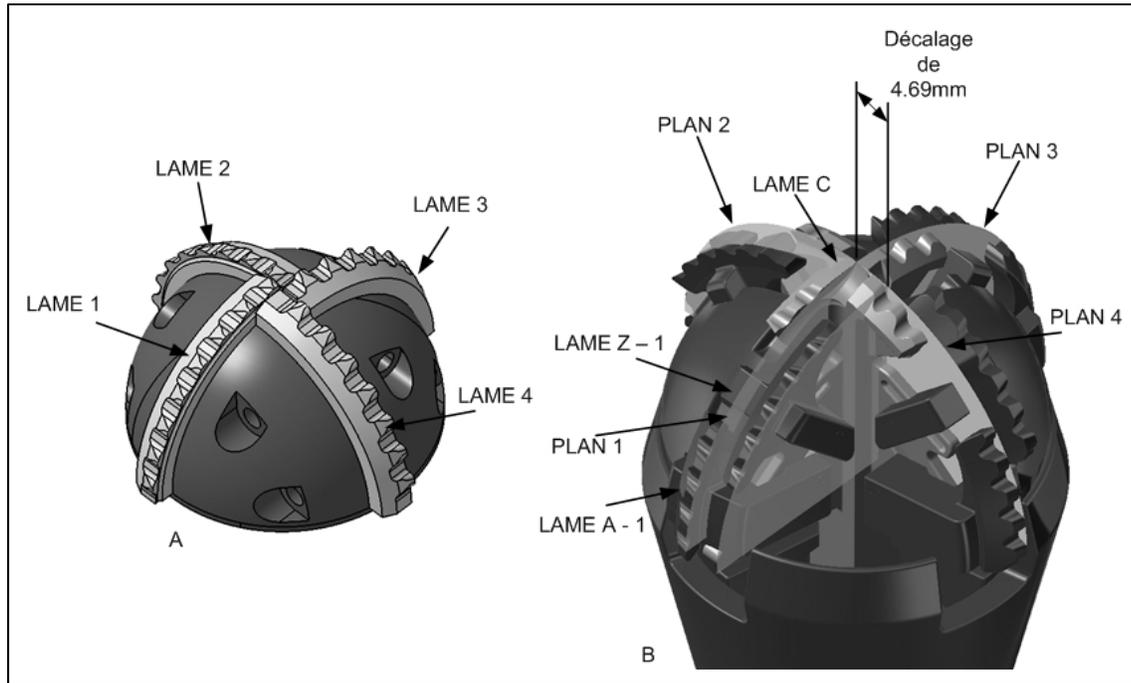


Figure 4.8 A) Alésoir à lames dentées ; B) ADV

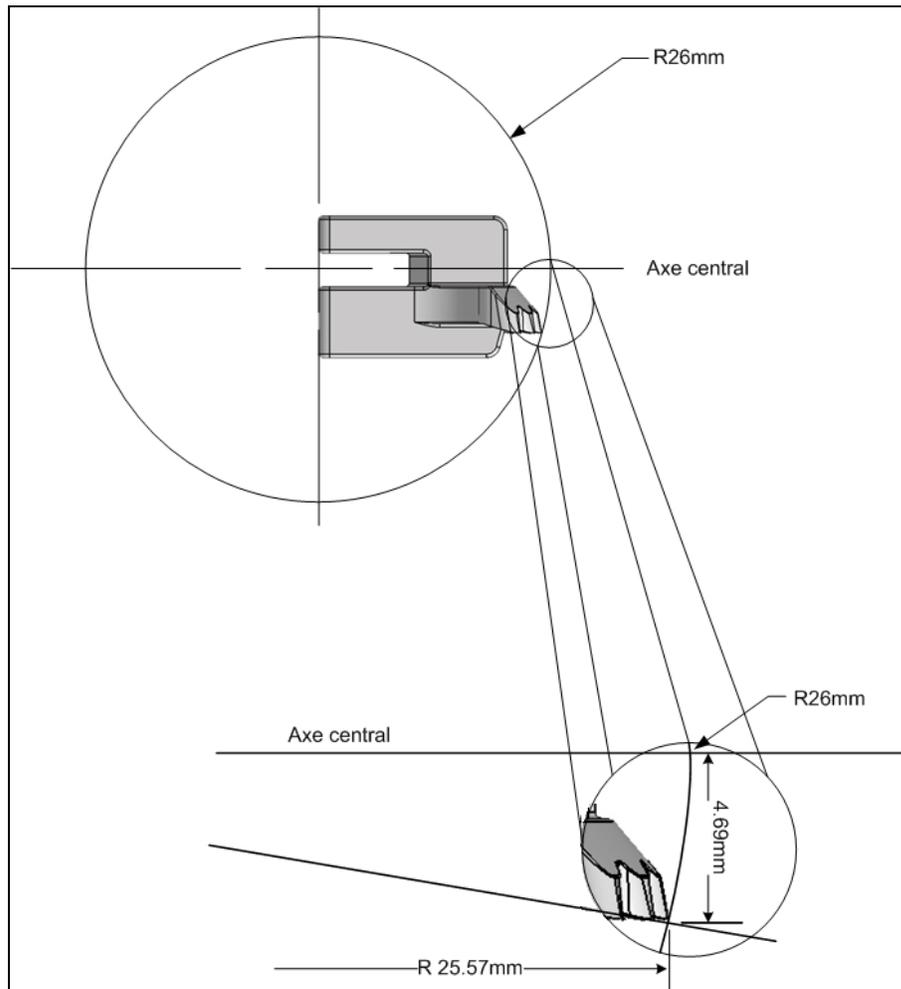


Figure 4.9 Calcul de la hauteur de dent – Lame Z

Le tableau 4.1 et la figure 4.10 présentent une synthèse des paramètres et dimensions finales des lames A et Z du système de coupe. Avec la hauteur des dents fixée à 1 mm, le rayon supérieur des dents de 1 mm et le rayon inférieur de 0,9 mm, l'angle dent à dent a été choisi de façon à minimiser l'ondulation de surface générée par le système de coupe. Cet angle est de  $8,925^\circ$ . Pour la même raison, l'angle de déphasage est de  $2,2^\circ$ . Pour augmenter l'efficacité de coupe, l'angle d'attaque est de  $15^\circ$ . Pour finir, pour éviter le contact de la face de dépouille 2 avec la surface alésée, l'angle de dépouille 2 est de  $30^\circ$ .

Tableau 4.1

Dimensions des lames A et Z du système de coupe de l'ADV

Description	Lames A				Lames Z			
	1	2	3	4	1	2	3	4
Angle dent à dent	8,925°	8,925°	8,925°	8,925°	8,925°	8,925°	8,925°	8,925°
Angle de déphasage*	0°	2,2°	4,4°	6,6°	0°	2,2°	4,4°	6,6°
Angle de départ	7,37°	0,65°	2,85°	5,05°	8,67°	1,95°	4,15°	6,35°
Hauteur de dent	1 mm	1 mm	1 mm	1 mm	1 mm	1 mm	1 mm	1 mm
Rayon supérieur	1 mm	1 mm	1 mm	1 mm	1 mm	1 mm	1 mm	1 mm
Rayon inférieur	0,9mm	0,9mm	0,9mm	0,9mm	0,9mm	0,9mm	0,9mm	0,9mm
Angle d'attaque	15°	15°	15°	15°	15°	15°	15°	15°
Angle de dépouille 1	10°	10°	10°	10°	10°	10°	10°	10°
Angle de dépouille 2	30°	30°	30°	30°	30°	30°	30°	30°

\* Par rapport à la lame A 1 et Z 1

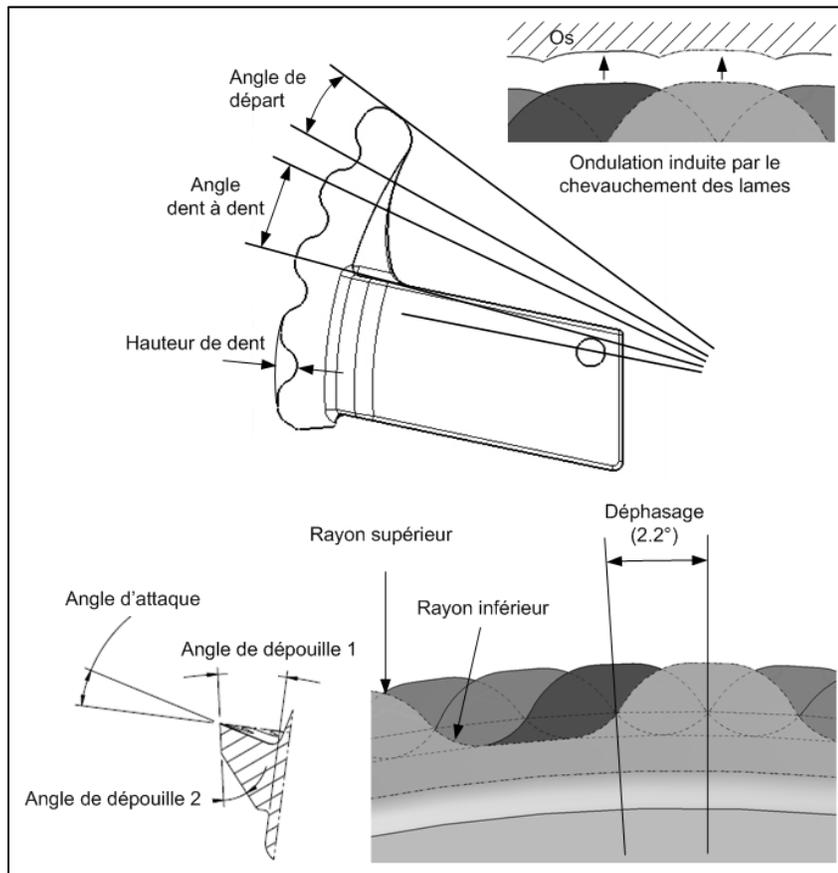


Figure 4.10 Profil des dents du système de coupe de l'ADV

La lame centrale a comme rôle principal de couper l'os dans la partie centrale de l'hémisphère par rapport à l'axe longitudinal de l'outil. La figure 4.11 présente une vue de dessus et une vue en perspective isométrique de la lame centrale. Des encoches ayant la forme et la largeur d'un alésoir à 4 flûtes droites ou spirales de 2,38 mm de diamètre sont réalisées pour rendre possible l'usinage des faces d'attaque. La partie centrale du couteau 1 et 3 prévoit l'absence de dents sur 5 mm pour le couteau 1 et de 3 mm pour le couteau 3 pour assurer une continuité du système de coupe et avoir une arrête tranchante jusqu'au centre. De plus, une angularité est ajoutée aux couteaux dans l'objectif d'améliorer l'expulsion des copeaux (figure 4.11).

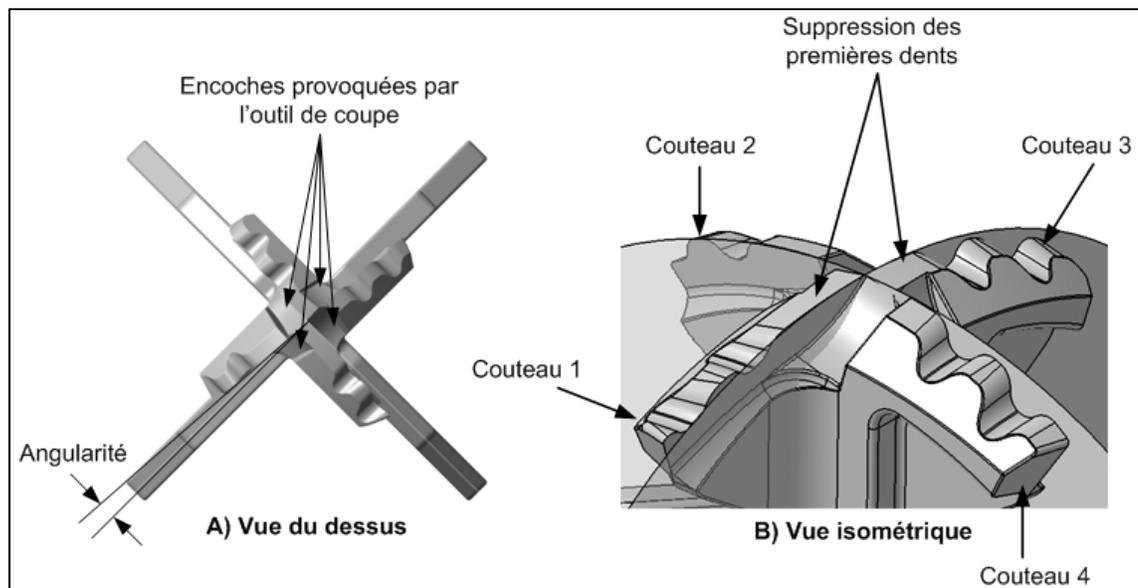


Figure 4.11 Lame centrale du système de coupe : a) vue du dessus et b) vue isométrique

Des raidisseurs sont prévus sous chacun des couteaux de la lame centrale (figure 4.12) pour augmenter la rigidité de la pièce. La lame centrale sert également à guider les lames A et Z à l'aide des 8 rainures situées sur la lame centrale. Ces rainures permettent le déplacement des 4 lames A et des 4 lames Z de façon solidaire avec la lame centrale (figure 4.13). On remarque que les lames A et Z restent solidaires avec la lame centrale. Vu la complexité de l'assemblage des lames, il est souhaitable de garder ces composants en un assemblage. De cette façon, l'assemblage des lames est remplacé après chaque utilisation.

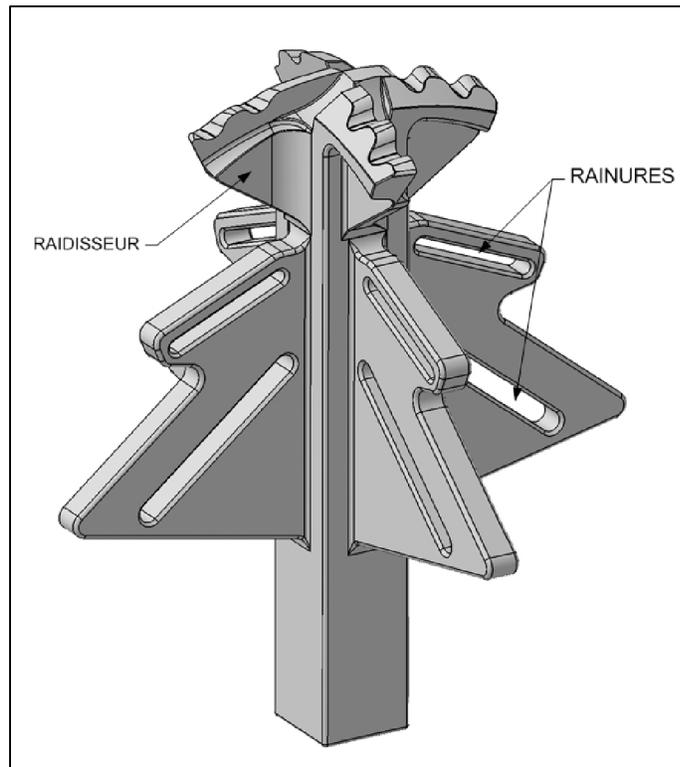


Figure 4.12 Lame centrale

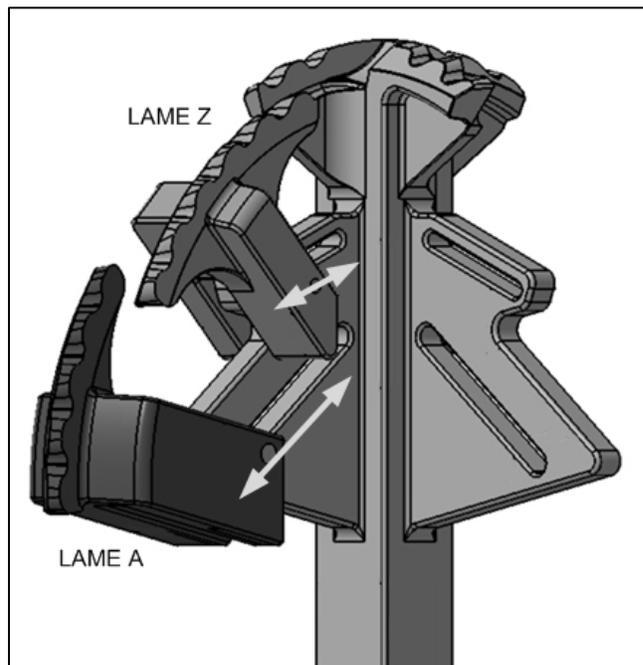


Figure 4.13 Déplacement guidé des lames A et Z sur la lame centrale

En observant en détails les lames A du système de coupe (figure 4.14), on peut remarquer certaines similitudes dans le profil des dents avec celui de la lame centrale. En fait, ces profils ont la même fonction que pour la lame centrale. De plus, pour les mêmes raisons que la lame centrale, un raidisseur est prévu pour prévenir les déformations de la pièce. Un trou de 1,5 mm de diamètre avec une goupille sont également prévus pour guider la lame A dans les rainures de la lame centrale. Sur une des faces, on peut observer une poche qui a comme utilité d'éviter une collision avec la lame centrale lorsque l'ADV est ajusté à son plus petit diamètre de coupe. Enfin, l'épaisseur de la lame (7,5 mm) est prévue pour maximiser la surface de contact avec les mors.

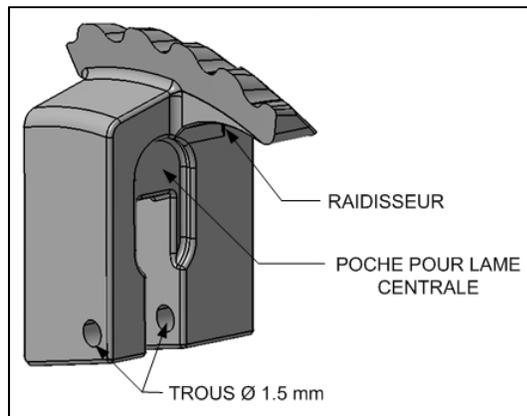


Figure 4.14 Lame A

Les 4 lames A du système de coupe présentent également certaines différences entre-elles (figure 4.15). Pour préserver le chevauchement entre les dents des lames, chacune des lames doit avoir un profil de dent différent. Cette différence de profil se caractérise par un décalage des dents de 2,2° d'une lame à l'autre.

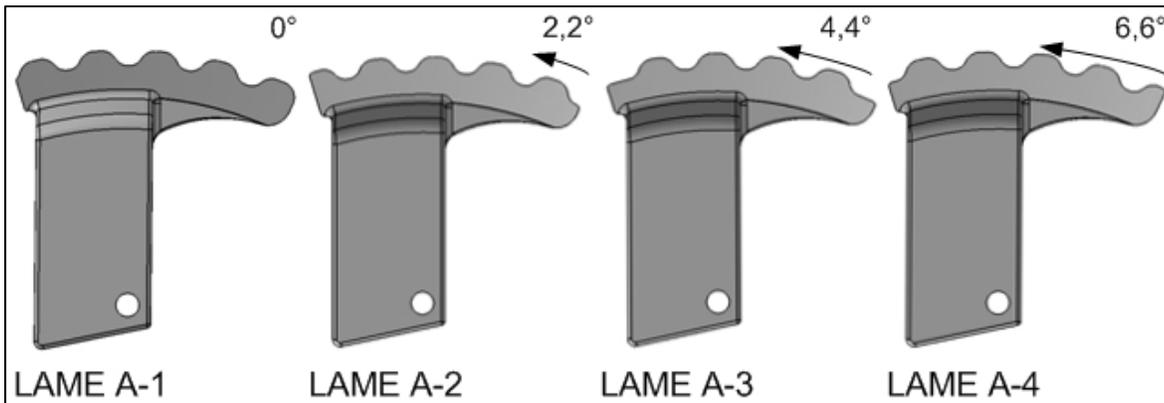


Figure 4.15 Décalage du profil de dent des Lames A

Même si la géométrie de la lame Z diffère de la lame A, il y a plusieurs similitudes entre les elles (figure 4.16). Le trou pour accueillir la goupille de guidage est par contre réduit à 1 mm de diamètre pour la lame Z. Cette réduction de 0,5 mm est due à l'espace restreint et à l'épaisseur minimale des membrures de la lame centrale. Deux raidisseurs sont également prévus sur la lame Z pour minimiser la déformation élastique des couteaux. Comme les lames A, chacune des lames Z a un profil différent. Le déphasage de 2,2° entre les quatre lames Z peut être observé à la figure 4.16.

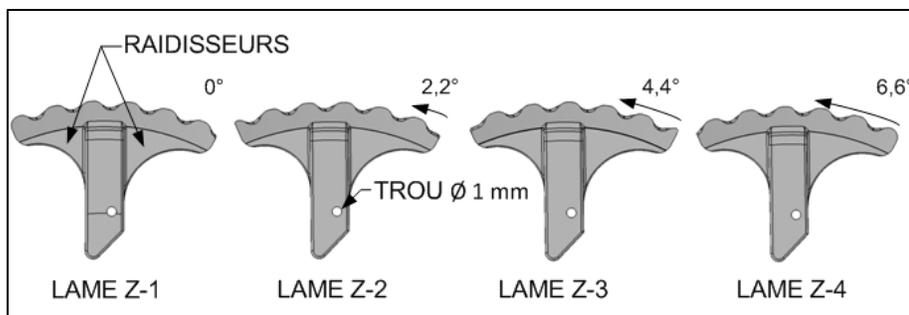


Figure 4.16 Décalage du profil de dent des lames Z

Les mors ont comme rôle de maintenir les 9 lames en place lors de l'alésage et de les guider lors du déploiement ou de la contraction du système de coupe. On compte quatre mors identiques dans l'assemblage (figure 4.17). Les mors sont guidés par une queue d'aronde, la partie mâle étant sur le corps bas (figure 4.1, page 44). Pendant le serrage de l'assemblage, la serre pousse progressivement les mors vers les lames. Les rainures situées sur les mors

servent à guider les lames. On peut également y observer un trou pour une goupille visant à garder un parallélisme entre les mors et à répartir uniformément la force sur les lames A et les lames Z.

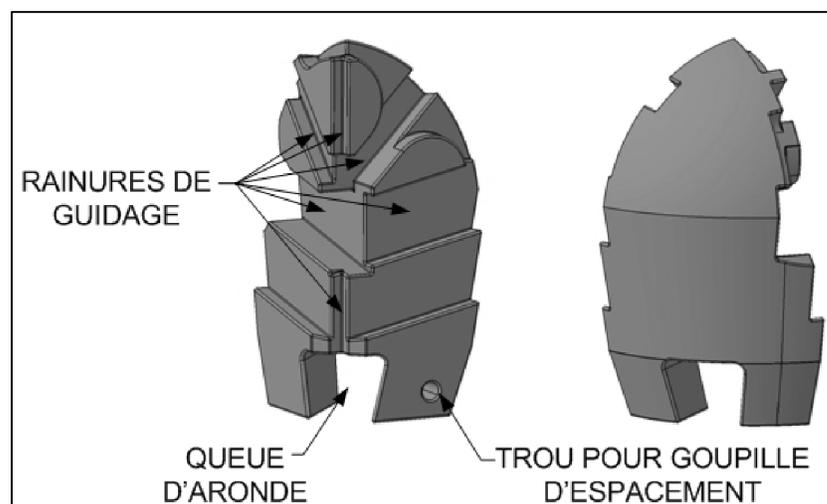


Figure 4.17 Caractéristiques géométriques des mors

Enfin, la figure 4.18 représente certaines configurations du système de coupe à diamètre variable. On peut remarquer le chevauchement des dents ainsi que le positionnement des lames l'une par rapport à l'autre. On constate que le profil des dents est optimisé pour la configuration de 52 mm de diamètre puisque que la forme est une section de cercle quasiment parfaite. On peut également voir la continuité du profil dans les autres combinaisons bien que leur forme n'est pas entièrement circulaire. De plus, on peut observer l'amplitude d'ondulation de surface théorique pour chacune de ces configurations, calculée à partir de la géométrie du système de coupe. On constate que le meilleur résultat attendu est de 0,049 mm d'ondulation pour la configuration à 52 mm de diamètre. Les autres résultats sont de 0,176 mm pour un diamètre de 46 mm, de 0,207 mm pour un diamètre de 60 mm et de 0,523 mm pour un diamètre de 64 mm.

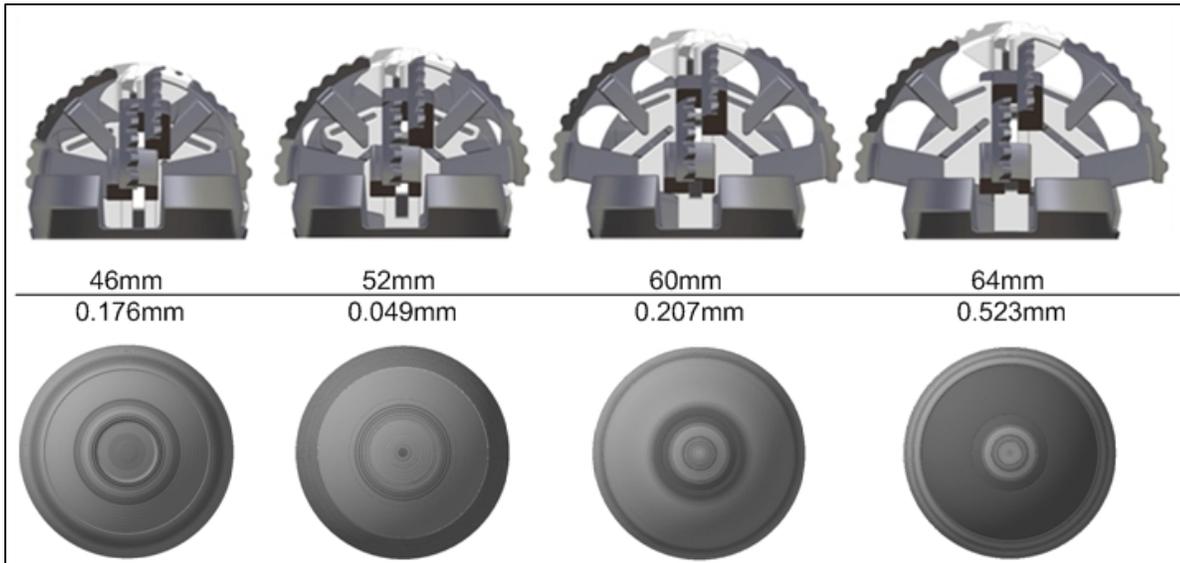


Figure 4.18 Différentes configurations du système de coupe à diamètre variable et leur amplitude d'ondulation de surface théorique

### 4.1.3 Prototype fonctionnel

Cette section est consacrée à la description détaillée du prototype fonctionnel. Ce prototype, appelé ADV-CNC, est conçu pour effectuer une comparaison entre les alésoirs conventionnels et l'ADV. Pour ce faire, l'ADV a été adapté pour une machine à contrôle numérique. La figure 4.19 présente une vue d'ensemble et une vue explosée de l'ADV-CNC. La principale différence entre l'ADV et l'ADV-CNC réside dans le système de serrage et d'ajustement du diamètre. Les pièces modifiées sont la serre, la croix (appelée corps bas dans la conception de l'ADV) et la tige d'ajustement. On peut également remarquer l'écrou, le boulon d'ajustement et la rondelle de retenue.

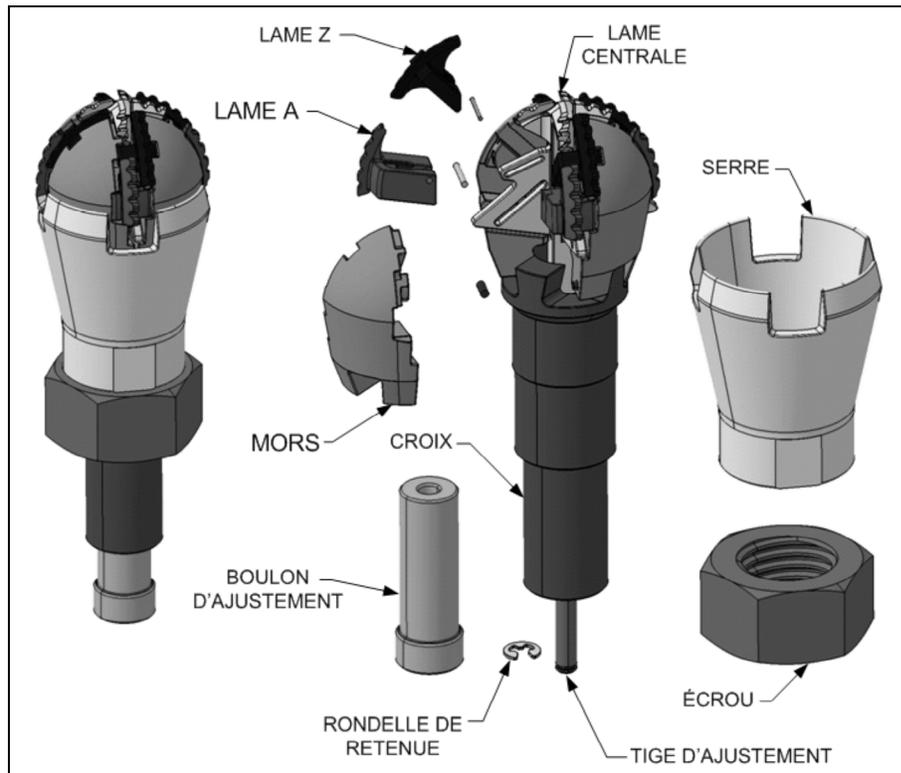


Figure 4.19 Prototype fonctionnel - ADV-CNC

La serre applique une force sur les mors pour maintenir les 9 lames en position. Pour ce faire, la serre applique une force axiale de serrage (figure 4.20). Cette force axiale de serrage est générée par un couple de serrage sur l'écrou. Un couple de serrage de 4,78 N est nécessaire pour appliquer une force axiale de serrage de 500 N. Le détail des calculs du couple de serrage est présenté à l'ANNEXE V.

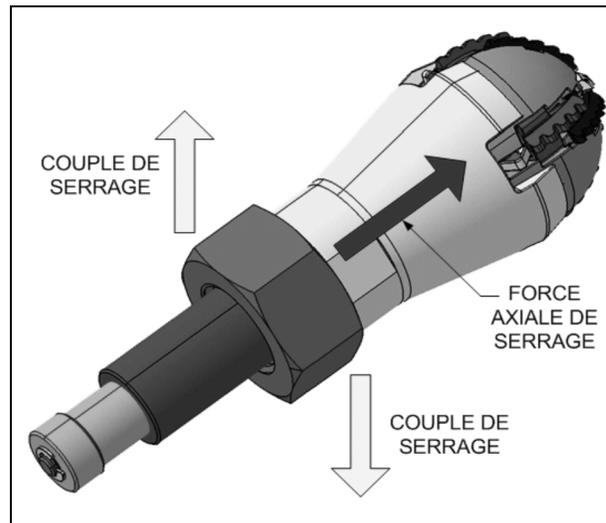


Figure 4.20 Serrage des mors de l'ADV-CNC

L'ajustement du diamètre de la tête se fait grâce au boulon d'ajustement (figure 4.19). La tige d'ajustement n'est soumise à aucune rotation puisque le boulon d'ajustement est libre de tourner autour de la tige. Cette liberté permet de transformer le mouvement de rotation hélicoïdale du boulon d'ajustement en un mouvement axial de la tige d'ajustement. De plus, pour fixer le boulon sur la tige, deux rondelles de retenue sont fixées dans des rainures. Néanmoins, il faut dans ce cas desserrer légèrement l'écrou avant modifier le diamètre à l'aide du boulon d'ajustement. Ainsi, le système d'ajustement de l'ADV permet d'ajuster le diamètre d'alésage entre 46 mm et 64 mm (figure 4.21).

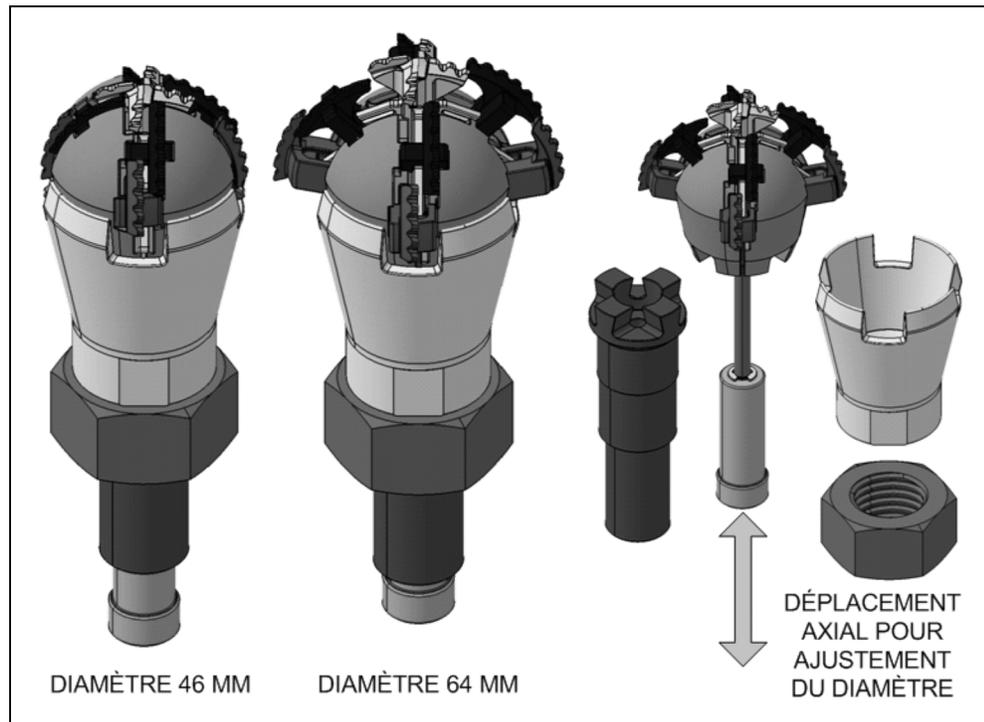


Figure 4.21 Ajustement du diamètre d'alésage de l'ADV-CNC

Du fait que l'ADV-CNC n'est pas muni de mécanisme permettant l'affichage du diamètre, 4 gabarits de calibrage sont fabriqués (figure 4.22). Ces gabarits représentent la cavité femelle de la tête de l'ADV dans quatre configurations différentes. Les dimensions choisies sont 46 mm, 52 mm, 60 mm et 64 mm de diamètre. Un exemple d'utilisation est présenté à la figure 4.22 B. Ces gabarits de calibration sont fabriqués en ABS avec le procédé de prototypage rapide « Fused deposition modeling ». La machine utilisée est la *Prodigy Plus* de la compagnie Stratasys située dans le laboratoire institutionnel de fabrication de l'École de technologie supérieure de Montréal. Cette machine a une précision de fabrication de  $\pm 0,127$  mm (Chua, Leong et Lim, 2003).

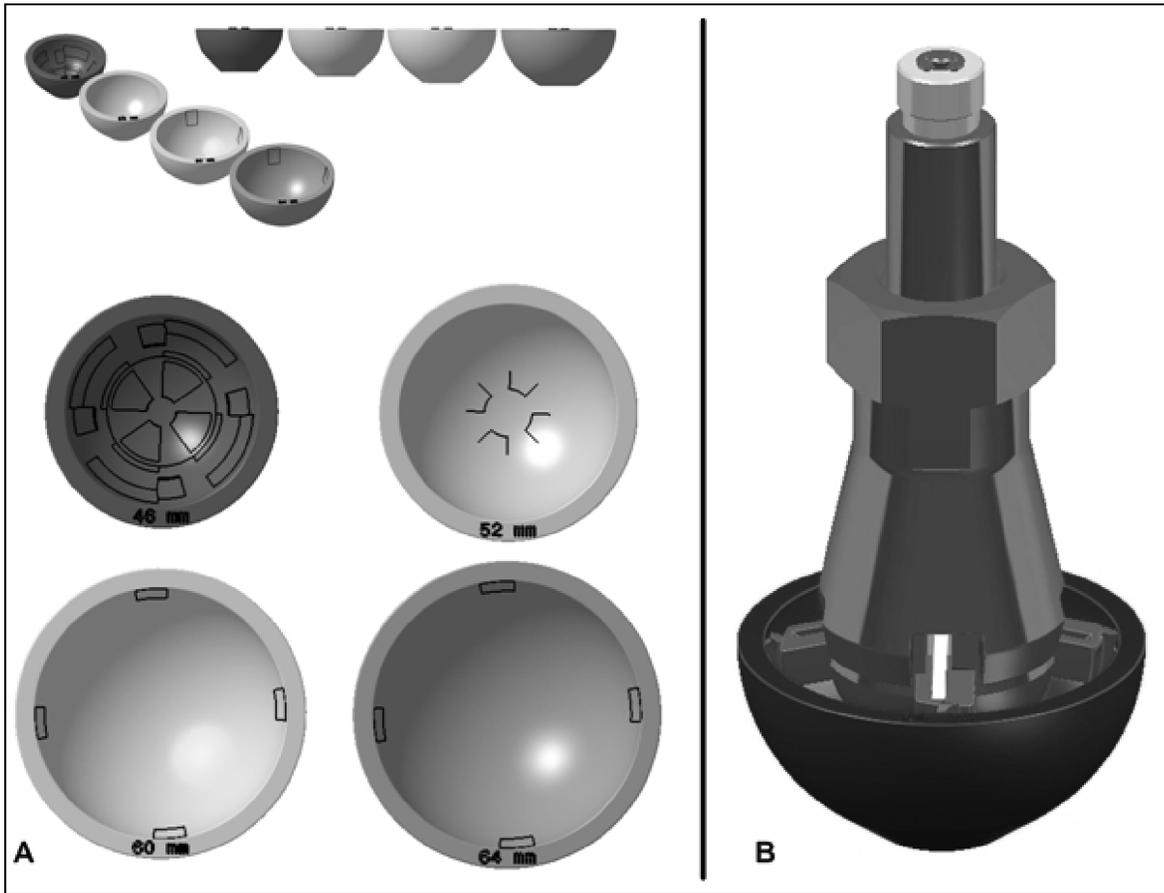


Figure 4.22 Gabarits de calibration de l'ADV-CNC : A) tailles de gabarits; B) Exemple d'utilisation

Le prototype fonctionnel a été fabriqué par usinage conventionnel par une entreprise spécialisée dans le domaine de l'usinage de précision. Les dessins techniques sont présentés à l'ANNEXE VI. Le matériau choisi pour la fabrication est l'acier inoxydable AISI 420. Une photo des pièces du prototype fonctionnel est présentée à la figure 4.23.



Figure 4.23 Prototype fonctionnel - ADV-CNC

#### 4.1.4 Analyses par éléments finis de l'ADV-CNC

Les résultats détaillés d'analyses par éléments finis ont fait l'objet d'un rapport technique interne du LIO (Ménard et Beaumont, 2010). Seuls les résultats concernant spécialement les composantes du système de coupe et de l'ADV-CNC sont présentés dans ce mémoire : la lame A, la lame Z, la lame centrale, le mors, la serre et la croix.

Comme mentionnées dans la méthodologie, les conditions aux frontières et de charges sont présentées dans cette section. Ces conditions ne pouvaient être présentées dans la méthodologie car le prototype fonctionnel n'était pas conçu lors de l'élaboration de la méthodologie.

La lame A est celle qui a la surface de coupe la plus éloignée de l'axe de rotation de l'outil. La vitesse linéaire sur cette lame est donc maximale. Contrairement à la lame Z, on remarque

une asymétrie dans le design de la lame A. Cette asymétrie est le reflet d'une contrainte fonctionnelle. En effet, le couteau de la lame doit être en porte-à-faux par rapport au corps principal de la pièce afin d'obtenir une forme hémisphérique lors du déploiement de l'ADV. Les résultats de calculs sont donc différents de ceux de la lame Z. Les caractéristiques du maillage de l'ensemble des pièces sont présentées dans le tableau 4.2.

Tableau 4.2

## Propriétés des maillages

	Lame A	Lame Z	Lame centrale Couteau no 1	Lame centrale Couteau no 4	Mors	Serre	Croix
Taille (mm)	4	5	10	10	8	5	5
Flèche absolue (mm)	0,5	0,8	0,8	0,8	0,4	N / A	N / A
Type d'élément	Tétra.* 10 nœuds	Tétra.* 10 nœuds	Tétra.* 10 nœuds	Tétra.* 10 nœuds	Tétra.* 10 nœuds	Tétra.* 10 nœuds	Tétra.* 10 nœuds
Critères	Facteur de forme	Facteur de forme	Facteur de forme	Facteur de forme	Facteur de forme	Facteur de forme	Facteur de forme
Jacobien	0,3	0,3	0,3	0,3	0,3	0,3	0,3
Angle de vrillage	60	60	60	60	60	60	60
Tolérance géométrique (mm)	0,04	0,04	0,04	0,04	0,04	0,1	0,1
Taille min. pour les spéc. de flèche (mm)	0,173	0,174	0,388	0,388	0,351	0,453	0,683

\* Tétraédrique

L'outil « entité adaptative » affine le maillage dans les régions de la pièce où un raffinement est nécessaire de manière à obtenir la précision souhaitée. « Les critères d'affinement de maillage sont fondés sur la technique d'estimation prédictive des erreurs qui consiste à déterminer la répartition d'un champ d'estimation d'erreur locale pour un cas d'analyse statique donné » (Dassault Systèmes, 2007). Par exemple, les zones d'application des forces, les blocages et les concentrateurs de contraintes peuvent être raffinés par cette fonction. Les

blocages de cette pièce sont représentés par des pièces virtuelles bloquées. La figure 4.24 montre les pièces virtuelles en question.

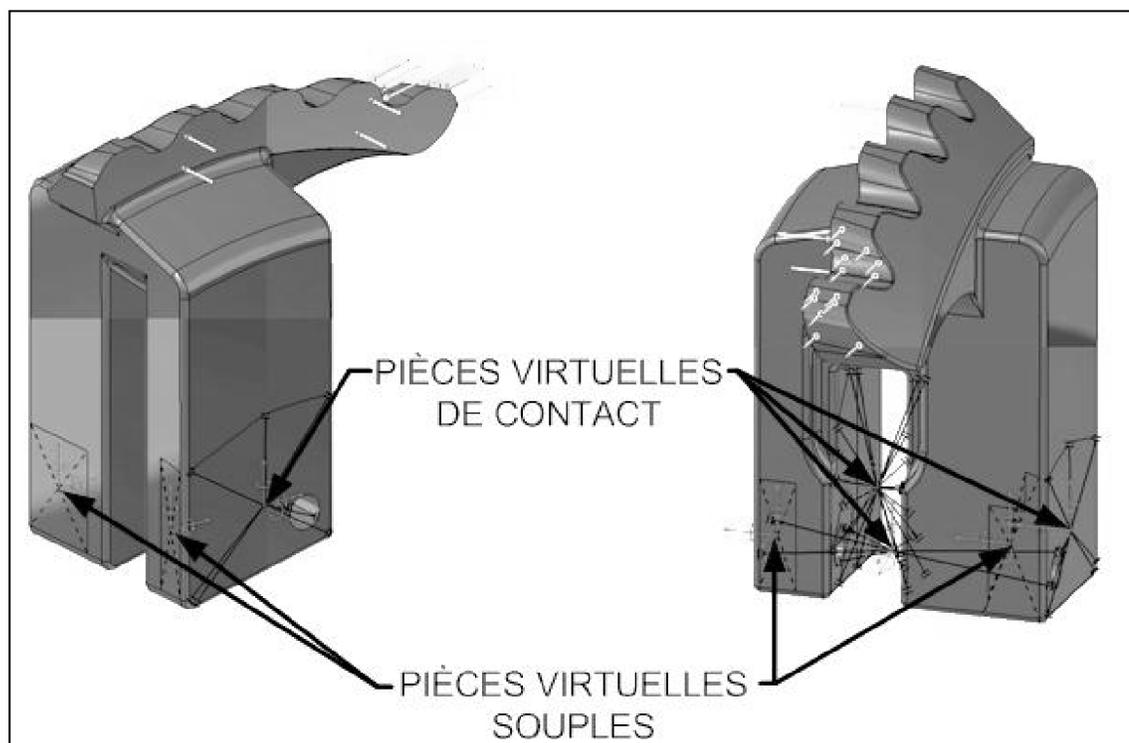


Figure 4.24 Conditions aux frontières (Lame A)

L'utilisation de pièces virtuelles diminue la taille du modèle et le temps de calcul. Les pièces virtuelles reposent sur les zones de contact entre la lame A, les mors et la goupille de 1,5 mm de diamètre. Dans le modèle, on compte quatre pièces virtuelles de contact et quatre pièces virtuelles souples. Les pièces virtuelles souples ont un meilleur comportement lors des déformations importantes. En ce qui concerne les blocages, les huit pièces virtuelles ont six DDL de bloqués.

Sur cette pièce, on compte deux charges (figure 4.25). La charge axiale de 300 N représente l'effort fourni par le chirurgien et l'autre charge est générée par le couple de la perceuse de 206,205 N (voir détails de calcul en ANNEXE V).

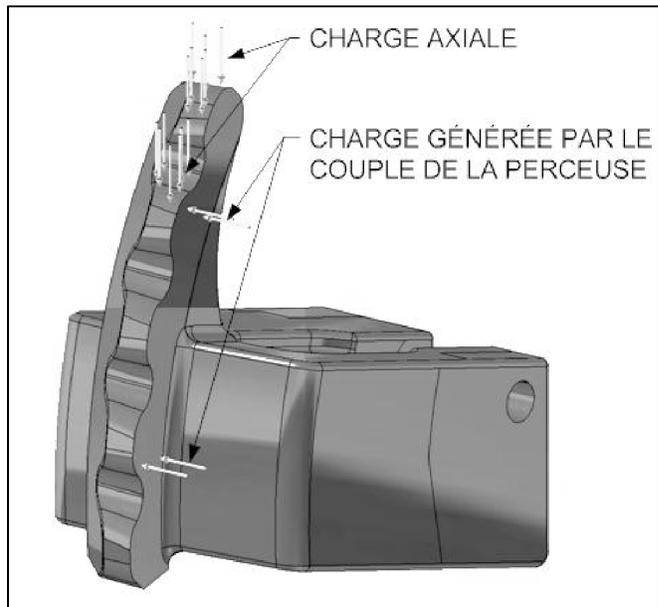


Figure 4.25 Charges appliquées (Lame A)

Le calcul d'éléments finis de la lame A permet d'obtenir un critère de Von Mises maximum global de 679 MPa (figure 4.26). En se basant sur la limite élastique de l'acier inoxydable 420 trempé (1345 MPa), cela correspond à un facteur de sécurité de 2 pour cette lame. Le pourcentage d'erreur est de 4,97 % après deux itérations de calcul. « Le nombre d'itérations permet de spécifier le nombre maximal d'itérations à réaliser afin d'atteindre l'erreur objectif définie » (Dassault Systèmes, 2007).

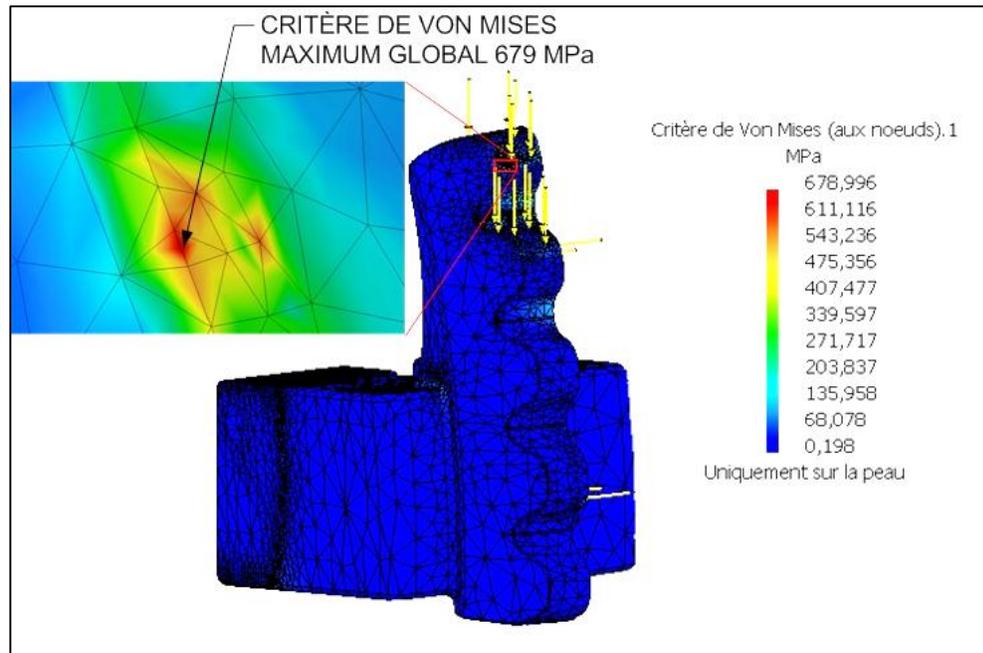


Figure 4.26 Contraintes de Von Mises dans la lame A

Le comportement de la lame Z ressemble beaucoup à celui de la lame A. L'outil de maillage adaptatif est utilisé pour optimiser le maillage dans les régions de la pièce où un raffinement est nécessaire pour avoir une réponse ayant une erreur inférieure à une cible établie à 5%.

La lame Z est maintenue par 4 pièces virtuelles souples et 4 pièces virtuelles de contact. Pour les mêmes raisons, les pièces virtuelles ont été choisies pour minimiser la taille du modèle, ainsi que le temps de calcul. La figure 4.27 affiche la lame A et ses pièces virtuelles souples et de contact.

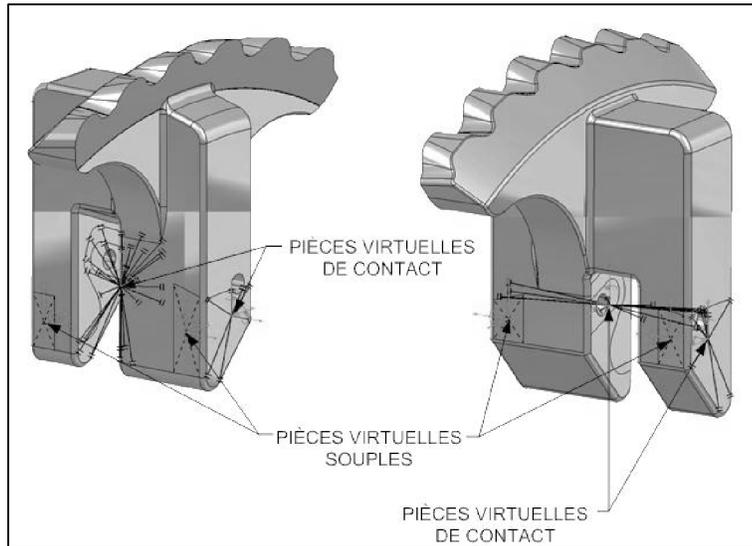


Figure 4.27 Conditions aux frontières (Lame Z)

Sur cette pièce, on retrouve deux forces. La première est la charge axiale qui est égale à la charge de 300 N appliquée par le chirurgien. La deuxième est la charge induite par le couple de la perceuse (11,3 N). La force générée par le couple de la perceuse est de 455,65 N (voir détails de calcul en ANNEXE V).

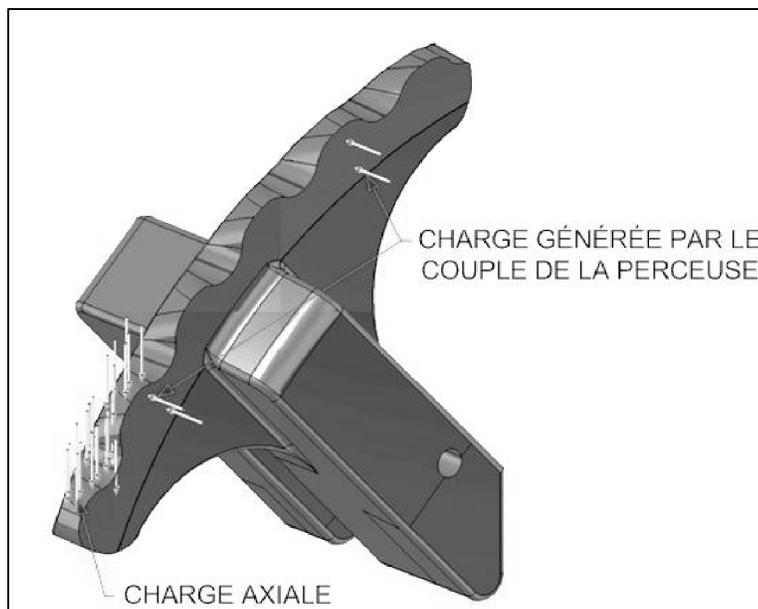


Figure 4.28 Charges appliquées (Lame Z)

Après trois itérations de calcul, la lame Z a un critère de Von Mises maximum global de 716,8 MPa avec un pourcentage d'erreur de 4,94%. Ceci correspond à un facteur de sécurité de 1,9. La contrainte maximale de la lame Z est située sur une zone de contact entre la lame et les mors. La figure 4.29 montre la position de cette contrainte.

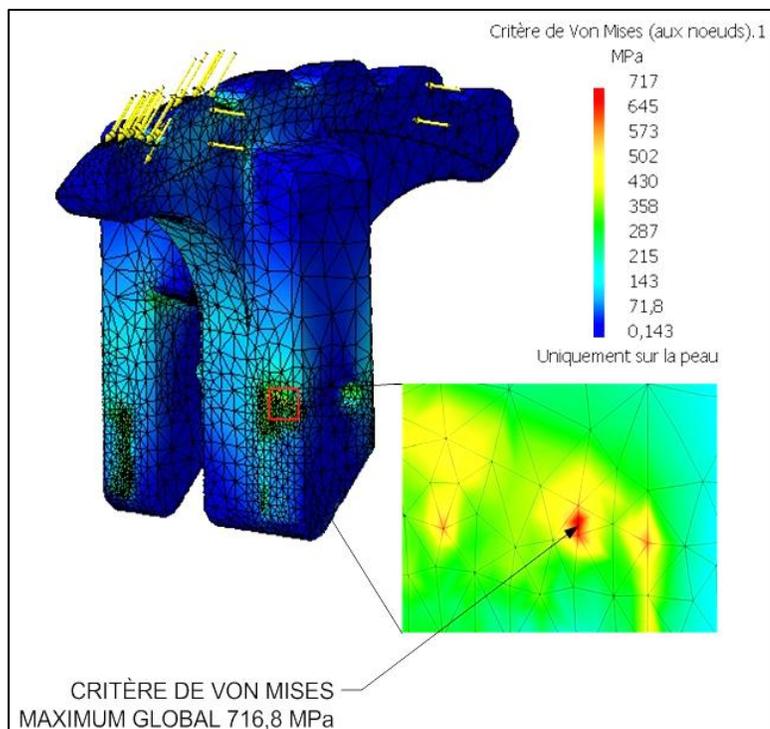


Figure 4.29 Contraintes de Von Mises dans la lame Z

La lame centrale est munie de quatre lames ayant un profil différent (figure 4.30). Évidemment, le comportement mécanique de ces lames varie en fonction de leur géométrie respective.

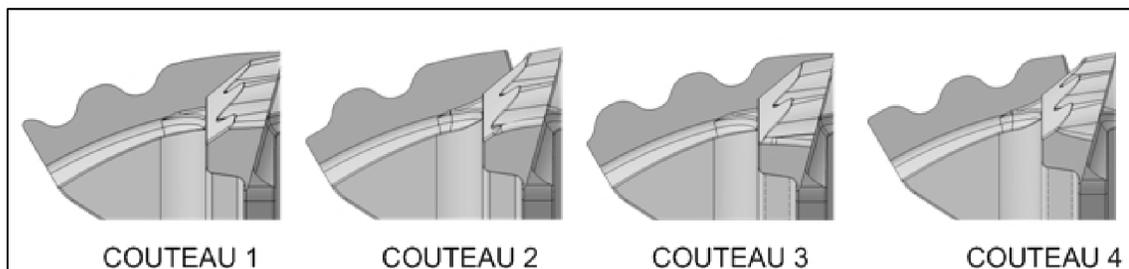


Figure 4.30 Profils des couteaux de la lame centrale

Afin d'étudier le scénario le plus critique, deux analyses sont effectuées. Ces analyses sont faites sur les couteaux no 1 et no 4 de la lame centrale avec leurs charges appliquées respectives. Pour les deux analyses, le maillage général et les conditions aux frontières sont identiques.

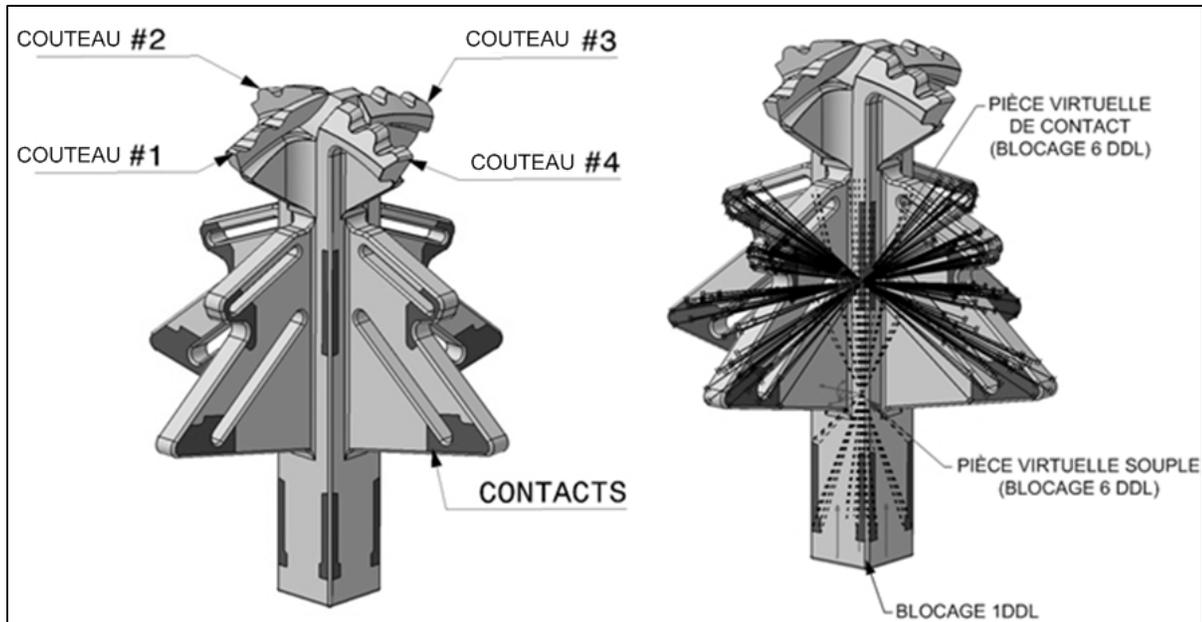


Figure 4.31 Conditions aux frontières (Lame centrale)

Les blocages utilisés dans les deux analyses sont des pièces virtuelles de contact, des pièces virtuelles souples et un blocage sur une surface permettant de fixer le déplacement dans l'axe vertical de la lame. Sur la figure 4.31, les zones en gris foncé représentent les contacts entre la lame centrale et les pièces environnantes telles que la lame A, la lame Z et les mors. Les encastremements sont ainsi appliqués sur tous ces contacts. On observe également les blocages utilisés et leurs emplacements respectifs.

Un raffinement de maillage local est appliqué sur un concentrateur de contraintes du couteau no 4 (figure 4.32). La taille finale du maillage local est de 0,4 mm pour le couteau no 4.

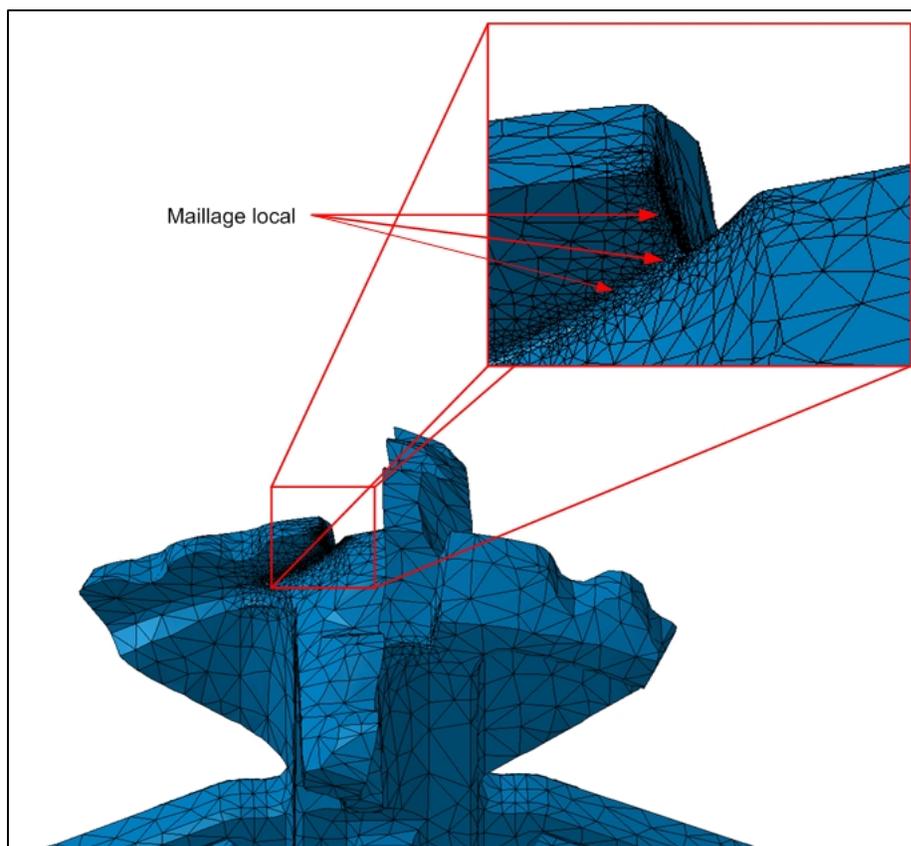


Figure 4.32 Maillage local, couteau no 4 de la lame centrale

Afin de s'approcher le plus fidèlement de la réalité, on simule un chargement combiné sur la pièce. Une force de 300 N est répartie uniformément sur la surface supérieure de la lame étudiée (figure 4.33). Cette force est orientée vers le bas et parallèlement à l'axe vertical. La valeur de 300 N est une estimation de la force maximale axiale fournie par le chirurgien. On considère que cette charge est appuyée seulement sur une lame. Aussi, le couple développé par la perceuse crée une charge de 486,82 N orientée sur la face d'attaque du couteau no1. De la même façon, une charge de 486,19 N agit sur la face d'attaque du couteau no 4 (voir détails de calcul en ANNEXE V).

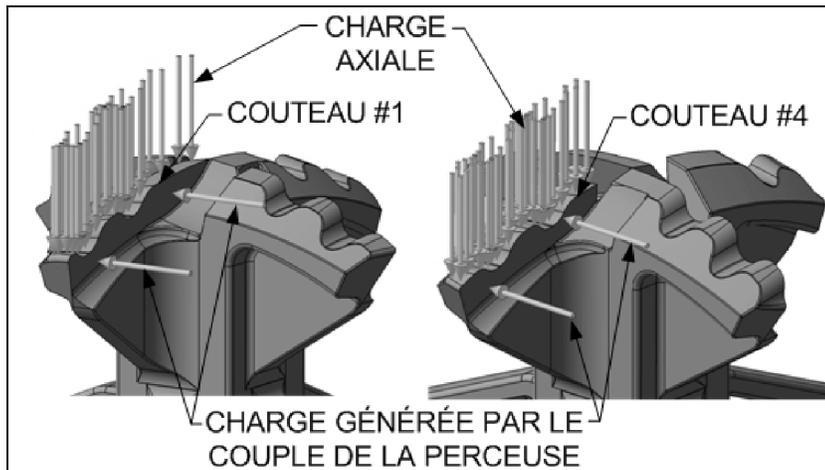


Figure 4.33 Charges appliquées sur les copeaux n°1 et n°4 (Lame centrale)

En ce qui concerne le copeau 1, on obtient une de Von Mises maximale de 961,5 MPa. Cette contrainte est située à la jonction de l'arête tranchante du copeau 1 et l'axe central de la pièce (figure 4.34). Par rapport à la limite élastique du matériau, on peut calculer un facteur de sécurité de 1,4. Le pourcentage d'erreur de l'analyse par éléments finis de cette pièce est de 4,7 %.

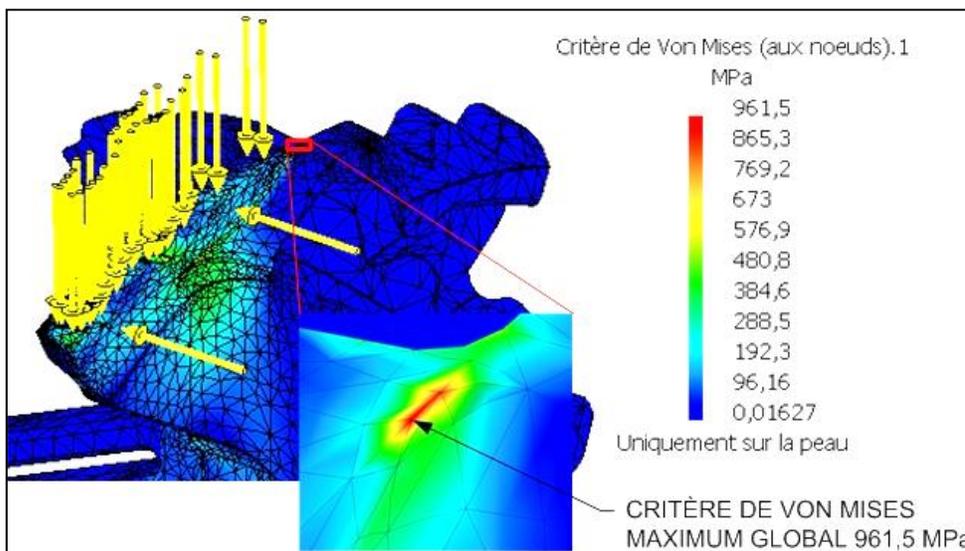


Figure 4.34 Contraintes de Von Mises du copeau n°1 de la lame centrale

Au sujet du copeau n°4, la contrainte maximale de Von Mises calculée est de 1681,7 MPa. En regardant attentivement la figure 4.35, on peut voir l'emplacement de la concentration de

contrainte maximale. Le pourcentage d'erreur calculé avec l'adaptivité globale est de 4,5 %. Le facteur de sécurité de cette pièce est estimé à 0,8. Une vérification du maillage et une étude de singularité géométrique ont été effectuées (figure 4.36). Cette étude démontre qu'il y a présence de singularité géométrique. Pour le maillage local de 0,4 à 0,25 mm, la contrainte maximale de Von Mises est de 1132 MPa. Pour le maillage local de 0,2 et 0,15 mm, la contrainte maximale de Von Mises est de 1690 MPa. Pour les deux autres tailles de maillage local, la contrainte de Von Mises est de 2299 MPa.

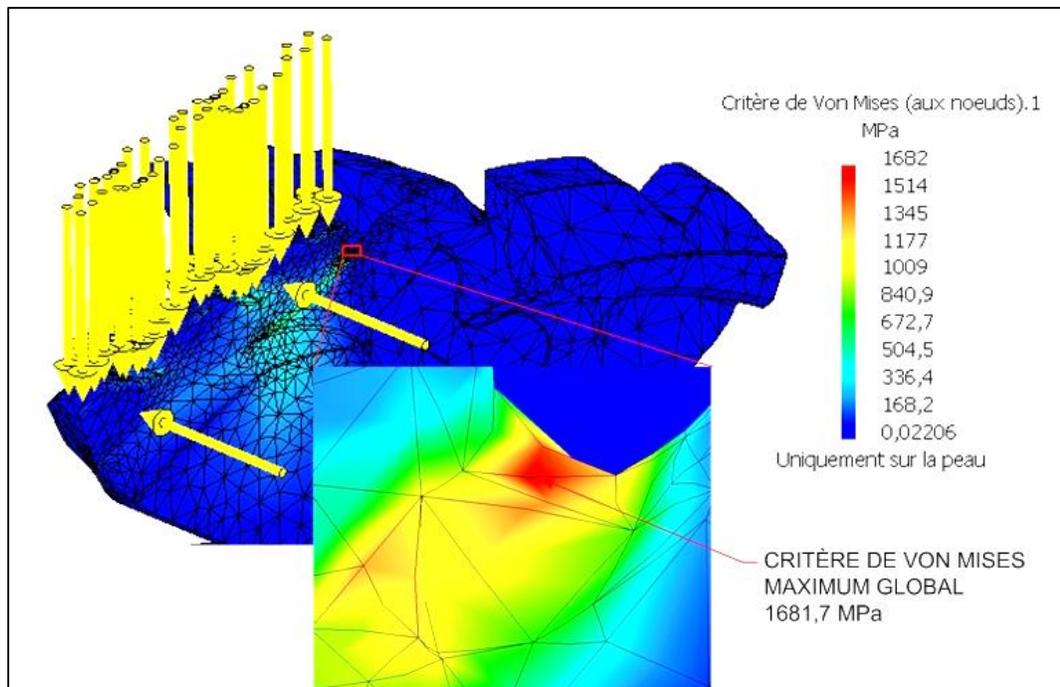


Figure 4.35 Contraintes de Von Mises du couteau no 4 de la lame centrale

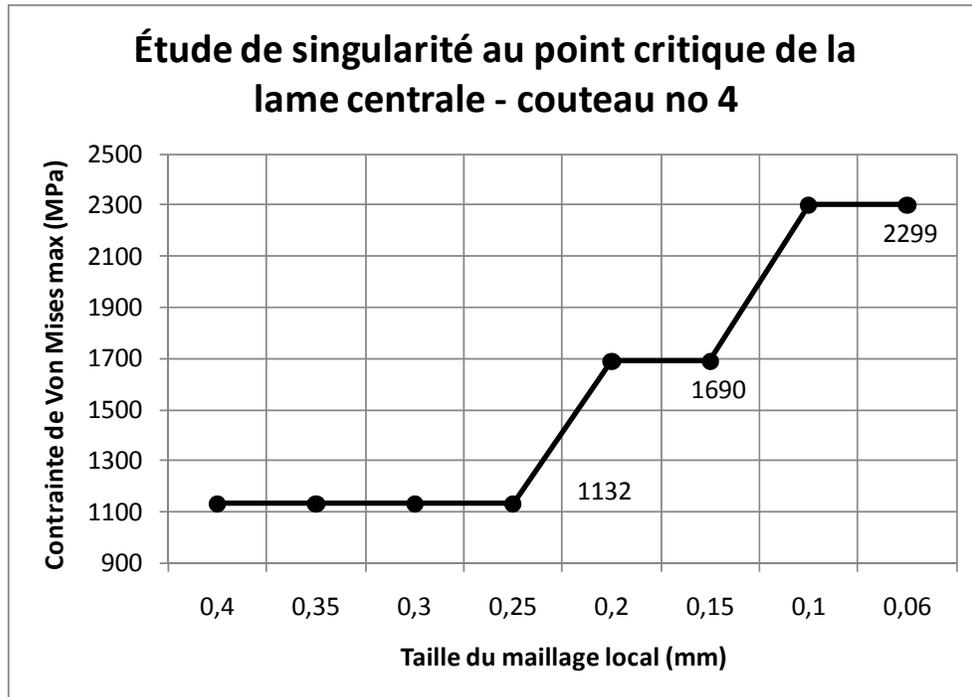


Figure 4.36 Étude de singularité (lame centrale – couteau no 4)

Les mors ont comme rôle de maintenir les neuf lames en place et ils sont guidés par les queues d'aronde de la croix. De ce fait, lorsque la serre applique une pression de serrage, les contraintes principales sont regroupées dans les arrondis de la queue d'aronde et dans la région centrale où la lame centrale s'appuie.

La figure 4.37 permet de visualiser les zones de raffinement du maillage. On peut remarquer que les rayons de la queue d'aronde, les appuis de la goupille d'espacement et les rainures d'accotement central ont été prévus pour réduire les concentrations de contraintes.

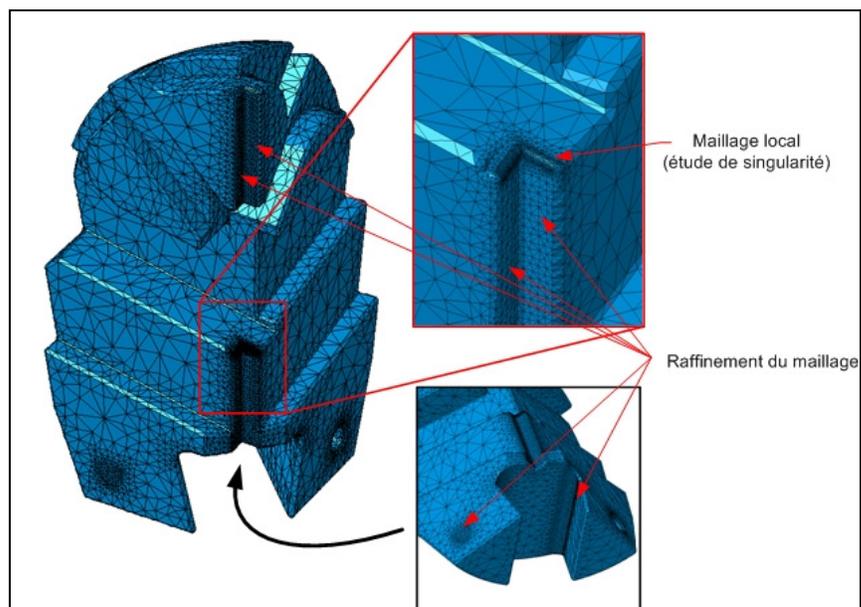


Figure 4.37 Maillage des mors

Pour minimiser le calcul, les appuis créés par les lames A et Z ont été négligés. Pour simuler l'assemblage avec la queue d'aronde et la lame centrale, l'option de glissement surfacique a été utilisée (figure 4.38). Ces glissements surfaciques signifient l'utilisation de contacts surface-surface rigides. De plus, les degrés de liberté dans l'axe des goupilles ont été contraints pour simuler l'appui de la goupille d'espacement du mors voisin et de la goupille insérée dans le trou.

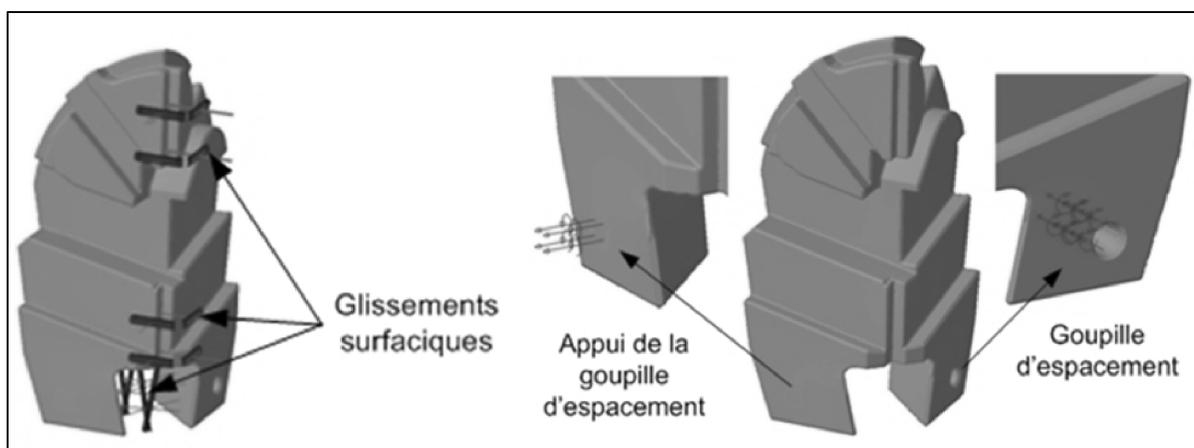


Figure 4.38 Conditions aux frontières (mors)

L'unique charge qui est appliquée sur les mors est la pression de 1,699 MPa créée par la serre lors du serrage (figure 4.39) (voir détails de calcul en ANNEXE V).

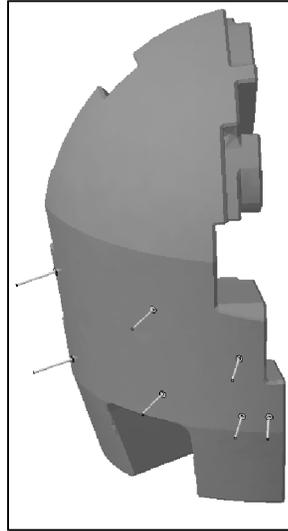


Figure 4.39 Pression de serrage (mors)

Concernant les mors, une vérification du maillage et une étude de singularité (figure 4.40) ont été effectuées. Cette analyse démontre qu'il y a présence de singularité géométrique sur la partie centrale en contact avec la lame centrale (Figure 4.41). De ce fait, le critère de Von Mises maximum est considéré égal à la moyenne des points adjacents. Après avoir obtenu une erreur inférieure à 5% (4.95%), la valeur de cette contrainte est de 510 MPa. En comparant cette valeur à la limite élastique du matériau (1345 MPa), on obtient un facteur de sécurité de 2,6.

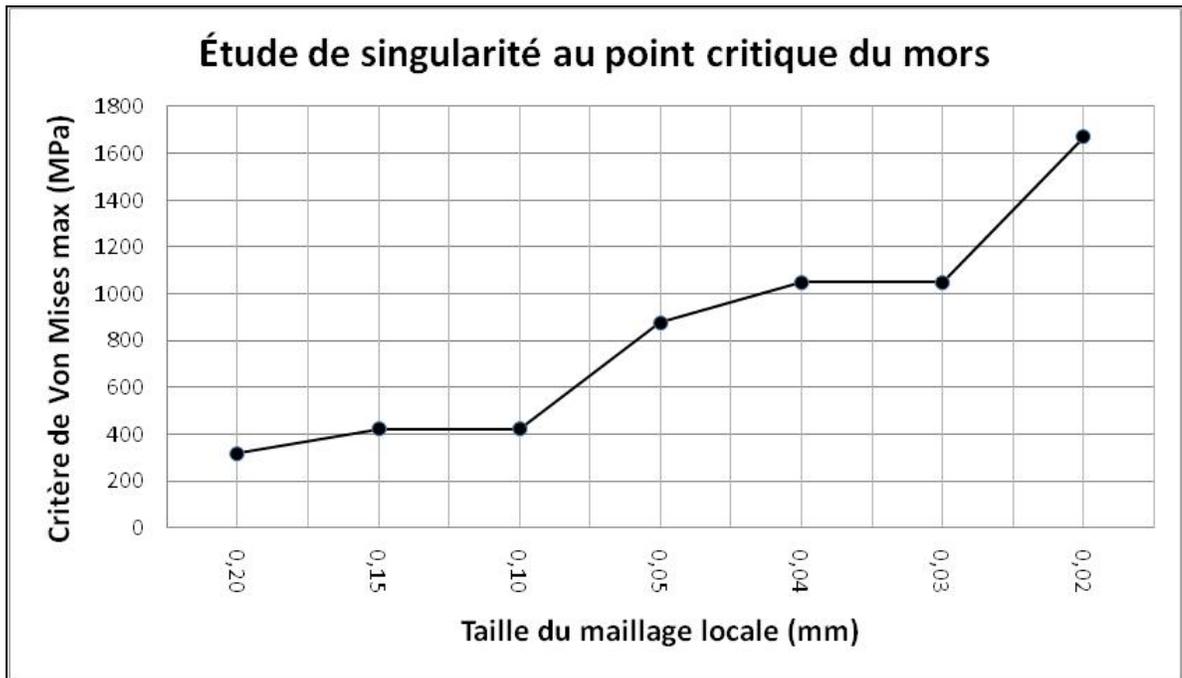


Figure 4.40 Étude de singularité (mors)

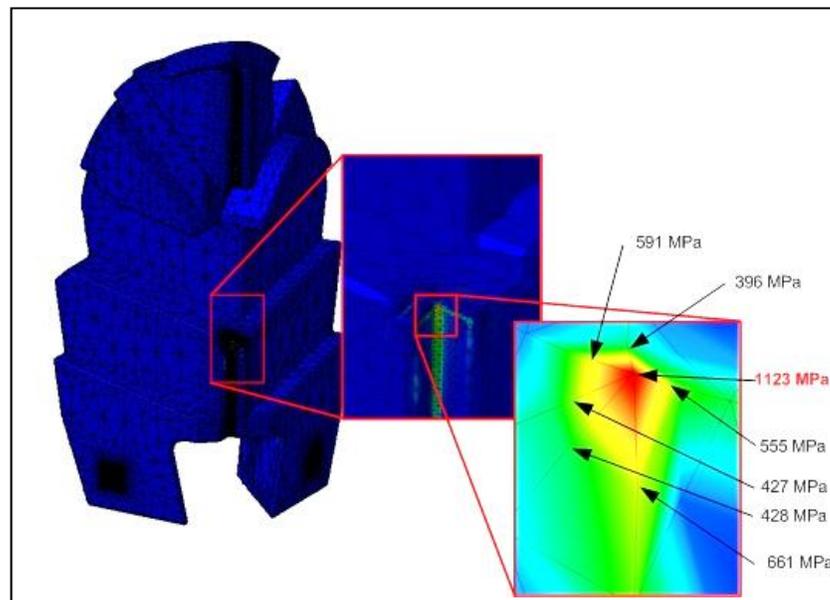


Figure 4.41 Contraintes de Von Mises dans les mors

L'avant-dernière composante analysée de l'ADV-CNC est la serre. Comme mentionné plus tôt, la serre est utilisée pour appliquer un serrage uniforme sur les mors. Ce serrage permet ensuite de maintenir les lames en place. Tel qu'illustré sur la figure 4.20, la serre est libre de

coulisser sur la croix et un écrou est utilisé pour créer le serrage. En raison de sa géométrie conique, le serrage entre les quatre mors et la serre se fait progressivement.

Afin de diminuer le temps de calcul et la taille des fichiers relatifs à l'analyse numérique, seulement le quart de la pièce est modélisé dans l'analyse. La figure 4.42 montre les conditions de blocages sur la serre. Cette pièce virtuelle joue le rôle des mors et a comme avantage principal d'alléger le modèle. Dans l'analyse de la serre, les six DDL de cette pièce virtuelle sont bloqués. Les deux plans de symétrie (figure 4.42) sont contrôlés par des glissements surfaciques. Ces glissements surfaciques signifient l'utilisation de contacts surface-surface rigides.

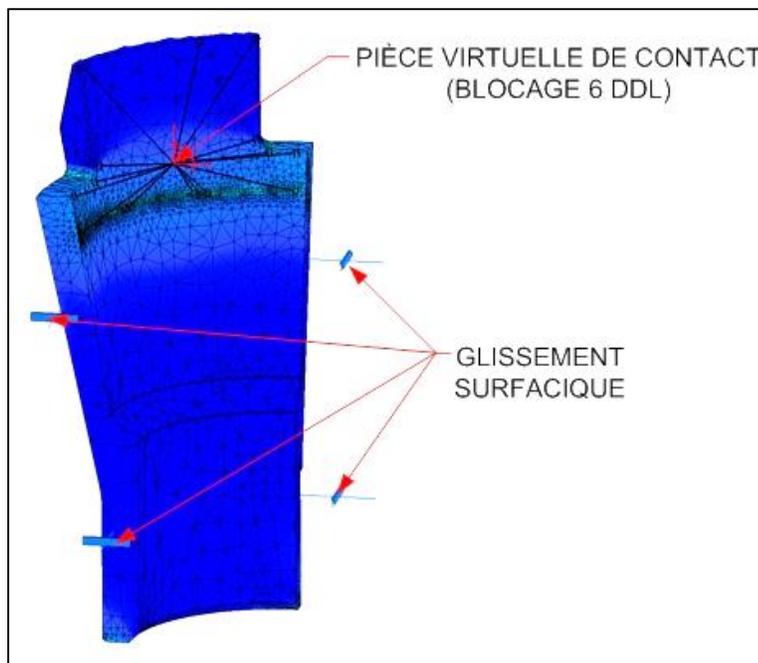


Figure 4.42 Condition aux frontières appliquées à la serre

Une charge de 500 N transmise par l'écrou est appliquée sur une seule face, tel qu'illustrée sur la figure 4.43.

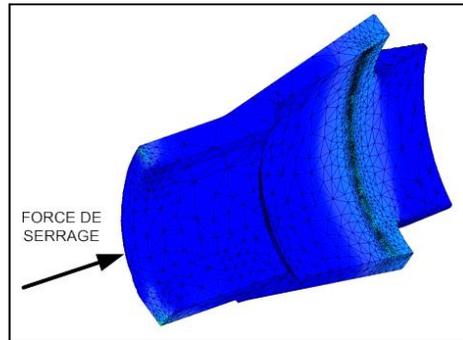


Figure 4.43 Force de serrage appliquée sur la serre

Pour la serre, les analyses démontrent une contrainte maximale de 630,4 MPa (figure 4.44). Si on compare à la limite élastique du matériau, on calcule un facteur de sécurité de 2,1. On obtient un pourcentage d'erreur de 4,79 %.

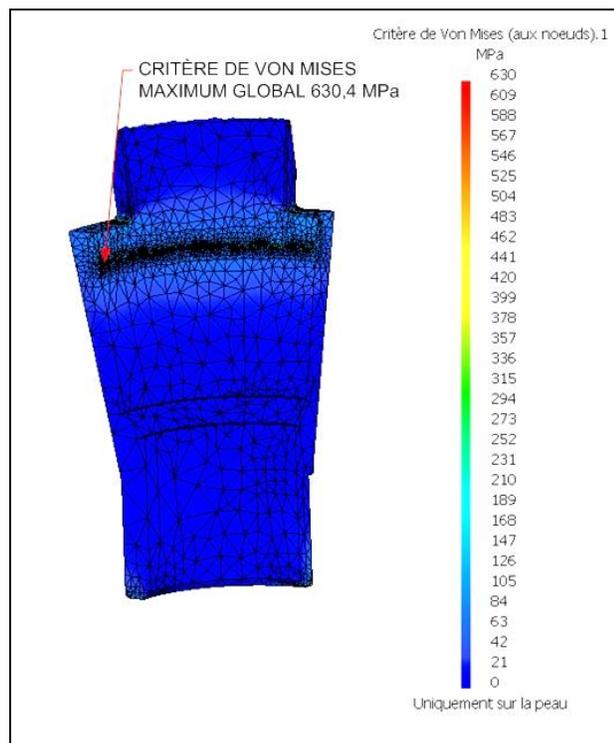


Figure 4.44 Contraintes de Von Mises de la serre

La croix est une pièce centrale qui relie le boulon d'ajustement du diamètre de l'ADV, l'écrou de serrage, la serre et les quatre mors. La figure 4.45 montre en détail la position des éléments de blocages ainsi que les forces appliquées sur le modèle. Tout comme pour la

serre, seulement le quart de la pièce est modélisé pour alléger le modèle. Puisque seulement le quart de la pièce est utilisée dans l'analyse, des glissements surfaciques sont utilisés sur les plans de coupes (figure 4.45) pour simuler les conditions de symétrie. Ces glissements permettent aux nœuds du maillage de se déplacer librement dans le plan de coupe. Aussi, une pièce virtuelle de contact est posée à l'endroit où les mors de la machine CNC prennent contact avec l'ADV-CNC. Enfin, les deux faces de la queue d'aronde en contact avec les mors sont bloquées suivant l'axe vertical.

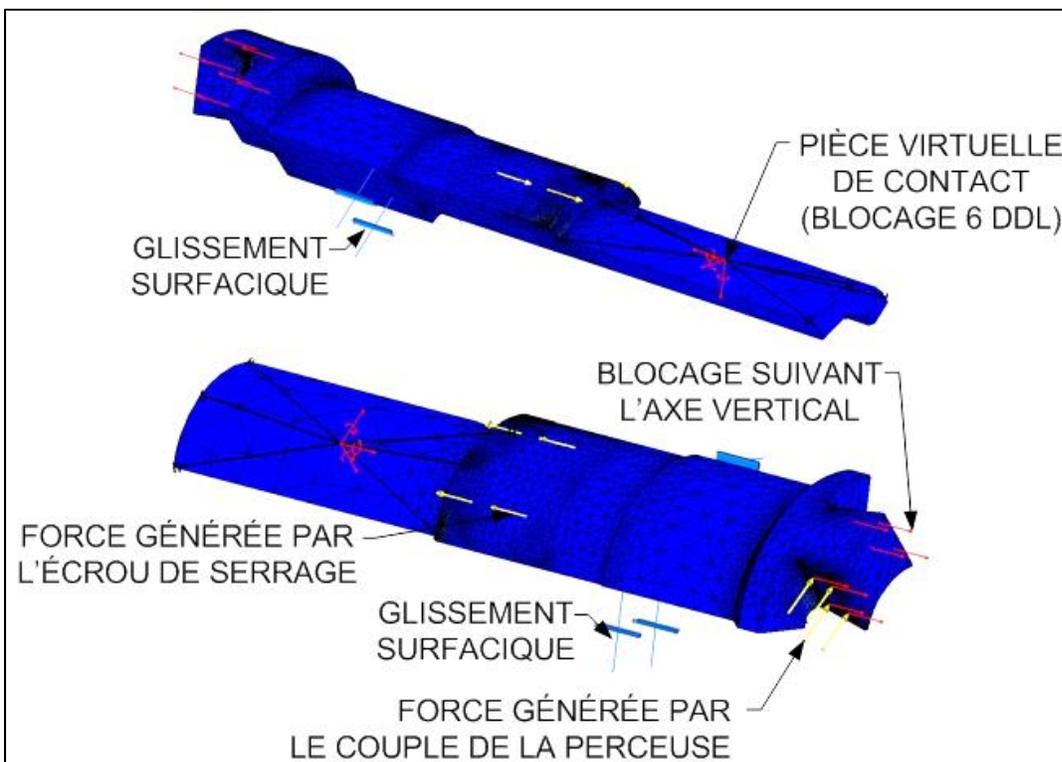


Figure 4.45 Conditions aux frontières de la croix

La première charge appliquée sur la croix est la force générée par le couple de la perceuse. La force de 268,79 N est appliquée sur une face de la queue d'aronde (figure 4.45) (voir détails de calcul en ANNEXE V). Aussi, en raison du serrage de l'écrou, la force de réaction de ce serrage de 500 N est à considérer dans l'analyse.

La contrainte maximale de Von Mises calculée dans la croix est de 561,2 MPa. Cela signifie que la pièce a un facteur de sécurité de 2,4. La figure 4.46 montre que cette contrainte maximale est située à la jonction du rayon de la queue d'aronde de la croix avec le début de la zone de contact du mors. Le pourcentage d'erreur de ce résultat est de 3,36 %.

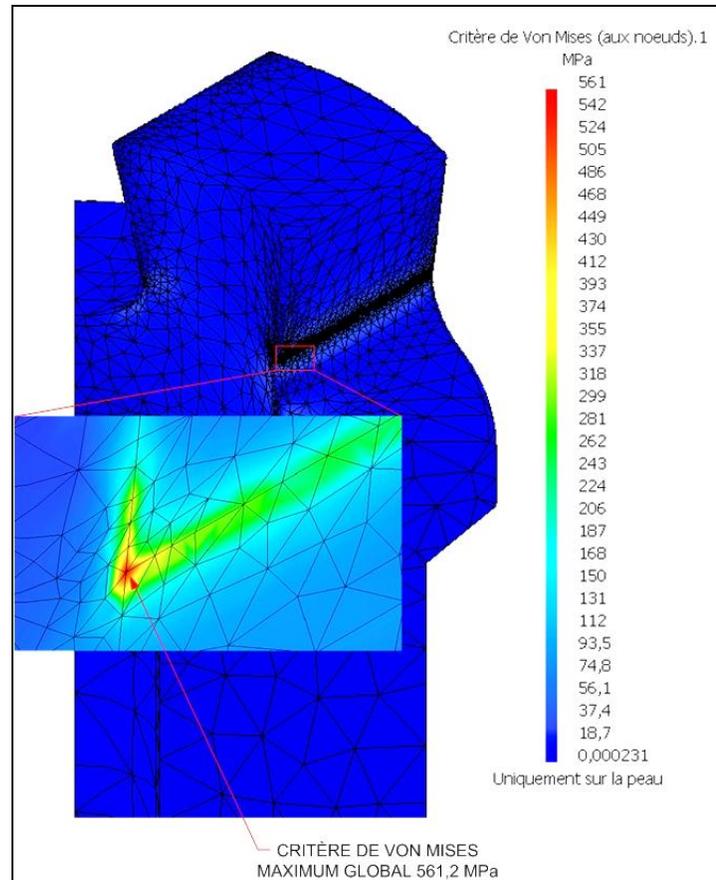


Figure 4.46 Contraintes de Von Mises de la croix

Pour résumer les résultats de cette section, le tableau 4.3 regroupe les contraintes maximales de Von Mises observées, leur pourcentage d'erreur, le nombre d'itérations, le facteur de sécurité et ainsi que la position de la contrainte maximale pour chacune des pièces analysées. Dans l'ensemble, les pièces ont un facteur de sécurité soit supérieur ou près de 2 à l'exception de la lame centrale. Ceci signifie qu'à l'exception de la lame centrale, les pièces résistent aux conditions fortement critiques simulées. La lame centrale est donc la pièce la plus critique de l'ADV-CNC.

Tableau 4.3

Synthèse des résultats d'analyse numérique d'éléments finis

Pièces	Critère de Von Mises (MPa)	Adaptivité globale		Facteur de sécurité	Positionnement de la contrainte max.
		Erreur (%) (Cible 5%)	Nombre d'itérations		
<b>Lame A</b>	679	4,97	2	2,0	Zone d'application de la charge axiale
<b>Lame Z</b>	716,8	4,94	3	1,9	Une des faces d'appui avec un mors
<b>Lame centrale (couteau no 1)</b>	961,5	4,7	1	1,4	Intersection entre l'arête tranchante du couteau no 1 avec l'axe central de la lame.
<b>Lame centrale (couteau no 4)</b>	1681,7	4,5	1	0,8	Intersection entre le dégagement de la face d'attaque du couteau no 1 et no 4
<b>Mors</b>	451	4,97	1	2,6	Face d'appui inférieure avec la lame centrale
<b>Serre</b>	630,4	4,79	3	2,1	Début de la zone de contact entre la serre et les mors
<b>Croix</b>	561,2	3,36	2	2,4	Sur une des deux faces de la queue d'aronde en contact avec les mors

## 4.2 Qualité de coupe de l'ADV-CNC et de l'alésoir conventionnel

Cette section présente les résultats concernant la comparaison des alésoirs conventionnels et de l'ADV-CNC. La première partie présente les résultats venant de l'analyse des cavités hémisphériques alésées et la deuxième partie est réservée aux résultats des analyses de forces. Les comparaisons sont évaluées à l'aide de tests T de Student. Une différence significative est déterminée par un intervalle de confiance de 99,73% ( $P < 0.01$ ) et le nombre d'échantillons par configurations est de sept.

### 4.2.1 Analyse des cavités hémisphériques alésées

L'analyse des cavités hémisphériques alésées se divise en quatre critères. Le premier aspect est la moyenne d'ondulation de surface. Le second est le diamètre moyen de la cavité. Le troisième est la variation de ce diamètre alésé et le dernier, le ratio de l'ellipsoïde de l'équateur.

Les résultats de l'amplitude moyenne d'ondulation des cavités sont présentés à l'aide d'un histogramme (figure 4.47). On remarque sur celui-ci que l'amplitude d'ondulation obtenue de l'ADV est toujours inférieure à celle des alésoirs conventionnels pour les trois diamètres d'alésage étudiés. Pour les alésoirs de 46 mm de diamètre, l'ADV a obtenu une amplitude moyenne d'ondulation inférieure de 0,15 mm à celle obtenue par l'alésoir conventionnel. La différence entre les résultats obtenus par les alésoirs de 52 mm de diamètre est de 0,14 mm et de 0,15 mm pour les alésoirs de 60 mm de diamètre. Ces écarts représentent une diminution moyenne de 50,4% de l'amplitude d'ondulation de surface des alésoirs conventionnels. Les différences entre les résultats ont été validées à l'aide de tests de T et les résultats démontrent que les écarts sont significativement différents ( $P < 0,01$ ).

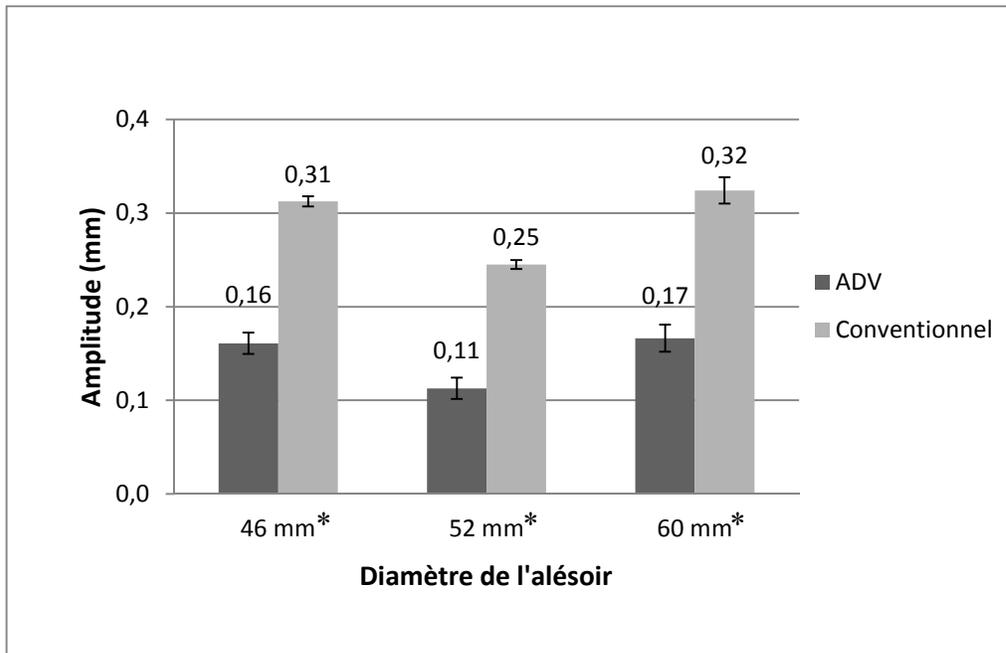


Figure 4.47 Amplitude moyenne d'ondulation  
 \* = significatif ( $P < 0,01$ ); \*\* = non-significatif ( $P > 0,01$ )

Comme on peut voir à la figure 4.48, en général, les alésoirs conventionnels induisent une concentration de l'ondulation au centre de la cavité. Cette concentration génère une forme ovale à la cavité. Plus précisément, elle implique une réduction du rayon central ( $R'$ ). On peut également observer la conséquence plausible de cette concentration de l'ondulation de surface à la figure 4.49. Lorsque l'ondulation de surface est concentrée dans le creux de la cavité, l'hypothèse suivante peut être émise. Les forces de réaction suite à l'impaction de la prothèse peuvent également être plus élevées dans cette section. De ce fait, une cavité ayant une ondulation uniformément répartie, les forces de réaction qui en découlent sont vraisemblablement uniformément réparties.

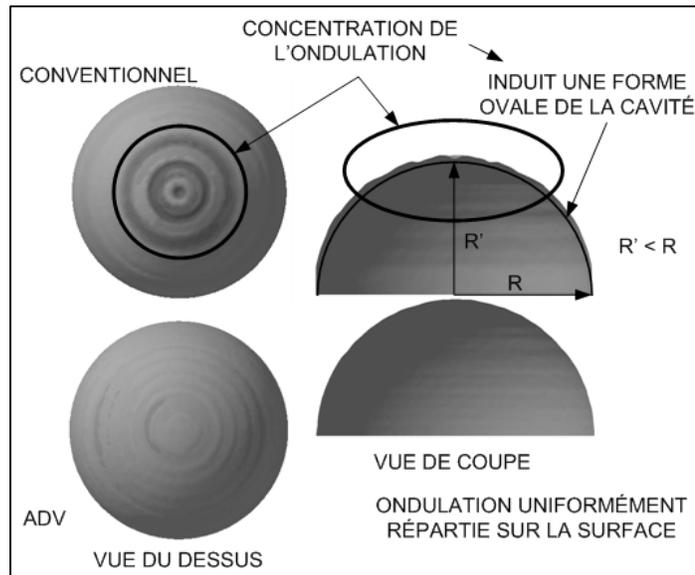


Figure 4.48 Répartition de l'ondulation dans la cavité hémisphérique



Figure 4.49 Répartition des forces de réaction plausible selon le type d'ondulation

Les résultats du diamètre moyen des cavités hémisphériques sont présentés à la figure 4.50. On constate que les cavités alésées à l'aide de l'ADV ont un diamètre supérieur à celles alésées par les alésoirs conventionnels. Les diamètres moyens sont de 46,9 mm, 52,2 mm et 60,3 mm pour l'ADV, alors que les diamètres obtenus pour les alésoirs conventionnels sont

de 45,6 mm, 51,8 mm et 59,7 mm. Les écarts entre les résultats de l'ADV comparativement aux résultats des alésoirs conventionnels sont également significatifs ( $P < 0,01$ ).

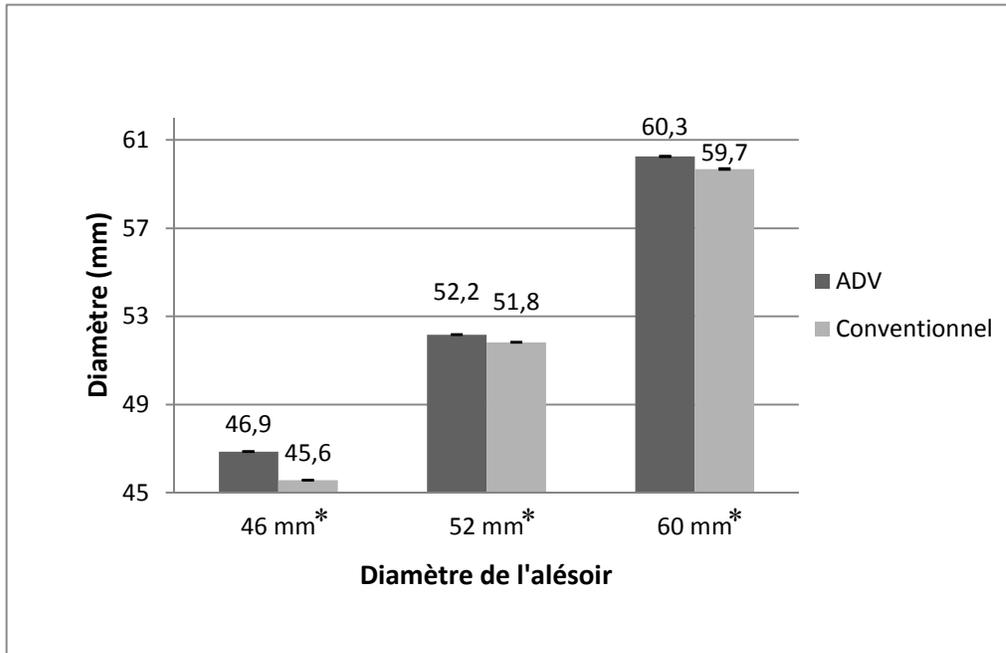


Figure 4.50 Diamètre moyen des cavités hémisphériques alésées  
\* = significatif ( $P < 0,01$ ); \*\* = non-significatif ( $P > 0,01$ )

Le prochain critère d'analyse représente la répétabilité dans la variation des diamètres alésés et est appelé variation moyenne du diamètre alésé (figure 4.51). Les résultats démontrent qu'il n'y a aucune différence significative entre les résultats obtenus par l'ADV et l'alésoir conventionnel. Les variations moyennes du diamètre alésé sont également en dessous de 1% par rapport à leur diamètre moyen alésé présenté précédemment (figure 4.50).

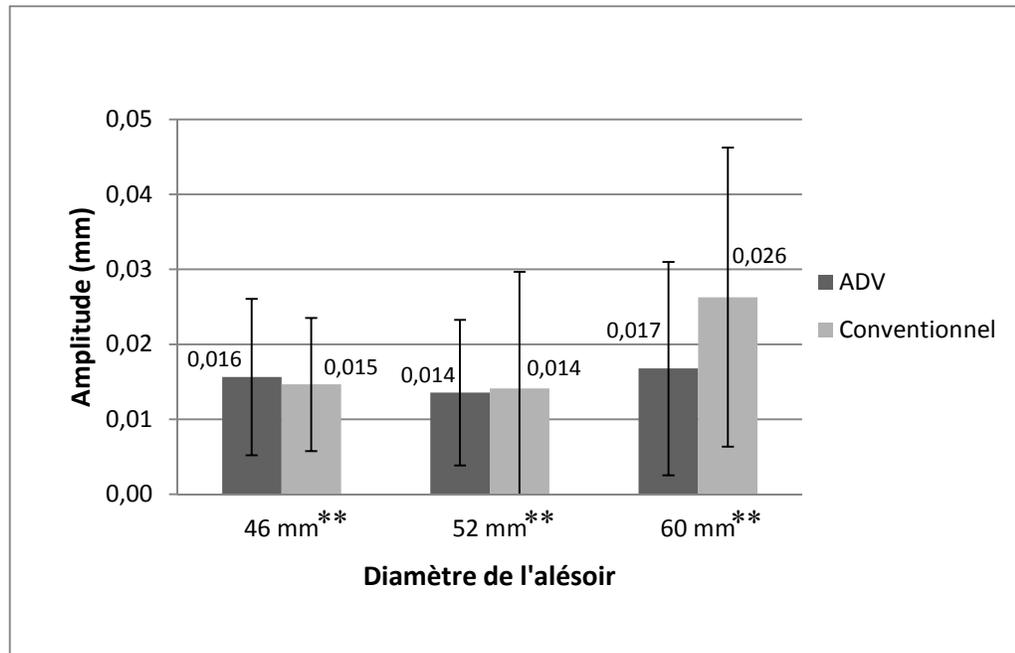


Figure 4.51 Comparaison de la variation moyenne du diamètre alésé

\* = significatif ( $P < 0,01$ ); \*\* = non-significatif ( $P > 0,01$ )

Le dernier critère d'analyse de la cavité hémisphérique alésée est le ratio d'ellipsoïde de l'équateur (figure 4.52). Le ratio d'ellipsoïde de l'équateur obtenu pour l'ADV est de 0,82% pour le diamètre d'alésage de 46 mm, de 0,87% pour le diamètre de 52 mm et de 0,88% pour le diamètre de 60 mm. Les alésoirs conventionnels ont obtenu un ratio de 0,72% pour le diamètre de 46 mm, de 0,84% pour le diamètre de 52 mm et de 0,83% pour le diamètre de 60 mm. De plus, les écarts entre ces résultats ne permettent pas d'affirmer qu'il y a une différence significative entre les deux types d'alésoir.

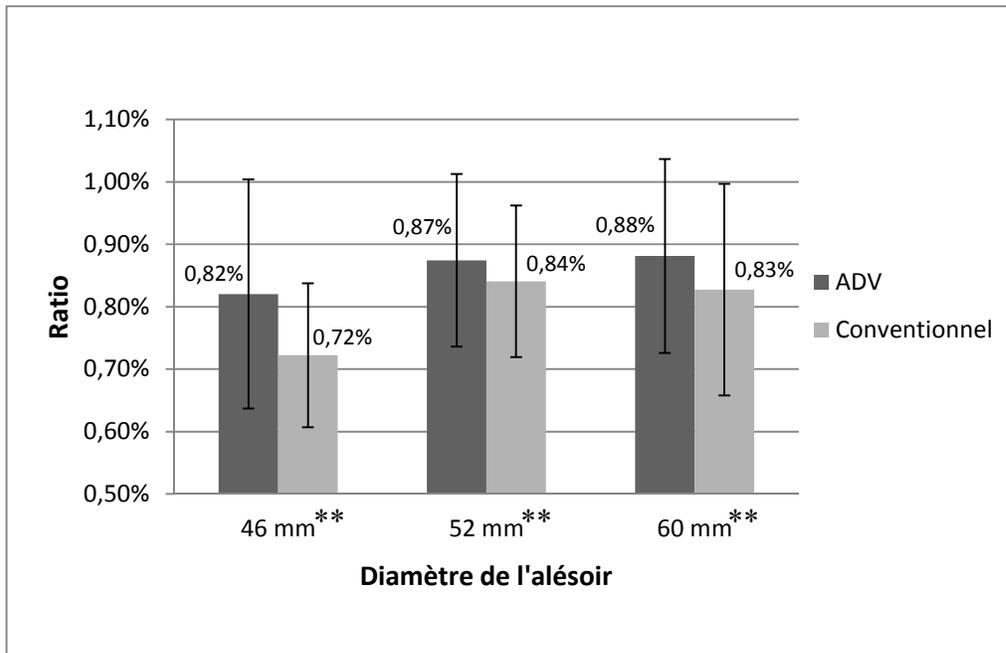


Figure 4.52 Comparaison du ratio d'ellipsoïde de l'équateur  
 \* = significatif ( $P < 0,01$ ); \*\* = non-significatif ( $P > 0,01$ )

#### 4.2.2 Amplitude de force

Les derniers critères d'analyse sont les amplitudes de force générées par les alésoirs lors de leur utilisation. La première étape consiste à faire une comparaison des forces maximales générées dans l'axe longitudinal de l'outil. Cette force représente l'effort maximal nécessaire pour pénétrer à une avance constante de 0,5 mm/s. La seconde comparaison est le couple maximal lors de l'alésage à la même avance. Dans les deux cas, les forces analysées sont celles mesurées jusqu'à l'alésage complet de la cavité, excluant le surplus de 2 mm pour la numérisation.

On remarque à la figure 4.53 que l'ADV demande en moyenne une force supérieure à l'alésoir conventionnel dans la configuration de 52 mm de diamètre. Dans les deux autres configurations (46 et 60 mm de diamètre), l'ADV demande une force inférieure. Les essais à 46 mm de diamètre démontrent plus précisément une baisse de la force engendrée par l'alésoir conventionnel de 17 N (39,5%) et pour les essais à 60 mm de diamètre, une baisse

de 12 N (66,7%). Comme mentionné plus haut, les essais à 52 mm de diamètre démontrent une augmentation de 7 N (140%). Les écarts entre les valeurs sont tous significatifs ( $P < 0,01$ ).

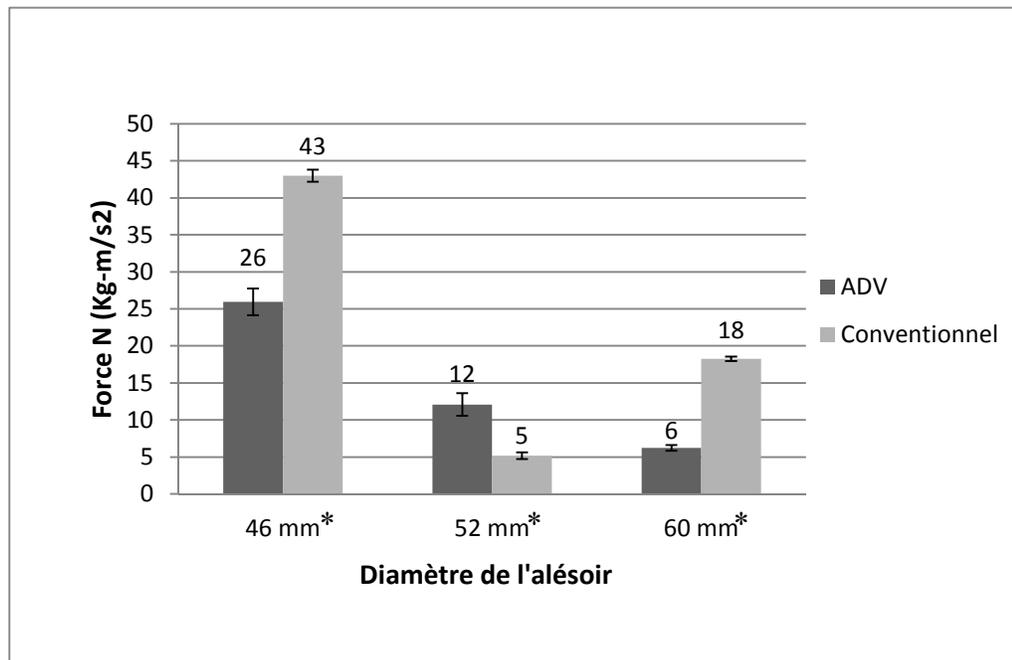


Figure 4.53 Force maximale moyenne dans l'axe Z  
 \* = significatif ( $P < 0,01$ ); \*\* = non-significatif ( $P > 0,01$ )

La figure 4.54 présente le comportement typique de l'alésoir conventionnel et de l'ADV selon la distance qui reste à parcourir. La cavité est totalement alésée lorsque la distance est égale à zéro. Dans les deux cas, la force maximale est située dans le dernier 0,5 mm. À cette distance, le nombre de couteaux en contact avec la cavité est maximal. De ce fait, la surface de contact entre les lames de l'outil et la cavité est maximale. Ceci augmente la force nécessaire de pénétration. On peut également observer que les deux alésoirs ont relativement le même comportement. La différence majeure entre les deux courbes se situe entre 1 et 0 mm. On remarque que la force de l'alésoir conventionnel augmente plus rapidement et atteint un maximum plus élevé. Le comportement de l'ADV est plutôt graduel tout au long de son entrée.

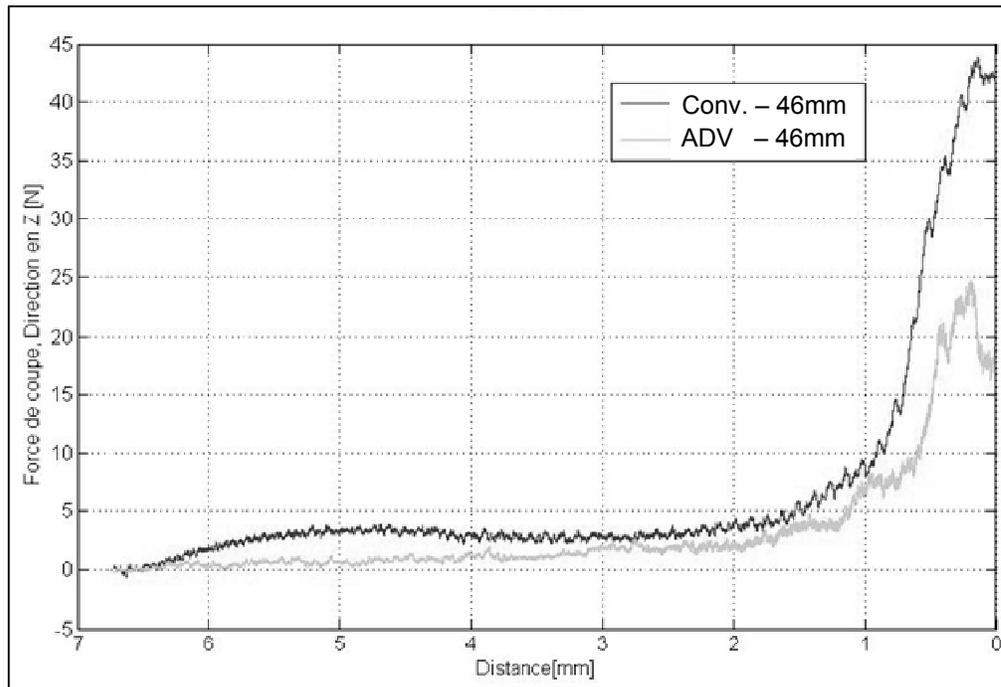


Figure 4.54 Force générée dans l'axe de l'outil selon la distance à parcourir

Le dernier élément de comparaison est le couple maximal moyen observé. Les résultats de l'ADV sont en moyenne de 1,32 Nm pour le diamètre de 46 mm, de 1,11 Nm pour le diamètre de 52 mm et de 1,01 Nm pour le diamètre de 60 mm. Pour l'alésoir conventionnel, l'alésoir génère en moyenne un couple de 1,54 Nm pour le 46 mm de diamètre, de 0,77 Nm pour le 52 mm de diamètre et de 1,56 Nm pour le 60 mm de diamètre. Les écarts entre l'ADV et l'alésoir conventionnel sont significativement différents.

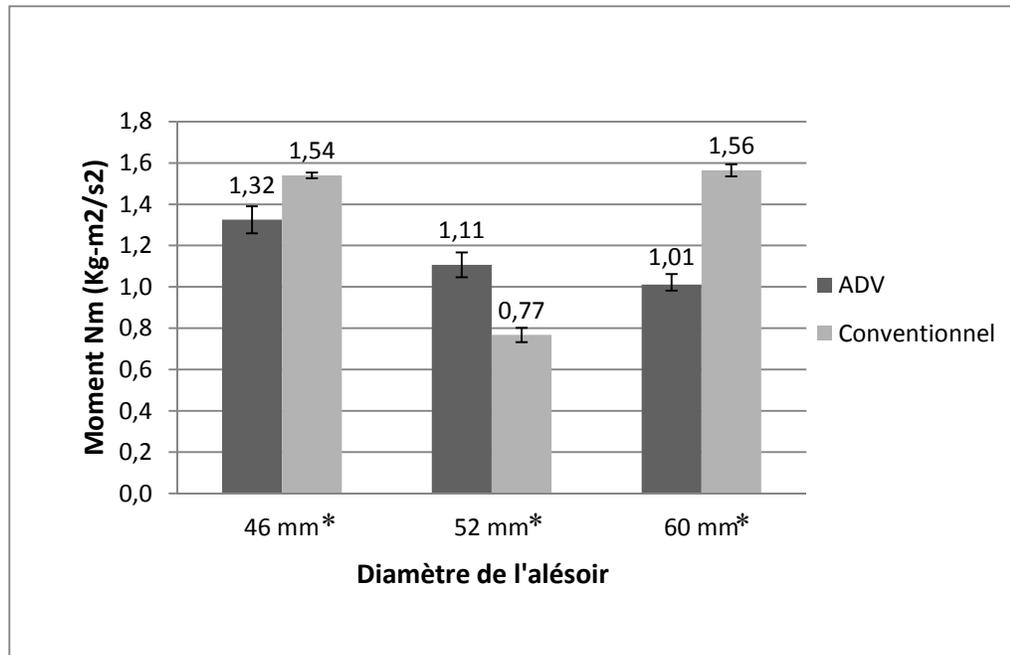


Figure 4.55 Couple maximal moyen dans l'axe Z

\* = significatif ( $P < 0,01$ ); \*\* = non-significatif ( $P > 0,01$ )

Comme pour la force générée dans l'axe de l'outil, le moment maximal observé se situe dans le dernier 0,5 mm de la course (figure 4.56). Cette observation s'explique de la même façon que pour les forces en Z. Le contact entre les surfaces des couteaux et la cavité est au maximum dans ce dernier 0,5 mm. Le comportement du moment généré selon la distance à parcourir pour les deux alésoirs a un comportement similaire à celui de la force générée en Z. Le moment généré par l'alésoir conventionnel monte rapidement et reste constant sur une certaine distance. Tandis que le moment généré par l'ADV monte graduellement tout au long de son parcours. Comparativement à la force dans l'axe de l'outil, la différence entre les deux courbes est moins apparente.

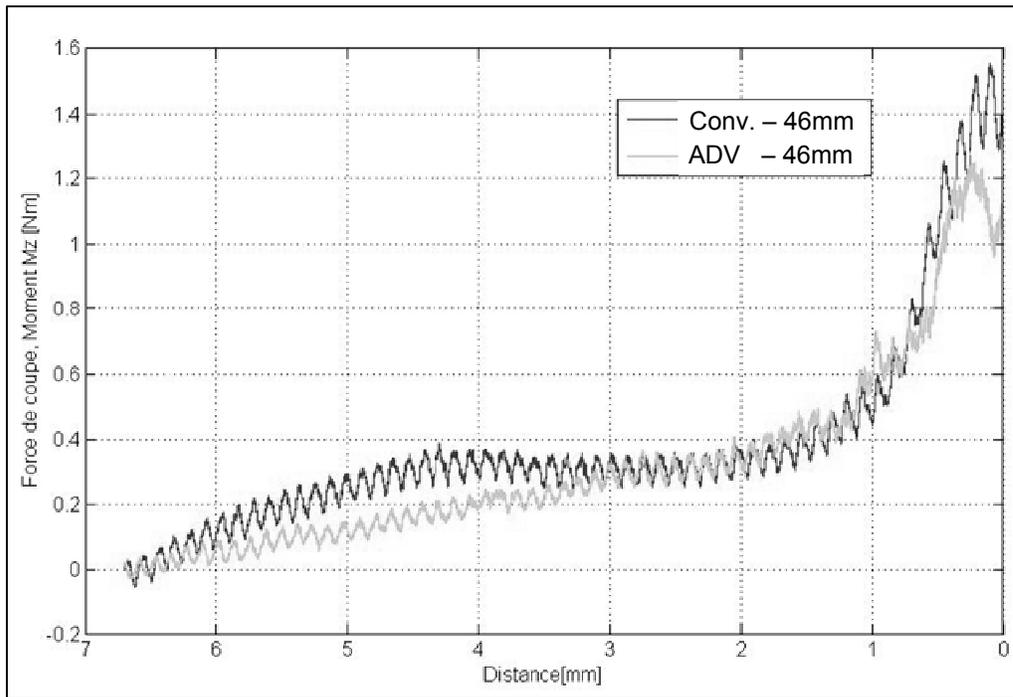


Figure 4.56 Moment généré dans l'axe de l'outil selon la distance   parcourir

## **CHAPITRE 5**

### **DISCUSSION**

Dans ce chapitre, un retour sur l'ensemble du projet est abordé. Dans la première partie, on retrouve une analyse critique concernant le raffinement de l'ADV. Par la suite, les résultats des essais expérimentaux sont abordés. Tout d'abord, l'analyse critique des résultats concernant la qualité des cavités hémisphériques est développée, puis une discussion des résultats de forces et moments générés lors des essais est abordée.

#### **5.1 Raffinement de l'ADV**

Le raffinement de l'ADV consiste premièrement à proposer un système de coupe adapté pour l'ADV qui minimise les efforts de coupe et maximise la qualité de coupe. Deuxièmement, il s'agissait de raffiner la conception de l'ADV pour qu'il forme un outil complètement fonctionnel, ergonomique, usinable et facilement démontable pour la phase de stérilisation et de manutention. Pour finir, il fallait concevoir un prototype fonctionnel de l'ADV pour vérifier les performances du système de coupe. Tous ces objectifs sont analysés et discutés dans cette section.

##### **5.1.1 Conception de l'ADV**

Le raffinement de l'ADV est une étape très importante de ce projet. Un des objectifs demandait de concevoir l'ADV avec des dimensions similaires aux alésoirs conventionnels. Cet objectif peut être considéré atteint en vertu de la différence de 8,5 mm en longueur et de 5,9 mm sur le diamètre de la poignée. Ces légères différences démontrent l'intérêt apporté au raffinement géométrique des composantes de l'ADV. En restreignant les dimensions, un second objectif est également approché. Cet objectif est de concevoir l'ADV en réduisant son poids. Un second facteur qui pourrait jouer sur cet objectif est le choix des matériaux pour la fabrication. Par contre, la sélection des matériaux n'a pas été faite à l'exception du système

de coupe et des boulons d'ajustement et de la jonction perceuse. Des analyses par éléments finis des autres composantes pourront éventuellement aider à faire un choix final de matériau.

En plus de concevoir l'ADV avec des dimensions similaires aux alésoirs conventionnels, il fallait concevoir un système de déploiement efficace, ayant une incrémentation de 1 mm sur le diamètre et démontable pour la stérilisation. L'incrémentation de 1 mm sur le diamètre est assurée par la roulette d'ajustement. Cette roulette est équipée de deux plongeurs à ressort qui permettent l'incrémentation de 1 mm à chaque demi-tour. Le fait de concevoir un système de déploiement précis tout en étant démontable a nécessité beaucoup d'effort. On peut remarquer la complexité de la conception à la figure 4.2. L'ADV est muni d'une connexion rapide sur le boulon d'ajustement. Cette connexion rapide permet de garder le boulon d'ajustement haut dans la partie supérieure de l'ADV ce qui permet de garder une précision sur la lecture du diamètre et d'éviter la calibration à chaque désassemblage. De plus, une deuxième connexion rapide peut être observée pour désassembler la partie supérieure de la partie inférieure de l'ADV. La fabrication du prototype conceptuel a permis de démontrer la fonctionnalité de ce système. Comme expliqué dans les résultats, un outil poussoir a été conçu de façon à actionner le mécanisme du boulon poussoir. Tous ces éléments permettent à l'ADV d'être facilement démontable pour les phases de nettoyage, de stérilisation et de manutention tout en étant précis lors de l'ajustement du diamètre de l'ADV. Le temps d'assemblage et de désassemblage démontre l'efficacité de ce système. Le désassemblage prend environ de 25 à 35 secondes et l'assemblage de 50 à 60 secondes. En effet, la complexité de ce concept peut malheureusement être considérée comme étant un risque. Il peut présenter un risque de bris ou de défaillance, ce qui pourrait jouer en défaveur de l'ADV. Ainsi, lors d'une phase subséquente de conception de l'ADV, il serait pertinent de quantifier de façon efficace ce risque.

La conception du système d'affichage numérique est à la phase d'idée de concept. Les dimensions sont approximatives. Ces dimensions ont été approximées en considérant que ce système d'affichage devait avoir assez d'espace pour une pile standard similaire à un vernier numérique. En utilisant cette approche, les dimensions actuelles risquent d'être très près des

dimensions finales. Pour capter le mouvement du boulon d'ajustement, un potentiomètre linéaire doit être utilisé. En utilisant ce type de capteur, la précision de l'ADV sera de  $\pm 0,02$  mm. Cette précision est égale à 4% de l'incrémentation de 1 mm sur le diamètre. En considérant que ce type de capteur est généralement utilisé pour les outils de mesure de précision et que cette précision représente seulement 4% de l'incrémentation minimale, on peut considérer que ce type de capteur est adéquat pour l'ADV. Pour faciliter la lecture du diamètre, l'afficheur doit pouvoir s'orienter selon l'utilisateur (gaucher ou droitier). Pour ce faire, l'écran doit à l'aide d'un bouton, s'orienter vers l'utilisateur. Ce système permettra à l'ADV d'être adaptable à l'utilisateur. De plus, un afficheur numérique est facile à lire et évite les erreurs de lecture.

Pour assurer la sécurité du patient et de l'orthopédiste, un système de désengagement de la jonction perceuse a été conçu. Lorsque la poignée de serrage est mise en position ouverte, un système de came et de goupille vient désengager la jonction perceuse (figure 4.4). Ce dispositif évite la rotation de l'ADV lors de l'ajustement du diamètre. De plus, toutes les pièces sont conçues sans arêtes tranchantes à l'exception du système de coupe. De cette façon, l'ADV en rotation ne peut blesser le chirurgien ou endommager les tissus environnants du patient. De ce fait, l'objectif de rendre l'outil sécuritaire autant pour l'utilisateur que pour le patient peut être considéré atteint. Par contre, le fonctionnement du système de désengagement de la jonction perceuse n'a pu être démontré par le prototype conceptuel. La fabrication par prototypage rapide ne permet pas une rigidité adéquate de la poignée de serrage. De plus, pour la même raison, le système de serrage n'est pas validé non plus. Par contre, la conception de ce système est relativement simple et semble être efficace.

Le coût de production est également un critère important dans la conception de l'ADV. Toutes les composantes de l'ADV ont été dessinées de façon à être fabricable par usinage traditionnel. Cet objectif est atteint par la conception en vertu des outils disponibles pour l'usinage traditionnel. En principe, chacune des cavités a des dimensions de congé préétablies par le rayon de l'outil. De plus, la profondeur des cavités est également calculée en fonction des longueurs des outils. En plus, les dimensions extérieures des pièces sont

également fixées par les dimensions standards disponibles. Par exemple, le diamètre extérieur du corps-haut est fixé par le diamètre d'une barre standard. Cette façon de concevoir évite les coûts onéreux de fabrication et simplifie la fabrication.

Pour finir, le dernier objectif préétabli à la section 3.1.1 est de concevoir une connexion rapide pour la perceuse normalement utilisée en chirurgie. La connexion rapide sur la jonction perceuse a été dessinée identique à celle de la tige des alésoirs conventionnels utilisés dans ce projet. Par contre, il existe plusieurs connexions rapides. Il faudra éventuellement décider si ce choix est encore à jour lorsque l'ADV sera rendu à sa phase de fabrication pour les essais cliniques.

### **5.1.2 Système de coupe denté adapté à l'ADV**

Premièrement, à l'aide des informations fournies par l'institut canadien d'information sur la santé (ICIS), les dimensions des prothèses acétabulaires installées au Canada sont entre 41 à 67 mm de diamètre (moyenne  $\pm 3\sigma = 99,73\%$  de la population) (Waller, 2010). En sachant que le diamètre de la cavité doit être 2 mm plus petit que le diamètre de la prothèse, les cavités alésées sont de 39 à 65 mm de diamètre. Le système de coupe de l'ADV est conçu pour aléser des cavités de 46 à 64 mm de diamètre. Ceci signifie que l'ADV couvre 92,4% de la population canadienne. Ce résultat démontre que l'ADV peut être utilisé dans la majorité des cas.

La conception finale des lames permet au système de coupe de réduire l'ondulation de surface et de diminuer les efforts de coupe. Pour ce faire, les dents d'une lame à l'autre sont conçues pour se chevaucher et un profil de dents arrondies est ajusté. Plus en détail, l'ajustement de l'angle de dent à dents, de déphasage, d'attaque et de dépouille ont été modifiées de façon à optimiser la conception de ce système de coupe. Malgré l'ingéniosité de L'ADV, sans l'adaptation de ce système de coupe, l'ADV ne serait pas intéressant et employable.

Le système de coupe adapté sur la lame centrale permet de couper l'os jusqu'à l'axe central de l'outil, ce qui augmente la pénétrabilité de l'outil comparativement à l'alésoir conventionnel qui ne coupe pas l'os à cet endroit. De plus l'angularité des couteaux permet d'avoir une meilleure expulsion des copeaux et de diminuer la force de pénétration dans la matière. Cette angularité est illustrée sur la vue de dessus de la figure 4.11. Pour faciliter la fabrication et l'évacuation des copeaux, des encoches ont été ajoutées sur le couteau no 2 et no 4. Ces encoches n'apportent pas seulement des avantages. Elles diminuent la résistance en fatigue de ces couteaux. L'étude par éléments finis de la lame centrale, à la section 4.1.4, démontre que les points faibles de la lame centrale se concentrent dans ces deux régions.

Le principe des dents arrondies avec le chevauchement a fait ces preuves d'efficacité. Par contre, ce système complique la fabrication et l'assemblage. Chacune des lames A et Z ont leur propre système de coupe (Lames A : Figure 4.15 et Lames Z : Figure 4.16). Par conséquent, la programmation et la fabrication par usinage en sont complexifiées. Ainsi, cette conception vient s'opposer à l'objectif de concevoir l'ADV de façon à minimiser les coûts de fabrication. Par contre, les résultats de la qualité de surface produite par l'ADV comparativement à l'alésoir conventionnel présentent des avantages qui ne peuvent être négligés. Ces avantages sont discutés plus en détail à la section 5.2

Une vue d'ensemble des composantes du système de coupe est présentée à la figure 5.1. On peut visualiser la conception initiale proposée par Jean-Sébastien Mérette et la conception finale proposée. Sans entrer dans tous les détails, voici quelques spécifications importantes concernant la conception de ces composantes. Les couteaux des lames sont munis de raidisseurs pour éviter toute déformation élastique trop importante. De cette façon, on assure une meilleure qualité de coupe et on évite d'éventuels bris causés par le mouvement de va-et-vient des couteaux. Le corps de la lame centrale est de 49,2 mm de long pour assurer un bon alignement des mors et ainsi uniformiser la pression sur les lames. L'épaisseur des lames A et Z a été optimisée selon l'espace disponible. La lame A a une épaisseur de 7,5 mm et de 4 mm pour la lame Z. Ces épaisseurs permettent une aire de surface de contact optimale avec les mors pour ainsi augmenter la stabilité de ces lames. Pour assurer le bon fonctionnement

du déploiement des lames A et Z, un système de rainures et de goupilles a été conçu. L'angularité est donc assurée par les rainures des mors et le positionnement des lames est contrôlé par les goupilles et les rainures de la lame centrale. Ce système permet d'avoir un jeu fonctionnel serré entre les lames et les rainures des mors (de 0,01 mm à 0.04 mm).

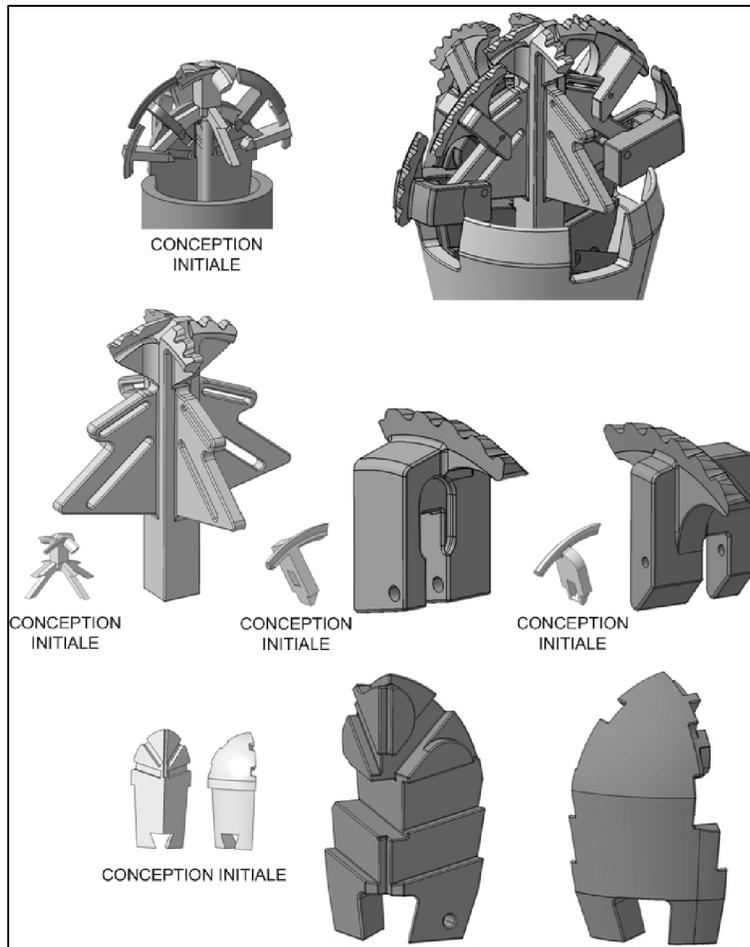


Figure 5.1 Comparaison du système de coupe initial et final

Lors de la conception du système de coupe, un autre critère de conception a été ajouté. Vu la complexité de l'assemblage des lames et pour éviter un mauvais positionnement des lames, l'assemblage des lames A et Z sur la lame centrale est permanente. De cette façon, l'assemblage des lames pourrait être remplacé après chaque chirurgie. Ce principe a comme objectifs de minimiser les coûts de stérilisation et les risques de contamination. De plus, le

fait de remplacer les lames lors de chaque utilisation pourrait éviter le risque de bris de matériel lors de l'intervention.

La fabrication du prototype fonctionnel a permis de cibler certaines erreurs de conception. Ces erreurs de conception ne proviennent pas des tolérances géométriques de fabrication mais elles sont reliées à leur géométrie. Les formes choisies n'optimisent pas la stabilité des lames et elles ne permettent pas un assemblage facile du système de coupe. Lors de l'assemblage du prototype fonctionnel, certains congés ont nécessité un agrandissement pour que l'assemblage de la tête soit possible (voir comptes rendus en ANNEXE VII). Pour remédier à ce problème, une modification des lames et mors peut être envisagée.

Pour augmenter la stabilité des lames A et Z, on pourrait modifier la forme carrée des lames en une forme permettant d'augmenter la composante de force dans le plan de la stabilité (figure 5.2). La forme carrée des lames permet seulement de transmettre une force normale à  $90^\circ$  du plan de stabilité. Ceci implique que l'équilibre des lames est directement relié au jeu fonctionnel entre les composantes. Pour éliminer le jeu fonctionnel et augmenter cette stabilité, la forme des rainures dans les mors pourrait être modifiée en V. Ceci, permettrait de décomposer la force normale de réaction en deux composantes (force perpendiculaire au plan de stabilité et une autre composante dans ce plan). Cette modification permettrait également d'augmenter la précision de l'outil et, par conséquent, d'augmenter la sphéricité de la cavité hémisphérique alésée.

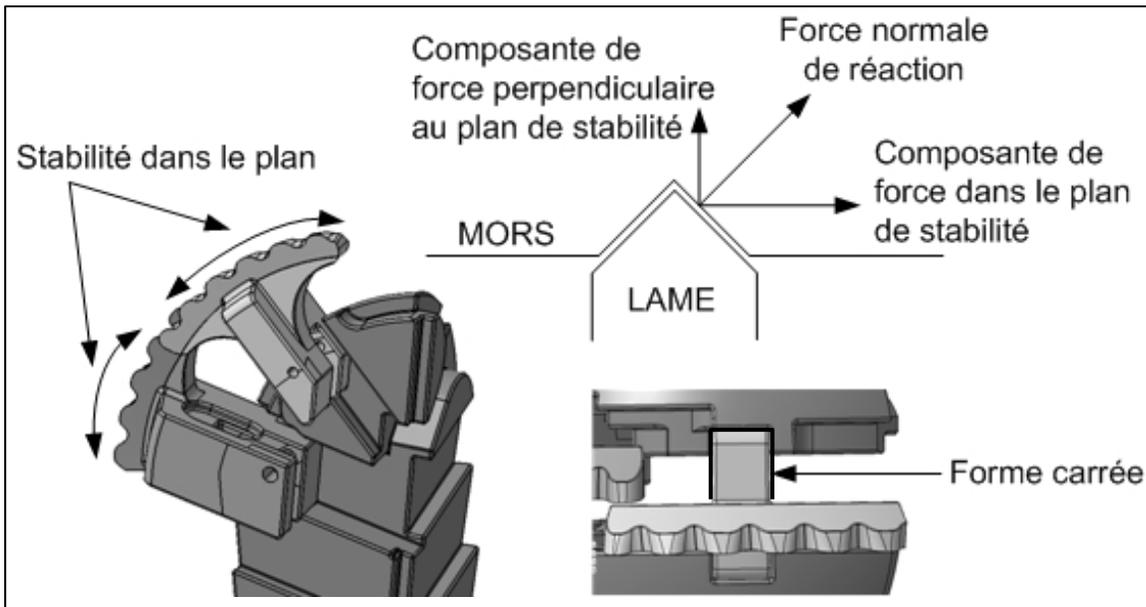


Figure 5.2 Augmentation de la stabilité des lames A et Z

Cette modification ne permettrait pas seulement d'augmenter la stabilité, mais elle pourrait également augmenter la facilité d'assemblage. Malgré cette constatation, le présent prototype fonctionnel a assuré un bon maintien et une bonne précision de coupe dans les configurations de 46 à 60 mm de diamètre tel que présenté au chapitre 4.2.

### 5.1.3 Conception du prototype fonctionnel

L'objectif premier du prototype fonctionnel est de comparer le système de coupe à celui des alésoirs conventionnels. Pour ce faire, les essais d'alésage devaient être contrôlés. Les essais sont effectués à l'aide d'une machine-outil à contrôle numérique. Pour cette raison, le prototype fonctionnel devait être modifié pour s'introduire dans le mandrin de la machine. Le système de serrage et de déploiement devaient également être modifié. La conception du prototype fonctionnel (ADV-CNC), présenté dans le chapitre 4, satisfait ces critères et contraintes de conception. Plus précisément, le boulon d'ajustement et la tige d'ajustement assurent également l'ajustement du diamètre. Quatre gabarits de calibration de taille 46, 52, 60 et 64 mm de diamètre ont été fabriqués pour ajuster le diamètre à une valeur cible. De plus, l'écrou et la serre permettent un bon serrage du système de coupe. Pour finir, la

conception du système de coupe n'a pas été modifiée. De cette manière, la comparaison du système de coupe de l'ADV-CNC représente bien l'ADV.

#### **5.1.4 Analyses numériques par éléments finis**

Les résultats d'analyse par éléments finis obtenus pour la lame A et Z sont similaires. Chacun des résultats démontre que les contraintes présentes dans les deux lames ne dépassent pas la limite élastique du matériau choisi. La limite élastique de l'acier inoxydable AISI 420 est de 1345 MPa. Ainsi, le facteur de sécurité de la lame Z est de 2 et de 1,9 pour la lame A. De ce fait, le raffinement de ces lames et leur analyse par éléments finis peuvent être considérés complétés. Plus précisément, lorsque les charges exercées sont assez bien connues et que le fonctionnement est usuel où il peut y avoir de légers chocs et surcharges modérées et que les propriétés mécaniques et comportements du matériau sont bien connus, un facteur de sécurité d'environ de 2 peut être considéré (Fanchon, 2001; Robert L. Mott, 1999).

De même que pour la lame A et Z, l'analyse par éléments finis de la serre et de la croix démontre qu'elles peuvent résister aux efforts demandés. Leurs facteurs de sécurité sont supérieurs à ceux des lames A et Z. La serre a un facteur de sécurité de 2,1 et de 2,4 pour la croix. Le raffinement et l'analyse par éléments finis peuvent également être considérés complétés.

L'analyse par éléments finis du mors s'est avérée plus complexe. Le point critique du maillage, où il y a la contrainte la plus élevée, présente une singularité géométrique. Une singularité géométrique signifie que la contrainte à ce point ne peut converger. La figure 4.40 présente la preuve de singularité géométrique. Dans ce cas, on peut négliger la contrainte et faire la moyenne des contraintes aux points adjacents. Cette moyenne permet de faire une meilleure estimation de la contrainte réelle et de réduire l'effet de la singularité géométrique. En éliminant le point de singularité, on obtient un facteur de sécurité de 2,6. De ce fait, le raffinement et l'étude par éléments finis peuvent être considérés complétés.

Concernant la lame centrale, les analyses par éléments finis ont été complétées en deux étapes. La première analyse permet d'étudier le couteau 1 et la deuxième analyse sert à vérifier le couteau 4. Ces deux analyses vérifient les deux conditions critiques de la pièce. Pour la première analyse, on obtient une contrainte maximale de 961,5 MPa située près de l'intersection de l'arête tranchante du couteau 1 avec l'axe central. Le facteur de sécurité de 1,4 assure que la pièce va résister aux charges imposées.

La deuxième analyse concentrée sur le couteau 4 retourne un critère de 1681,7 MPa, ce qui correspond à un facteur de sécurité de 0,8. La création du maillage dans la zone de contrainte maximale a été difficile. Une vérification du maillage local et une étude de singularité géométrique ont démontré la présence de singularité géométrique (figure 4.36). En règle générale, en faisant varier la taille des éléments locaux, la contrainte maximale de Von Mises devrait converger, ce qui n'est pas le cas. Les plateaux observés à la figure 4.36 s'expliquent par le changement de la structure des éléments. Lorsque le maillage local passe de 0,25 à 0,2 mm, le maillage subit une réorganisation et le positionnement du point critique est modifié ainsi que la réponse. Le même phénomène se produit lorsque le maillage passe de 0,15 à 0,1 mm. De plus, vu la complexité du modèle 3D de la lame centrale, le congé effectué dans cette zone de concentration de contrainte est de 0,1 mm. La création d'un congé ayant un rayon supérieur à 0,1 mm pourrait réduire la concentration de contrainte et ainsi la réponse. Par contre, la présence de singularité géométrique et la limite du rayon maximal de 0,1 mm ne permettent pas d'éliminer la présence d'un important concentrateur de contraintes à cet endroit. Malgré le facteur de sécurité de 0,8 et l'incertitude des valeurs obtenues, la fabrication de la lame centrale a été quand même réalisée. La fabrication a été exécutée, car les conditions d'utilisation lors des essais expérimentaux sont loin des conditions simulées. Lors des essais expérimentaux, la force axiale et le couple exercés sur l'ADV-CNC sont supportés par plusieurs lames en même temps. De plus, le chevauchement des dents permet de réduire considérablement la force induite sur les faces d'attaque. Il est important de noter que pour la continuité de la conception de l'ADV, il faudra approfondir davantage l'analyse par éléments finis et essayer d'augmenter le rayon des congés pour se rapprocher le plus près du congé généré par l'outil de fabrication (environ 0,2 mm).

## 5.2 Analyse des cavités hémisphériques alésées

Les éléments abordés dans ce sous-chapitre sont l'amplitude moyenne d'ondulation, le diamètre moyen des cavités alésées, la variation de ces diamètres et le ratio d'ellipsoïde de l'équateur. Dans tous les sujets abordés, une analyse critique est faite.

La figure 5.3 présente un exemple d'analyse quantitative qui est effectuée à l'aide du logiciel CATIA V5R18. Cette méthode d'analyse a fait l'objet d'une étude de faisabilité et de reproductibilité (Moulin, 2010). Un rapport technique interne du laboratoire d'imagerie et orthopédie de l'hôpital du Sacré-Cœur de Montréal (LIO-HSCM) a démontré que cette technique d'analyse est légèrement influencée par l'utilisateur. La technique d'analyse avec utilisateurs confondus présente une erreur totale de  $\pm 0,006$  mm, avec un intervalle de confiance de 99,73%. Cette erreur est acceptable, car elle reste en dessous de 10% de la valeur mesurée (amplitude d'ondulation). Il est à noter que l'erreur passe de  $\pm 0,006$  à  $\pm 0,002$  mm lorsqu'il y a un unique observateur. De ce fait, pour augmenter la fiabilité des résultats, seulement un utilisateur a numérisé et analysé les résultats sachant que cela pouvait engendrer un léger biais de mesure. De plus, il est à noter qu'il est essentiel de ne pas déplacer le bloc d'essai entre l'alésage du pré-trou et l'alésage à l'aide de l'alésoir. Ceci pourrait nuire aux résultats et compromettre la qualité de l'étude.

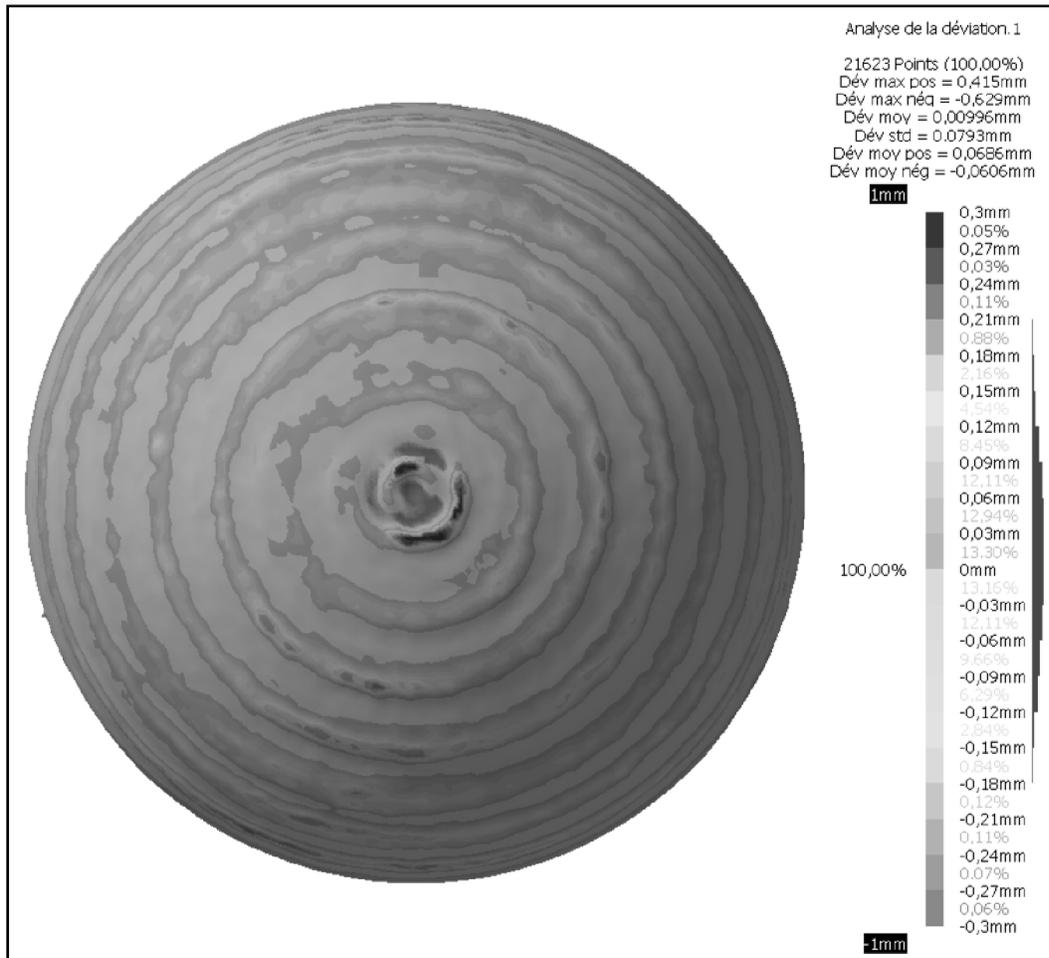


Figure 5.3 Analyse quantitative de la surface alésée

Comme discuté dans la revue des connaissances, la qualité de la surface alésée joue un rôle important sur la stabilité initiale et à long terme de la prothèse. Des micromouvements supérieurs à 150  $\mu\text{m}$  (0,15 mm) peuvent engendrer une réaction immunitaire. On remarque aussi la formation d'une membrane fibreuse autour de la prothèse. Cette membrane limite la repousse osseuse et donc l'ostéo-intégration de celle-ci. Pour éviter l'instabilité et la formation de cette membrane fibreuse, les micromouvements de la prothèse doivent être limités à 28  $\mu\text{m}$  (0,028 mm) (Ostbyhaug et al., 2010). La repousse osseuse nécessite non seulement une absence de mouvement, mais elle requiert également un espace inférieur ou égal à 350  $\mu\text{m}$  (0,35 mm) (Macdonald et al., 1999).

Pour éviter l'absence de repousse osseuse et la formation d'une membrane fibreuse, on doit s'assurer d'avoir un outil capable d'aléser une cavité hémisphérique la plus parfaite possible pour optimiser le contact de la prothèse avec l'os saignant. Une cavité parfaite se reflète de plusieurs façons. Un des critères qui a été vérifié est l'amplitude d'ondulation. Cette mesure permet de quantifier la possibilité de congruence entre la surface de l'implant et la cavité alésée. Il faut, dans tous les cas, éviter une trop grande ondulation de la surface.

Les résultats obtenus (figure 4.47) démontrent que le système de coupe de l'ADV permet de diminuer en moyenne de 50% l'amplitude d'ondulation de la cavité produite par les alésoirs conventionnels. De plus, ces derniers donnent des résultats un peu inquiétants puisque les ondulations moyennes des cavités sont de 0,31, 0,25 et 0,32 mm pour un diamètre d'alésage de 46 mm, 52 mm et 60 mm respectivement. Or, un espace supérieur ou égal à 0,35 mm élimine les chances de repousse osseuse (Macdonald et al., 1999). Néanmoins, il ne faut pas oublier que lors de l'impaction de la prothèse, la cavité est modifiée et la congruence des deux surfaces augmente. Cependant, dans tous les cas, la congruence des surfaces est favorisée avec l'utilisation de l'ADV. Ainsi, la stabilité initiale et les chances de repousse osseuse sont augmentées avec l'ADV.

Sur la figure 4.48, on peut observer la concentration de l'ondulation de surface des alésoirs conventionnels qui est située au fond de la cavité. Cette concentration engendre une réduction du rayon ( $R'$ ) par rapport au rayon de l'équateur ( $R$ ). Cette réduction peut compromettre la qualité de l'impaction de la prothèse et ainsi, jouer sur le maintien de celle-ci. Plus exactement, la prothèse va en conséquence toucher au fond plus rapidement. La partie de l'équateur qui sert généralement à la mise en serre de la prothèse sera donc réduite. Dans le cas où l'ondulation est fortement concentrée au centre, lors de l'impaction, la déformation de ces ondulations va générer une force de réaction sur la prothèse (une force inverse à l'impaction) (Figure 4.49). Cette force risque ainsi de pousser sur la prothèse et de produire une force de cisaillement sur la jonction os prothèse de l'équateur. Si cette force de cisaillement est suffisamment grande, elle pourrait éventuellement être une cause de descellement. La figure 4.49 présente la différence entre les forces de réaction d'une cavité

ayant une concentration de l'ondulation au centre et une ayant une ondulation uniformément répartie.

Sur la figure 4.48, on peut également remarquer que l'ondulation de surface de l'ADV est répartie de façon plus uniforme sur la totalité de la cavité que celle obtenue avec les alésoirs conventionnels. En ayant une bonne répartition de l'ondulation sur la totalité de la surface, on évite d'avoir une différence de rayon et ainsi les inconvénients décrits plus haut. Dans ce cas, l'ADV devrait assurer une meilleure impaction de la prothèse et par conséquent, un meilleur maintien immédiat et à long terme. Il est important de noter que cette affirmation est une hypothèse tirée de principe théorique. En faisant des essais biomécaniques comparatifs d'impaction et d'extraction de prothèses, on pourrait éventuellement appuyer cette hypothèse.

Pour finir, comme présenté dans le chapitre 4, les résultats d'ondulation de surface prédits par l'analyse théorique de l'ADV effectuée à l'aide du logiciel CATIA V5R18 sont de 0,18 mm pour la configuration de 46 mm de diamètre, de 0,05 mm pour le diamètre de 52 mm et de 0,21 mm pour le diamètre de 60 mm. Les écarts entre les essais et les résultats théoriques sont de 0,02 mm pour le diamètre de 46 mm, de 0,06 mm pour le diamètre de 52 mm et de 0,04 mm pour le diamètre de 60 mm. Ces écarts peuvent être expliqués par la combinaison de la précision du numériseur (0,04 mm), les manipulations entre la numérisation et aussi par l'analyse dans le logiciel CATIA V5R18.

Il est important de noter que le diamètre de l'ADV est ajusté à l'aide de gabarit de calibration (figure 4.22). Ces gabarits sont fabriqués par le procédé de prototypage rapide et ainsi, leur précision est de  $\pm 0,127$  mm. On peut constater qu'en utilisant ces gabarits et en faisant un ajustement manuel basé sur la sensation de l'utilisateur, les diamètres obtenus sont de 46,9, 52,2 et 60,3 mm. Comme on peut le remarquer, cette méthode ne permet pas d'ajuster l'ADV exactement au même diamètre que l'alésoir conventionnel. Par conséquent, on ne peut comparer les diamètres obtenus par l'ADV et ceux par les alésoirs conventionnels.

C'est pour cette raison que la fiabilité et la répétabilité du diamètre alésé ont plutôt été analysées.

La variabilité dans les essais permet de quantifier la fiabilité de l'outil. Lorsque le chirurgien impacte la composante acétabulaire, il vise un serrage entre la cavité et l'implant. L'ajustement serré permet à la prothèse de rester en serre dans la cavité et ainsi d'éviter les micromouvements supérieurs à 28  $\mu\text{m}$ . Dans le cas où un alésoir procure une variabilité dans les essais, il ne permet pas d'assurer le bon serrage et, par conséquent, le bon maintien de la prothèse. La variation du diamètre est calculée par la différence absolue entre le diamètre moyen mesuré et le diamètre mesuré de chacun des échantillons. Les résultats ne démontrent aucune différence significative entre l'ADV et l'alésoir conventionnel. De plus, dans tous les cas, la variabilité des essais reste en dessous de 1% du diamètre de l'outil. Cette faible variabilité démontre que les alésoirs conventionnels et l'ADV sont fiables et peuvent être considérés équivalents.

Comme mentionné plus tôt, lors de l'impaction d'un composant acétabulaire, le maintien initial de celui-ci est assuré par la congruence entre les surfaces et l'assemblage en serre de la partie équatoriale de la cavité. Il est ainsi intéressant de vérifier la qualité de la cavité dans cette section. Comme mentionné dans la méthodologie, une épaisseur de 0,5 mm a été identifiée dans la région de l'équateur pour calculer l'écart-type positif et négatif des distances entre les points retenus et la surface de la sphère créée. À l'aide de l'écart-type positif et négatif, on peut déterminer le diamètre maximal et minimal de la cavité. En calculant le ratio entre ces deux diamètres, il est possible d'estimer l'ellipsoïde de l'équateur. Les résultats obtenus montrent que les deux alésoirs ont des ratios en dessous de 1%. Aucune différence significative n'est observée entre les deux types d'alésoir. En conclusion, on peut affirmer que les deux types d'alésoir procurent une qualité d'alésage équatoriale équivalente.

### 5.3 Amplitude de force

Il est important de mentionner que les résultats obtenus ne reflètent pas le comportement de l'outil dans des conditions similaires à la pratique. Ils représentent le comportement de l'alésoir dans des conditions contrôlées à l'aide d'une machine à commande numérique. Lors de l'alésage de l'acétabulum, le chirurgien contrôle plutôt l'avance de pénétration de l'alésoir dans la matière par la force exercée sur l'outil. De ce fait, la force dans l'axe et le moment sont variables selon la sensation du chirurgien. Malgré cette constatation, les résultats obtenus restent importants. Ils permettent de comparer les forces, moments et comportement des alésoirs dans des conditions identiques, ce qui n'est pas possible par des tests manuels.

Les résultats ont démontré que l'ADV réduit la force de réaction dans l'axe longitudinal de 39,5% (17 N) dans la configuration de 46 mm de diamètre et de 66,7% (12 N) pour la configuration de 60 mm de diamètre. Pour la configuration de 52 mm, l'ADV ne réduit pas la force, mais elle l'augmente. La différence est de 7 N. Dans les trois cas, les résultats sont statistiquement différents ( $P < 0,01$ ). Le comportement des alésoirs conventionnels ne démontre aucune courbe de tendance comparativement à l'ADV. Pour l'ADV, la force générée dans l'axe Z tend à diminuer lorsqu'on augmente le diamètre. Ce comportement peut s'expliquer par l'engorgement des copeaux entre les lames. De façon générale, lorsque les copeaux ont de la difficulté à s'évacuer, il se produit un engorgement et la force générée augmente. Pour que les lames puissent bien fonctionner, une bonne formation de copeau est primordiale. La figure 5.4 présente un exemple d'une formation d'un copeau continu. Lorsqu'il y a engorgement de copeau, l'espace nécessaire à la formation du copeau est réduit. Par conséquent, le copeau se replie sur lui-même et augmente la surface de contact sur la face d'attaque. Une augmentation de la force générée sur l'outil est alors observée. Lors des essais expérimentaux, cet engorgement est observé pour les configurations de 46 et 52 mm de diamètre. On peut examiner cet engorgement à la figure 5.5.

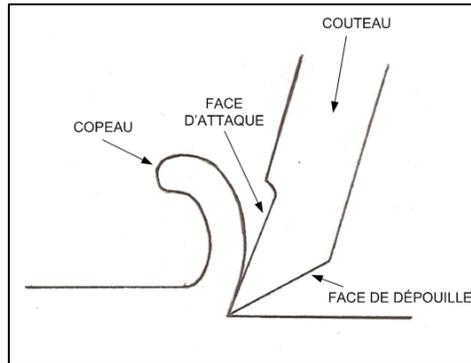


Figure 5.4 Formation d'un copeau



Figure 5.5 Engorgement des copeaux suite à un alésage avec l'ADV au diamètre de 52 mm

En théorie, on peut s'attendre à ce que la résultante en moment augmente lorsque le diamètre de l'outil augmente. En effet, le moment est égal à la somme des forces générées sur la surface des copeaux multipliés par leur distance par rapport au centre de l'outil. Dans le cas de l'ADV, on remarque une diminution du moment généré par l'augmentation du rayon. De ce fait, si le moment diminue et que la distance augmente, il faut absolument que la force soit réduite. Il y a plusieurs hypothèses qui peuvent être émises. La plus plausible s'explique par l'efficacité de l'évacuation des copeaux. En évitant l'engorgement des copeaux, on diminue la force exercée sur les copeaux et par conséquent, le moment généré. Effectivement, lors des essais expérimentaux, des engorgements des copeaux dans les configurations de 46 et de

52 mm sont observés (figure 5.5). Si l'engorgement des copeaux devenait un ennui, il faudrait dans ce cas penser à modifier les lames et les mors pour favoriser davantage l'évacuation des copeaux.

Comme pour la force dans l'axe Z, le comportement des alésoirs conventionnels ne démontre aucune tendance en fonction du diamètre. On observe un faible moment pour l'alésoir de 52 mm (0,77 Nm) et des moments deux fois plus élevés pour les alésoirs de 46 et 60mm. Les résultats obtenus pour les diamètres de 46 et de 60 mm n'ont aucune différence significative (1,54 et 1,56 Nm). Pour la comparaison entre l'alésoir conventionnel et l'ADV à 46 mm, l'ADV réduit le couple de 0,22 Nm. Elle représente une diminution significative de 14,3%. Pour les alésoirs de 60 mm, la réduction est de 0,55 Nm, ce qui représente une diminution de 35,3%. Dans les deux cas, l'ADV démontre que le couple généré est moins élevé que ceux produits par les alésoirs conventionnels. Cette réduction signifie que les couteaux de l'ADV semblent mieux travailler et être plus efficaces. Par contre, les résultats des alésoirs à un diamètre de 52 mm démontrent le contraire. L'alésoir conventionnel semble mieux fonctionner que l'ADV. Il est important de noter que même s'il y a une différence significative entre les alésoirs, on peut se demander si une différence de l'ordre de 0,55 Nm peut réellement être ressentie par l'utilisateur. En plus, un couple de 1,56 Nm représente environ 14% de la capacité de la perceuse (11,3 Nm). Par conséquent, ces différences de couples observés peuvent être considérées très faibles comparativement à ce qui peut être observé lors d'une chirurgie.

En dernière analyse, les résultats présentés à la figure 4.54 et à la figure 4.56 démontrent que le comportement de la force et du couple selon la distance à parcourir de l'ADV est similaire aux alésoirs conventionnels. Ainsi, les habiletés acquises par les chirurgiens avec l'utilisation des alésoirs conventionnels ne seront pas altérées. Ceci représente un grand avantage pour l'ADV.

## CONCLUSION

Le vieillissement de la population depuis les dernières années a augmenté significativement. Ce vieillissement se reflète dans une étude divulguée par l'ICIS qui démontre qu'entre 1996 et 2006, une augmentation de 101% du nombre d'arthroplasties totales de la hanche a été observée (Institut canadien d'information sur la santé, 2009). De ce fait, en 2006, 24 253 arthroplasties de la hanche ont été réalisées au Canada, à l'exception du Québec. Ce nombre d'interventions implique des coûts estimés à 463 millions de dollars canadiens (19 100 \$ par intervention) (Coyle D, 2008). Certaines problématiques sont reliées à cette intervention. Les coûts de cette intervention sont en partie dédiés à la manutention et à la stérilisation des outils utilisés. La préparation du bassin est l'une des étapes qui requièrent le plus d'outils. Pour remédier à ces coûts, un tout nouveau concept d'alésoir à diamètre variable a été proposé par Jean-Sébastien Mérette. Ainsi, pour raffiner et valider la conception proposée, le projet de ce mémoire se reposait sur quatre objectifs. Le premier était de proposer un système de coupe capable de réduire les efforts de coupe et d'augmenter la qualité de coupe. Le second objectif était de concevoir un prototype fonctionnel de l'ADV pour vérifier ses performances. Le troisième fut de comparer les performances de l'ADV avec ceux des alésoirs conventionnels. Le dernier objectif était de finaliser la conception de l'ADV afin d'en faire un outil complètement fonctionnel, ergonomique et facilement démontable et assemblable pour la stérilisation et la manipulation. La conception du système de coupe et du prototype fonctionnel de l'ADV a permis de comparer les performances de l'ADV avec ceux des alésoirs conventionnels.

Les résultats ont démontré que l'ADV procure une qualité de surface doublement supérieure aux alésoirs conventionnels. Plus précisément, il procure une ondulation deux fois plus petite et également mieux répartie sur la totalité de la surface alésée. De ce fait, ces résultats nous permettent d'émettre l'hypothèse que l'ADV pourrait assurer une meilleure ostéo-intégration de la prothèse en augmentant la congruence entre la prothèse et la cavité. De plus, on peut également émettre l'hypothèse que cette augmentation procure une meilleure stabilité initiale et à long terme de la prothèse. Il serait intéressant de vérifier ces hypothèses dans des

recherches futures. Les forces et couples générés lors des essais expérimentaux ont démontré que l'efficacité de coupe de l'ADV était supérieure aux alésoirs conventionnels à l'exception de la configuration de 52 mm de diamètre. Également le comportement selon la distance à parcourir démontre une similarité entre les deux types d'alésoir. En résumé, l'ADV procure une meilleure qualité de coupe tout en ayant un comportement similaire à l'alésoir conventionnel. Ainsi, les habiletés acquises par les chirurgiens avec l'utilisation des alésoirs conventionnels ne seront pas compromises.

Les objectifs de conception préétablis dans la méthodologie demandaient des efforts d'ingénierie importants. La majorité de ces objectifs ont été atteints. L'ADV a été conçu avec des dimensions similaires aux alésoirs conventionnels. Par l'optimisation des dimensions, le poids de l'ADV est également minimisé. La fabrication du prototype conceptuel a permis de valider l'efficacité du système d'assemblage et désassemblage de l'ADV. L'assemblage prend entre 50 à 60 secondes et le désassemblage entre 25 et 35 secondes. L'objectif d'avoir un système d'ajustement de 1 mm sur le diamètre a été également atteint. La conception a également été conçue en vue de la fabrication par usinage traditionnel, ce qui réduit les coûts de production. L'introduction de la connexion rapide pour la perceuse a également été dessinée. Le système de désengagement de la jonction perceuse et en concevant les pièces sans arête tranchante, à l'exception du système de coupe, permet à l'ADV d'être sécuritaire autant pour l'utilisateur que pour les tissus environnants du patient. Pour finir, la fabrication du prototype fonctionnel et les essais expérimentaux ont démontré l'efficacité du système de coupe tout en démontrant sa résistance mécanique.

Par contre, il est important de noter que certaines composantes de l'ADV restent encore à être raffinées. Par exemple, la validation du système de serrage n'a pas pu être approuvée à l'aide du prototype conceptuel. La fabrication de la poignée de serrage par prototypage rapide ne permettait pas d'y donner une rigidité adéquate pour être fonctionnel. De plus, la fabrication du prototype fonctionnel a permis de cibler certaines erreurs de conception au niveau des lames et des mors. La conception des lames et des mors ne permet pas aux lames

Z d'être stable au dessus de 62 mm de diamètre. Certaines modifications pourraient être envisagées pour optimiser la stabilité de ces lames au dessus de 62 mm de diamètre.

Finalement, les principaux objectifs de ce travail sont atteints. Un système de coupe a été conçu pour l'ADV. Un prototype fonctionnel a été conçu et fabriqué. Ses performances ont également été comparées à celles des alésoirs conventionnels. L'ensemble de la conception de l'ADV est finalisé et éprouvé par un prototype conceptuel. De plus, les résultats démontrent un intérêt accru à continuer la recherche et la conception de l'ADV. L'avenir du projet réside dans l'optimisation de la conception et d'éventuels essais cliniques. L'ADV est un alésoir qui permettra de satisfaire trois clients cibles. Bien sûr, le patient est l'un de ces principaux bénéficiaires. Comme mentionné précédemment, les résultats d'alésage permettent d'émettre l'hypothèse que l'alésage de l'acétabulum à l'aide de l'ADV permettra une meilleure ostéo-intégration de la prothèse en augmentant la congruence entre la cavité alésée et la surface de la prothèse. En plus, le fait de ne pas faire d'entrées et de sorties pour ajuster le diamètre peut diminuer les risques d'infection. Le fait de remplacer la totalité des alésoirs acétabulaires par un outil pourra vraisemblablement réduire les coûts de manutention et de stérilisation et d'augmenter l'espace de travail au service hospitalier. Enfin, l'ADV facilitera le travail de l'orthopédiste et réduira les risques d'erreurs humaines.



## RECOMMANDATIONS

Au niveau de la conception de l'ADV, certaines recommandations peuvent être émises. La première est de modifier la géométrie des lames et des mors en V pour optimiser et faciliter l'assemblage (figure 5.2). En plus d'optimiser et de faciliter l'assemblage, cette modification permettrait d'augmenter la stabilité des lames et ainsi, leur précision. La seconde recommandation concerne la conception de la poignée de serrage. Cette poignée pourrait être modifiée de façon à optimiser le serrage et faciliter la fabrication. Elle pourrait également être remplacée par une bague similaire à la bague de la connexion rapide. Il suffirait de la faire pivoter de  $180^\circ$  autour de l'axe de l'outil pour augmenter ou relâcher la pression exercée sur la serre. Avec les années, la technique chirurgicale minimalement invasive est de plus en plus utilisée. De ce fait, une autre version de l'ADV pourrait être conçue pour combler cette demande. Il faudrait pour cela envisager la conception d'un ADV ayant un embout désaxé.

Pour finaliser la conception et avoir un outil complètement fonctionnel, il faudrait développer l'afficheur numérique. La conception et l'optimisation de cette composante pourraient être proposées comme projet de fin d'études pour un étudiant en génie électrique.

Pour évaluer le risque de bris ou de mal fonctionnement du système d'assemblage et de désassemblage, il serait intéressant de faire une analyse de risque lorsque la conception de l'ADV sera complètement finalisée.

Pour valider l'hypothèse qu'une surface creuse hémisphérique ayant une ondulation uniformément répartie procure une meilleure impaction de la prothèse, des essais de biomécanique comparatifs d'impaction et d'extraction pourraient s'avérer intéressants.

Lors de la chirurgie, la majorité des chirurgiens effectue des mouvements de va et vient pour réduire l'ondulation de surface de la cavité. Il faudrait éventuellement vérifier si ces

mouvements peuvent créer un ellipsoïde de l'équateur et ainsi réduire la qualité d'impaction de la prothèse. Si c'est le cas, les résultats de ce travail présenteront davantage d'intérêt.

À la suite des modifications et aux éventuelles demandes de soumission pour la fabrication du prototype complet de l'ADV, une étude de  $\frac{1}{2}$  vie de la tête de l'outil permettrait d'estimer les coûts d'utilisation de l'ADV. Cette étude pourrait quantifier l'intérêt de commercialiser l'ADV.

# ANNEXE I

## FICHES TECHNIQUES INSTRUMENTS



	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 9071-XXXX Blades	
Series 4 Reciprocating Saw .....	5067-003
Pneumatic	
Stainless Steel	
Required:	
Lubrication: No	
Pressure: 100psi	
Speed:	
Operating: 17,000	
Use 9062-XXXX Reciprocation Saw Blades	
Series 4 Trauma Drill .....	5067-004
Pneumatic	
Zimmer/A/O Collet	
Stainless Steel	
Required:	
Lubrication: No	
Power: 100psi	
Speed:	
Drill: 750rpm	
Screw: 250rpm	
Torque:	
Drill: 35in.-lbs	
Screw: 18-22in.-lbs	



## ANNEXE II

### PROTOCOLE POUR ESTIMER LE NOMBRE D'ÉCHANTILLONS

**Outil de calcul :** Logiciel STATISTICA V 7.1

Cette section présente la méthode utilisée pour le protocole pour estimer le nombre d'échantillons nécessaires pour la comparaison des deux types d'alésoir. Ce protocole est nécessaire dans l'objectif d'effectuer une analyse de comparaison entre deux groupes de résultats à la suite de la numérisation des cavités hémisphériques alésées par les alésoirs. Il est important de souligner qu'une étude préliminaire est nécessaire pour effectuer ces calculs. L'étude préliminaire permet d'estimer l'écart-type de la population et la moyenne de chacun des groupes (alésoir conventionnel et ADV). La moyenne d'ondulation pour l'alésoir conventionnel est de 0,19 mm et pour l'ADV est de 0,16 mm. L'écart-type de l'ensemble des résultats est arrondi à 0,01 mm. Ces valeurs sont insérées dans un t-test avec deux moyennes et des échantillons indépendants. Voici les étapes à suivre :

1. Ouvrir le logiciel **STATISTICA**;
2. Sélectionner **Statistics** → **Power Analysis**;

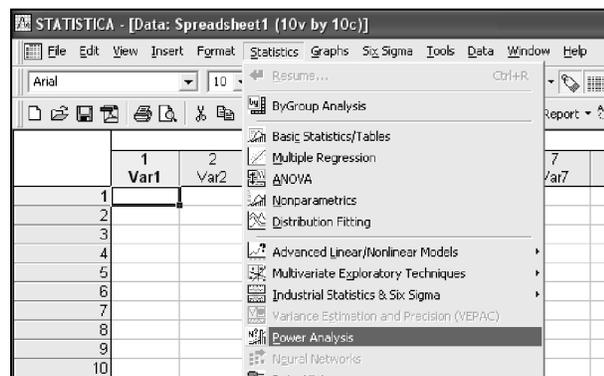


Figure-A II-I 2<sup>e</sup> étape – estimation du nombre d'échantillon

3. Sélectionner **Sample Size Calculation** → **Two Means, t-Test, Ind. Samples** et appuyer sur **OK**;

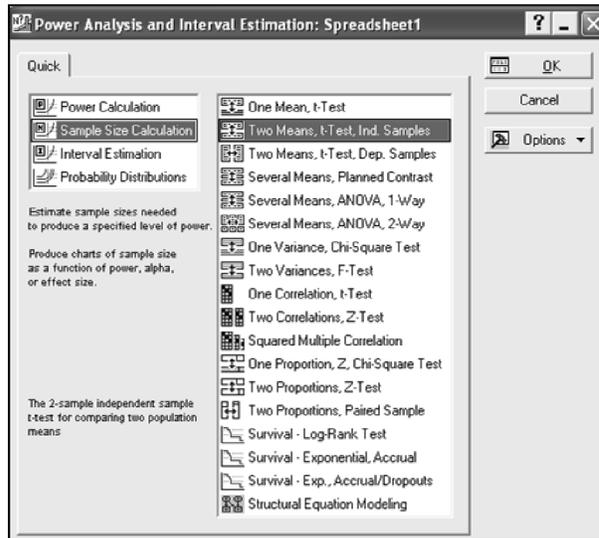


Figure-A II-II 3<sup>e</sup> étape – estimation du nombre d'échantillon

4. Remplir la fenêtre **Independent Sample t-Test** avec les données recueillies dans l'étude préliminaire;

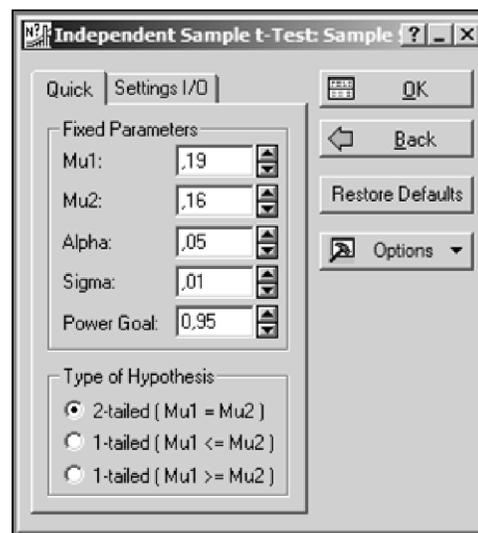


Figure-A II-III 4<sup>e</sup> étape – estimation du nombre d'échantillon

Où :

- Mu1 est égale à 0,19;
- Mu2 est égale à 0,16;
- Alpha ( $\alpha$ ) c'est l'erreur de type 1, soit de 1 - l'intervalle de confiance qui est de 0,05;
- Sigma ( $\sigma$ ) est égal à 0,01;
- Power Goal représente l'intervalle de confiance désiré de 95%.

5. Il faut déterminer le type d'hypothèse. Dans cette étude, l'hypothèse est que la moyenne de l'alésoir conventionnel est égal à l'alésoir à diamètre variable (2-tailed :  $\mu_1 = \mu_2$ ). Ceci permet de déterminer si les valeurs de l'alésoir conventionnel se situent à l'intérieur des limites de la boîte à moustache de l'alésoir à diamètre variable ( $\pm 2\sigma$  : 95% d'intervalle de confiance),

6. Après avoir cliqué sur **OK**, dans la fenêtre suivante, sélectionner **Calculate N**;

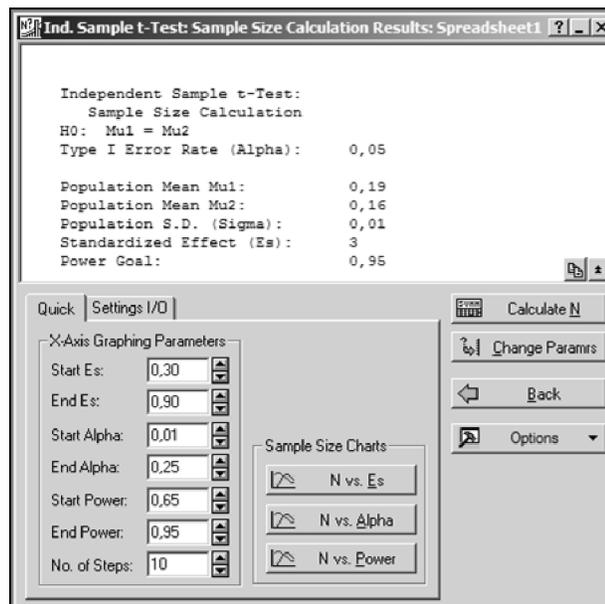


Figure-A II-IV 6<sup>e</sup> étape – estimation du nombre d'échantillon

- Il est possible de déterminer avec cette analyse que les deux groupes doivent effectuer un minimum de 5 échantillons pour chacune des combinaisons.

	Value				
Population Mean Mu1	0.1900				
Population Mean Mu2	0.1600				
Population S.D. (Sigma)	0.0100				
Standardized Effect (Es)	3.0000				
Type I Error Rate (Alpha)	0.0500				
Critical Value of t	2.3060				
Power Goal	0.9500				
Actual Power for Required N	0.9847				
Required N (per group)	5.0000				

Figure-A II-V Résultats – estimation du nombre d'échantillon

## ANNEXE III

### PROCÉDURE D'ANALYSE DE LA SURFACE ALÉSÉE

#### 1. Insertion du fichier STL dans le logiciel CATIA V5 R18

- ✓ Créer un fichier Part et le nommer selon le Protocole d'identification.
- ✓ Aller dans le module Usinage et l'atelier STL Prototypage Rapide
- ✓ Importer le fichier STL à l'aide de l'icône Importer 
  1. Sélectionner le fichier Stl à analyser
  2. Choisir le format Stl
  3. Cocher groupés
  4. Facteur d'échelle = 1,000
  5. Unité du fichier = mm
  6. Cliquer sur Appliquer

#### 2. Positionnement du maillage

- ✓ Aller dans le module Forme et l'atelier Digitized Shape Editor
- ✓ Sélectionner les points de la surface à positionner à l'aide de l'icône Activer 
  1. Mode de sélection : Trappe
  2. Type de trappe : Polygone
  3. Partie sélectionnée : Intérieur de la trappe
  4. Créer la trappe sur la surface à positionner
  5. Cliquer sur Appliquer
- ✓ Sélectionner l'icône Aligner au plus juste 
  1. Choisir le nuage de points
  2. Choisir le plan de référence  
exemple : pour la surface du dessus, sélectionner le plan XY
  3. Cliquer sur appliquer
- ✓ Supprimer le premier nuage de points
- ✓ Réafficher le nuage de points au complet
  1. Cliquer sur l'icône Activer
  2. Cliquer sur Tout réactiver
  3. Cliquer sur appliquer
- ✓ Répéter les 4 étapes précédentes pour les deux autres plans (XZ et YZ)

#### 3. Création d'un plan de découpage

- ✓ Aller dans le module Conception Mécanique et l'atelier Part Design
- ✓ Créer un plan parallèle au plan XY d'une distance de 2mm
  1. Cliquer sur l'icône Plan 

2. Choisir Décalé comme Type de plan
3. Choisir le plan XY comme référence
4. Mettre 2mm comme valeur de décalage
5. Cliquer sur OK

#### 4. Suppression des points en trop

- ✓ Aller dans le module Forme et l'atelier Digitized Shape Editor
- ✓ Sélectionner l'icône Couper/Séparer 
  1. Choisir le nuage de point comme Élément à couper/séparer
  2. Choisir le plan créé à l'étape précédente comme Élément de référence
  3. Projection : Normale
  4. Opération : Aperçu et Séparer
  5. Résultat : Garder l'originale et Distinct
  6. Cliquer sur appliquer
  7. Cliquer sur OK
- ✓ Supprimer les maillages inutiles et garder seulement la demi-sphère

#### 5. Création de la sphère

- ✓ Aller dans le module Forme et dans l'atelier Quick Surface Reconstruction
- ✓ Cliquer sur l'icône Formes Canoniques 
- ✓ Choisir la forme Sphère
- ✓ Sélectionner le nuage de points
- ✓ Cliquer sur Plus
- ✓ Cliquer sur Appliquer
- ✓ Prendre en note l'erreur moyenne et l'écart type
- ✓ Cliquer sur OK
- ✓ Clic droit sur la sphère et sélectionner Cacher/Afficher 

#### 6. Analyse de la surface

- ✓ Toujours dans le même module et atelier, cliquer sur l'icône Analyse de la déviation 
- ✓ Choisir la sphère créée à l'étape précédente comme référence
- ✓ Choisir le nuage de points comme A mesurer
- ✓ Choisir comme précision : 0,01mm
- ✓ Cocher Texture comme affichage
- ✓ Cliquer sur Appliquer
- ✓ Cliquer droit sur l'échelle de couleur et choisir Modifier le nombre de couleurs
- ✓ Mettre 10 dans les deux cases (positives et négatives)

- ✓ Cliquer droit sur l'échelle de couleur et aller dans Afficher et cocher les options suivantes : Résultats, Statistiques et Histogramme
- ✓ Double cliquer sur la valeur maximale de l'échelle
- ✓ Mettre 0.3mm comme Valeur
- ✓ Cocher Recalculer les valeurs intermédiaires
- ✓ Cliquer sur fermer
- ✓ Double cliquer sur la valeur minimale de l'échelle
- ✓ Mettre 0.2mm comme Valeur
- ✓ Cocher Recalculer les valeurs intermédiaires
- ✓ Cliquer sur fermer

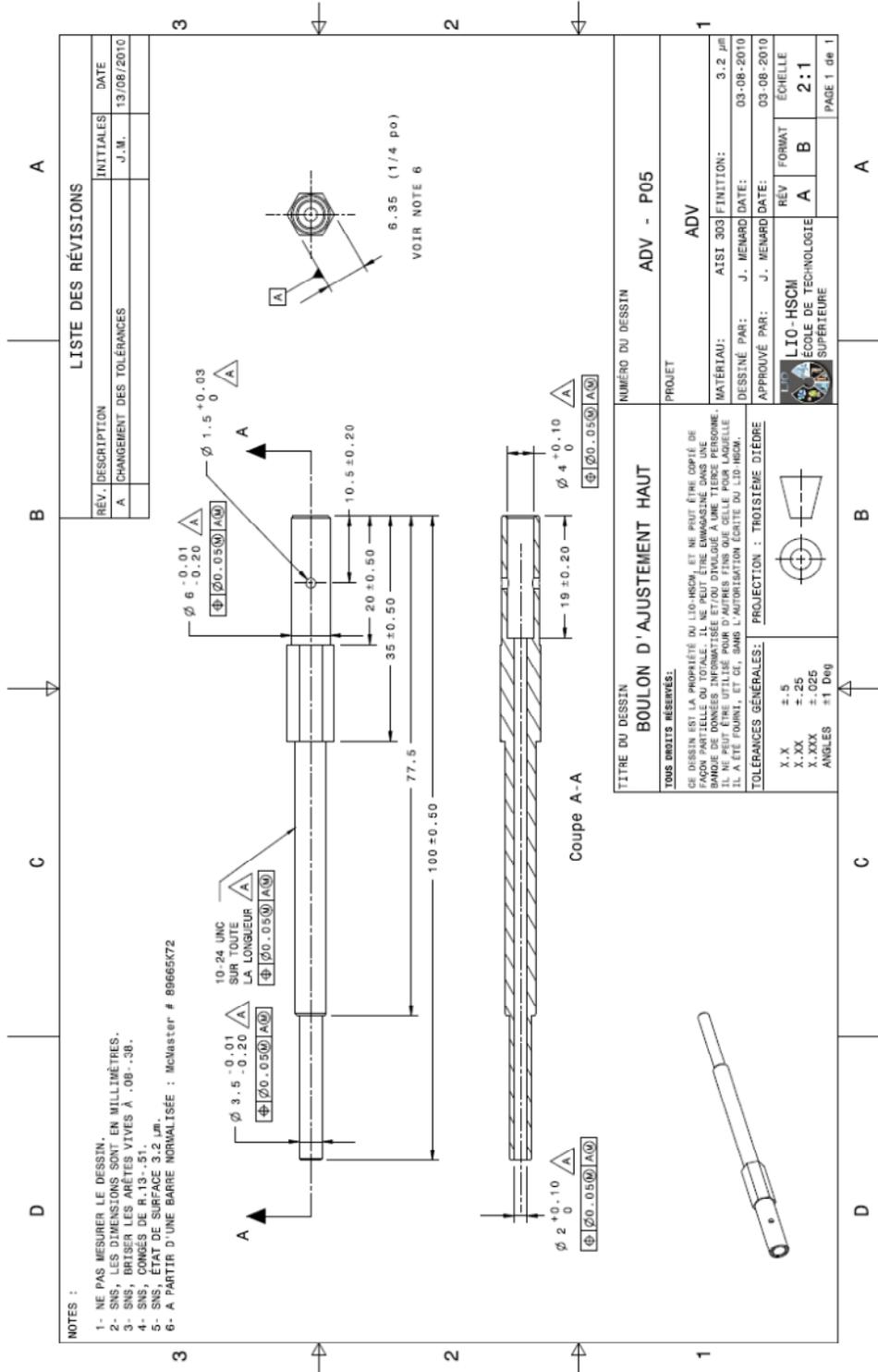
#### **7. Sauvegarde de l'analyse**

- ✓ Enregistrer l'analyse selon le protocole d'identification.



**ANNEXE IV**

**DESSINS ET FICHES TECHNIQUES  
PROTOTYPE CONCEPTUEL (ADV)**



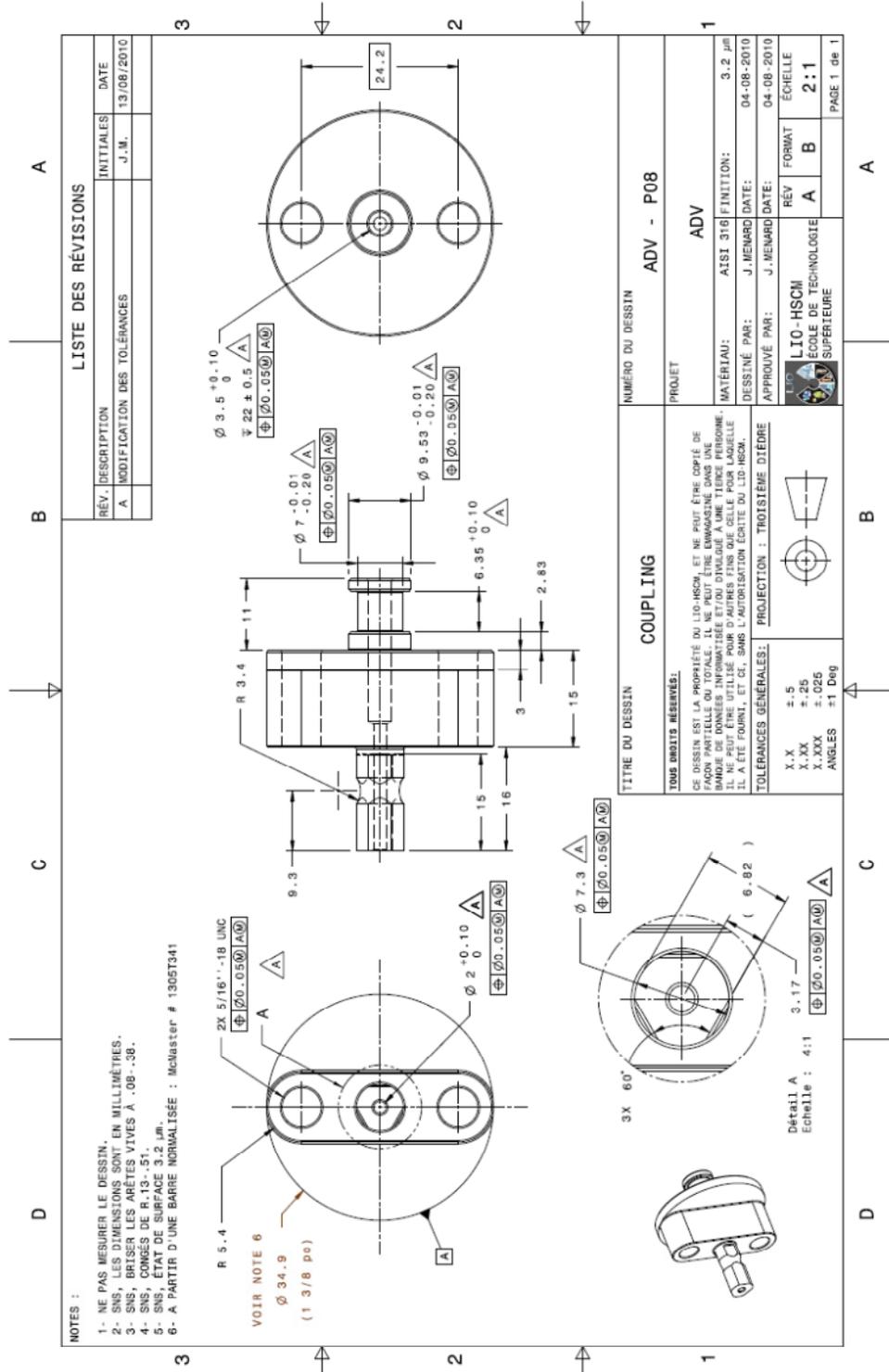
LISTE DES RÉVISIONS

REV.	DESCRIPTION	INITIALES	DATE
A	CHANGEMENT DES TOLÉRANCES	J.M.	13/08/2010

NOTES :

- 1- NE PAS MESURER LE DESSIN.
- 2- SNS : LES DIMENSIONS SONT EN MILLIMÈTRES.
- 3- SNS : BRISER LES ARÊTES VIVES À .08-.38.
- 4- SNS : CONGES DE R.13-.51.
- 5- SNS : ÉTAT DE SURFACE 3.2 μm.
- 6- A PARTIR D'UNE BARRÉ NORMALISÉE : McMaster # 89665K72

TITRE DU DESSIN <b>BOULON D'AJUSTEMENT HAUT</b>	NUMÉRO DU DESSIN ADV - P05
TOUS DROITS RÉSERVÉS. CE DESSIN EST LA PROPRIÉTÉ DE L'ID-HSCM ET NE PEUT ÊTRE COPIÉ NI FAÇON PARTIELLE NI TOTALE. IL NE PEUT ÊTRE EMBAISSÉ DANS UNE BANDE DE DONNÉES INFORMATISÉE ET/OU D'IMAGÉRIE À UNE TIÈRE PERSONNE. IL NE PEUT ÊTRE UTILISÉ POUR D'AUTRES FINS QUE CELLE POUR LAQUELLE IL A ÉTÉ FOURNI, ET CE, SANS L'AUTORISATION ÉCRITE DE L'ID-HSCM.	PROJET ADV
TOLERANCES GÉNÉRALES: X.X ±.5 X.XX ±.25 X.XXX ±.025 ANGLES ±1 Deg	MATÉRIAU: AIST 303 FINITION: 3.2 μm DESSINÉ PAR: J. MENARD DATE: 03-08-2010
PROJECTION : TROISIÈME DIÈDRE	APPROUVÉ PAR: J. MENARD DATE: 03-08-2010
	REV. FORMAT A B ECHAELLE 2:1
	PAGE 1 DE 1



NOTES :

- 1- NE PAS MESURER LE DESSIN.
- 2- SNS, LES DIMENSIONS SONT EN MILLIMETRES.
- 3- SNS, BRISER LES ARÊTES VIVES A .08-.38.
- 4- SNS, CONGES DE R.13-.51.
- 5- SNS, ÉTAT DE SURFACE 3.2 µm.
- 6- A PARTIR D'UNE BARRE NORMALISÉE : McMaster # 1305T341

LISTE DES RÉVISIONS

REV.	DESCRIPTION	INITIALES	DATE
A	MODIFICATION DES TOLERANCES	J.M.	13/08/2010

COUPLING

TITRE DU DESSIN	COUPLING	
NUMERO DU DESSIN	ADV - P08	
PROJET	ADV	
MATERIAU:	ALSI 316	
FINITION:	3.2 µm	
DESSINÉ PAR:	J. MENARD	
DATE:	04-08-2010	
APPROUVÉ PAR:	J. MENARD	
DATE:	04-08-2010	
REV	FORMAT	ECHELLE
A	B	2:1
L10-HSCM ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE		
PAGE 1 de 1		

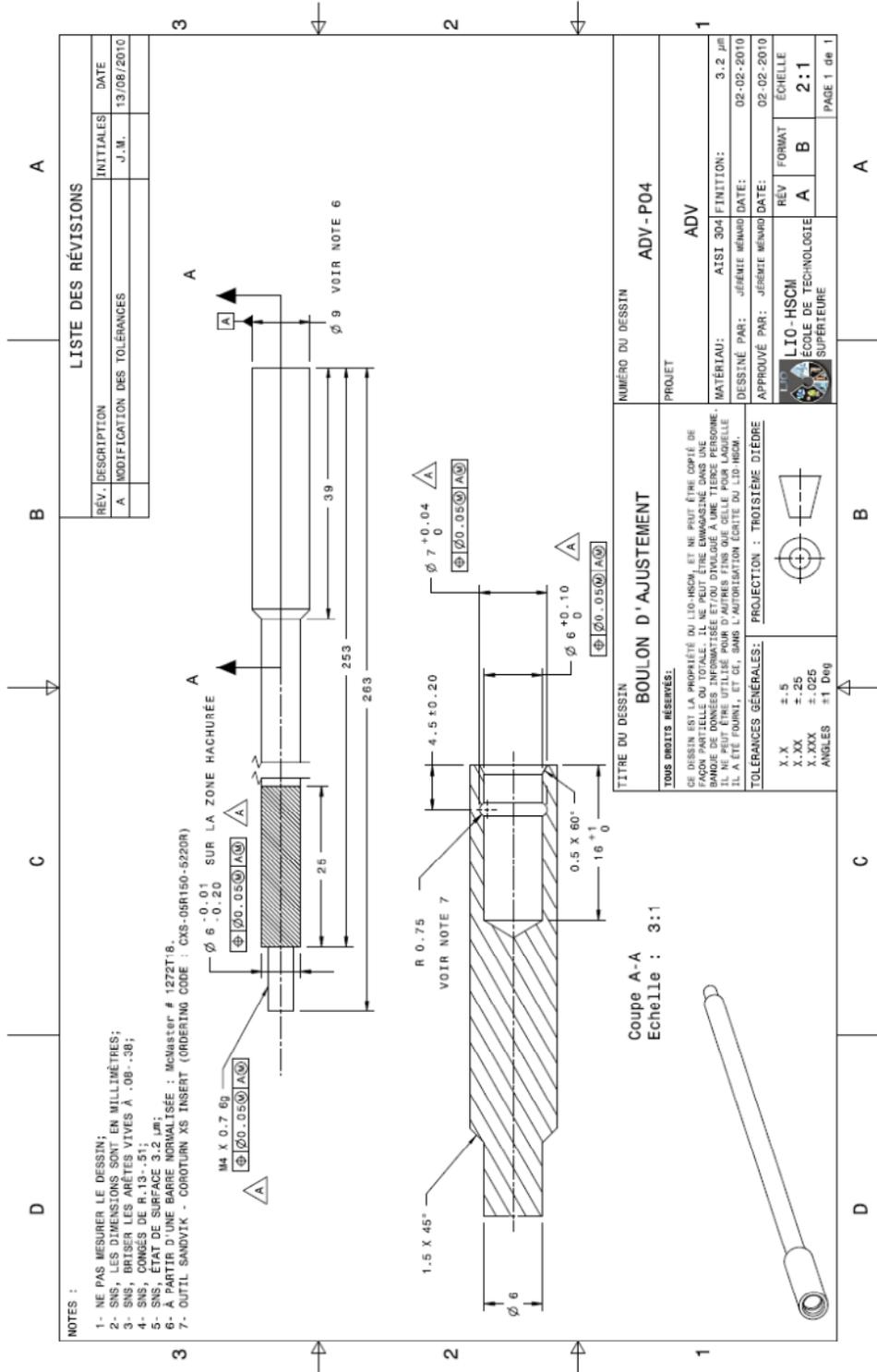
TOUS DROITS RÉSERVÉS.  
 CE DESSIN EST LA PROPRIÉTÉ DU LIQ-HSCM ET NE PEUT ÊTRE COPIÉ DE  
 FACON PARTIELLE OU TOTALE. IL NE PEUT ÊTRE ENMAQUINÉ SANS UNE  
 BANDE DE DONNÉES INFORMATISÉE ET/OU D'VALUÉ À UNE TERCÉ PERSONNE.  
 IL NE PEUT ÊTRE UTILISÉ POUR D'AUTRES FINS QUE CELLE POUR LAQUELLE  
 IL A ÉTÉ FOURNI, ET CE, SANS L'AUTORISATION ÉCRITE DU LIQ-HSCM.

TOLERANCES GÉNÉRALES:

X.X	±.5
X.XX	±.25
X.XXX	±.025
ANGLES	±1 Deg

PROJECTION : TROISISTÈME DIÈDRE

Détail A  
 Echelle : 4:1



LISTE DES RÉVISIONS

REV.	DESCRIPTION	INITIALES	DATE
A	MODIFICATION DES TOLERANCES	J.M.	13/08/2010

- NOTES :
- 1- NE PAS MESURER LE DESSIN;
  - 2- SNS, LES DIMENSIONS SONT EN MILLIMÈTRES;
  - 3- SNS, BRISER LES ARÊTES VIVES À .08-.38;
  - 4- SNS, CONGES DE R.13-.51;
  - 5- SNS, ÉTAT DE SURFACE 3.2 µm;
  - 6- À PARTIR D'UNE BARRE NORMALISÉE : McMaster # 1272T18.
  - 7- OUTIL SANDVIK - COROTURN XS INSERT (ORDERING CODE : CXS-05R150-5220R)

NIMÉRO DU DESSIN <b>ADV - P04</b>							
PROJET <b>ADV</b>							
MATÉRIAU: <b>ALSI 304</b>	FINITION: <b>3.2 µm</b>						
DESSINÉ PAR: <b>JÉRÉMIE MÉRARD</b>	DATE: <b>02-02-2010</b>						
APPROUVÉ PAR: <b>JÉRÉMIE MÉRARD</b>	DATE: <b>02-02-2010</b>						
							
<table border="1"> <tr> <th>REV</th> <th>FORMAT</th> <th>ÉCHELLE</th> </tr> <tr> <td>A</td> <td>B</td> <td>2:1</td> </tr> </table>		REV	FORMAT	ÉCHELLE	A	B	2:1
REV	FORMAT	ÉCHELLE					
A	B	2:1					

TITRE DU DESSIN  
**BOULON D'AJUSTEMENT**

TOUS DROITS RÉSERVÉS.

CE DESSIN EST LA PROPRIÉTÉ DE L'IO-HSCM ET NE PEUT ÊTRE COPIÉ NI FAÇON PARTIELLE NI TOTALE. IL NE PEUT ÊTRE EMMAQUINÉ DANS UNE BANDE DE DONNÉES INFORMATISÉE ET/OU DITAGUÉE À UNE TIÈRE PERSONNELLE. IL NE PEUT ÊTRE UTILISÉ POUR D'AUTRES FINS QUE CELLE POUR LAQUELLE IL A ÉTÉ FOURNI, ET CE, SANS L'AUTORISATION ÉCRITE DE L'IO-HSCM.

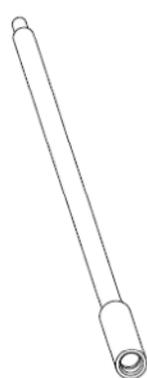
TOLERANCES GÉNÉRALES:

X.X	±.5
X.XX	±.25
X.XXX	±.025
ANGLES	±1 Deg

PROJECTION : TROISISÈME DIÈDRE



Coupe A-A  
Echelle : 3:1



## ANNEXE V

### DÉTAILS DE CALCUL

#### *Détails de calcul de serrage*

À l'aide de la formule à la page 178 du Machinery's handbook, édition 28, il est possible de calculer le couple de serrage (FR) nécessaire pour que le boulon puisse transmettre la force de 500 N (motion opposée à la charge  $Q$ ) (Oberg et al., 2008). Un schéma incluant les variables est présenté à la Figure-A V-I.

$$F = Q \times \frac{p + 6.2832\mu r}{6.2832r - \mu p} \times \frac{r}{R}$$

Où :  $F$  = force appliquée au bout de la clé  
 $R$  = longueur de la clé  
 $r$  = rayon du pas (*pitch*) =  $10.95 \times 10^{-3}$  m  
 $\mu$  = coefficient de friction = 0.8 (métal sur métal)  
 $p$  = pas du filet = 0.003 m  
 $Q$  = charge axiale = 500 N  
 $FR$  = moment de torsion

$$FR = 500N \times \frac{0.003 + 6.2832 \times 0.8 \times 10.95 \times 10^{-3}}{6.2832 \times 10.95 \times 10^{-3} - 0.8 \times 0.003} \times 10.95 \times 10^{-3} m = \boxed{4.79 Nm}$$

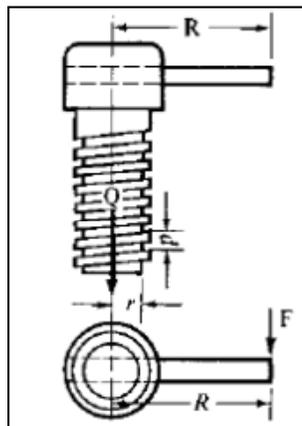


Figure-A V-I Transmission des forces – vis  
Tirée du Machinery's Handbook (édition 8, p.178)

**Détails de calcul – Lame A**

$$F (N) = \frac{\text{Couple de la perceuse (Nm)}}{\text{distance de l'axe centrale à la zone critique (m)}}$$

$$F = \frac{11.3Nm}{0.0274m} = \boxed{206.205N}$$

**Détails de calcul –Lame Z**

$$F (N) = \frac{\text{Couple de la perceuse (Nm)}}{\text{distance de l'axe centrale à la zone critique (m)}}$$

$$F = \frac{11.3Nm}{0.0124m} = \boxed{455.65N}$$

**Détails de calcul – Lame centrale****Couteau no 1**

Équation générale du moment :

$$M = F \cdot d$$

Trouvons la force transmise par la perceuse appliquée à l'extrémité de la lame :

$$F = \frac{M}{d} = \frac{11,3Nm}{0,011606m} = 973,63N$$

On pose l'hypothèse qu'il y a au moins deux lames d'appuyées sur la surface coupée, ainsi, la force de 973,63 N est divisée par deux :

$$\frac{1}{2} \cdot F = \frac{1}{2} \cdot 973,63 = 486,82N$$

Note technique : Cette hypothèse se base sur le fait que l'axe central de l'ADV est libre de bouger dans le plan X-Y (Axe Z est l'axe central de l'ADV) et dans ce cas, il doit y avoir un minimum de 2 lames en contact avec le matériau (os ou mousse de polyuréthane) pour que celle-ci soit fixe dans l'espace (stabilité statique).

**Couteau no 4**

De la même façon que pour la lame no 1, on calcule la force transmise sur la face d'attaque de la lame no 4 :

Équation générale du moment :

$$M = F \cdot d$$

Trouvons la force transmise par la perceuse appliquée à l'extrémité de la lame :

$$F = \frac{M}{d} = \frac{11,3Nm}{0,011621m} = 972,38N$$

On pose l'hypothèse qu'il y a au moins deux lames d'appuyées sur la surface coupée, ainsi, la force de 972,38N est divisée par deux :

$$\frac{1}{2} \cdot F = \frac{1}{2} \cdot 972,38 = 486,19N$$

### ***Détails de calcul - mors***

Données :

- Angle de la surface par rapport la l'axe central = 10°
- Force de serrage = 500 N
- Nombre de mors = 4
- Aire de la surface de contact par mors = 423.593 mm<sup>2</sup>

$$P = \frac{\left(500 N / \sin 10^\circ\right)}{4 * 423.593 mm^2} = 1.699 MPa$$

### ***Détails de calcul - croix***

Les calculs suivants expliquent la provenance de la charge générée par le couple de la perceuse :

Variables connues :

$$M = 11,3Nm$$

$$d = 10,51mm$$

M est le moment fourni par la perceuse et d est la distance entre l'axe de rotation de la croix avec le centre de la queue d'aronde. Sachant qu'il y a 4 queues d'arondes, on divise le moment M par 4 :

$$\frac{1}{4}M = \frac{1}{4}11,3Nm$$

$$\frac{1}{4}M = 2,825Nm \cdot \frac{1000mm}{1m}$$

$$\frac{1}{4}M = 2825Nmm$$

Ensuite, trouvons la force F :

$$\frac{1}{4}M = F \cdot d$$

$$2825Nmm = F \cdot 10,51mm$$

$$F = \frac{2825Nmm}{10,51mm} = 268,79N$$

**ANNEXE VI**

**DESSINS ET FICHES TECHNIQUES  
PROTOTYPE FONCTIONNEL (ADV-CNC)**



D	C	B	A
LISTE DES RÉVISIONS			
RÉV.	DESCRIPTION	INITIALES	DATE
A	CHANGEMENT GLOBAL	L.B.	15/02/2010

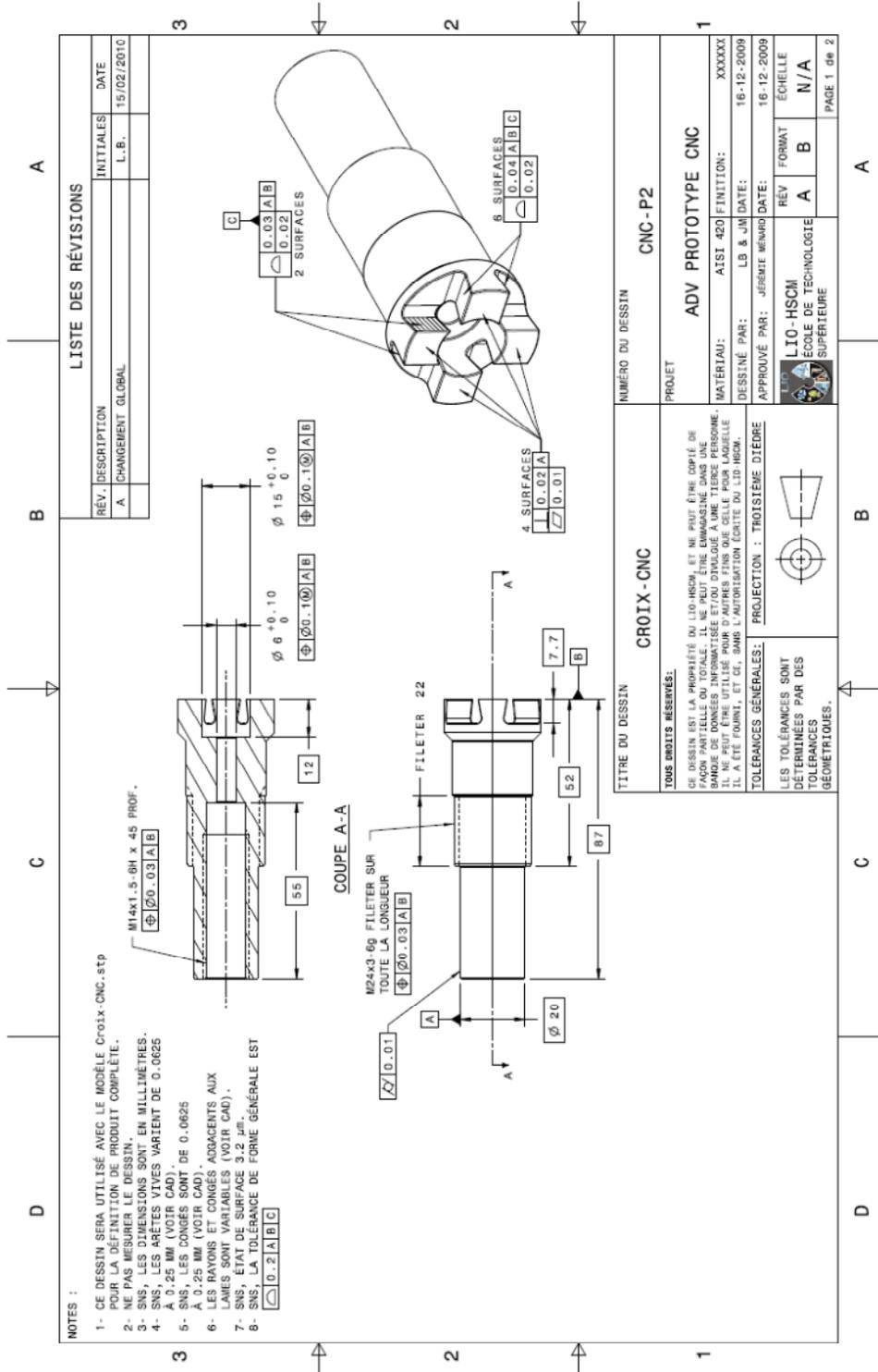
**DÉTAILS DU TRAITEMENT THERMIQUE :**

- 1- POUR ÉVITER LA CONTAMINATION, TOUTES LES PARTIES ET LES INSTALLATIONS DE TRAITEMENT THERMIQUE DOIVENT ÊTRE NETTOYÉES À FOND AVANT QU'ELLES NE SOIENT PLACÉES DANS LE FOUR. LE NETTOYAGE APPROPRIÉ EST PARTICULIÈREMENT IMPORTANT QUAND LE TRAITEMENT THERMIQUE DOIT ÊTRE EXÉCUTÉ DANS UNE ATMOSPHÈRE PROTECTRICE. LA GRAISSE, L'HUILE ET MÊME DES LIGNES FAITES PAR UN CRAYON À PAPIER ORDINAIRE PEUVENT CAUSER DE LA CORROSION.
- 2- LA PIÈCE DOIT AVOIR UN RECUIT COMPLET À 885°C (1625°F) POUR QUE SA SOUPLESE SOIT MAXIMISÉE.
- 3- PAR LA SUITE, UN REFOUILLISSEMENT CONTINU À 15-25°C/H (27-45°F/H) DANS UN FOUR JUSQU'À UNE TEMPÉRATURE DE 595°C (1100°F) EST NÉCESSAIRE. ENSUITE, LA PIÈCE PEUT ÊTRE REFOUILLISSEMENT À LA TEMPÉRATURE AMBIANTE.
- 4- AUSTÉNITISATION À 1065°C (1950°F) DURANT 90 MIN. POUR UNE RÉSISTANCE MAXIMALE DE CORROSION.
- 5- POUR GARANTIR UN MAXIMUM DE TÉNACITÉ, LE REVENU DOIT ÊTRE EFFECTUÉ À 288°C (550°F).

**USINER LA PIÈCE À PARTIR DE L'ÉTAT ANNEALED.  
AUCUN TRAITEMENT THERMIQUE NE S'APPLIQUE SUR CETTE PIÈCE. 16/02/2010**

<p>TITRE DU DESSIN : <b>SERRE - CNC</b></p> <p>NUMÉRO DU DESSIN : <b>CNC-P1</b></p> <p>TOUS DROITS RÉSERVÉS.</p> <p>CE DESSIN EST LA PROPRIÉTÉ DE L'ID-HSCM ET NE PEUT ÊTRE COPIÉ, REPRODUIT, NI ÊTRE COMMUNIQUÉ À UN TIERS SANS LAutorisation ÉCRITE DE L'ID-HSCM. IL NE PEUT ÊTRE ENMAGASINÉ SANS UNE BANDE DE DONNÉES INFORMATISÉES ET/OU D'IMPRIMERIE À UNE TIÈRE PERSONNELLE. IL NE PEUT ÊTRE UTILISÉ POUR D'AUTRES FINS QUE CELLE POUR LAQUELLE IL A ÉTÉ FOURNI, ET CE, SANS L'AUTORISATION ÉCRITE DE L'ID-HSCM.</p> <p>TOLÉRANCES GÉNÉRALES : PROJECTION : TROISISTÈME DIÈDRE</p> <p>LES TOLÉRANCES SONT DÉTERMINÉES PAR DES TOLÉRANCES GÉOMÉTRIQUES.</p>	<p>PROJET : <b>ALÉSOIR ACÉTABULAIRE À DIAMÈTRE VARIABLE</b></p> <p>MATÉRIAU : <b>ALSI 420</b> FINITION : <b>XXXXXX</b></p> <p>DESSINÉ PAR : <b>LB &amp; JM</b> DATE : <b>07-12-2009</b></p> <p>APPROUVÉ PAR : <b>JEROME MENARD</b> DATE : <b>17-12-2009</b></p> <p><b>LIO-HSCM</b> ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE</p> <p>REV. <b>A</b> FORMAT <b>B</b> ÉCHELLE <b>1:1</b></p> <p>PAGE 2 de 2</p>
--	---



LISTE DES RÉVISIONS

REV.	DESCRIPTION	INITIALES	DATE
A	CHANGEMENT GLOBAL	L.B.	15/02/2010

NOTES :

- 1- CE Dessin sera utilisé avec le modèle Croix-CNC.stp pour la définition de produit complète.
- 2- NE PAS MESURER LE Dessin.
- 3- SNS, LES DIMENSIONS SONT EN MILLIMÈTRES.
- 4- SNS, LES ARÊTES VIVES VARIENT DE 0.0625 A 0.25 MM (VOIR CAD).
- 5- SNS, LES CONGES SONT DE 0.0625 A 0.25 MM (VOIR CAD).
- 6- LES RAYONS ET CONGES ADJACENTS AUX LAMES SONT VARIABLES (VOIR CAD).
- 7- SNS, ETAT DE SURFACE 3.2 µm.
- 8- SNS, LA TOLÉRANCE DE FORME GÉNÉRALE EST

M14x1.5-6H x 45 PROF.  
 Ø 20.03 | A | B

Ø 15.00 ± 0.10  
 Ø 20.10 | A | B

Ø 20.01 ± 0.01  
 Ø 20.03 | A | B

Ø 20.01 ± 0.01  
 Ø 20.02 | A | B | C

Ø 20.02 ± 0.02  
 Ø 20.02 | A | B | C

COUPE A-A

M24x3-6g FILETER SUR TOUTE LA LONGUEUR  
 Ø 20.03 | A | B

FILETER 22

7.7

52

87

Ø 20

TITRE DU Dessin  
 CROIX - CNC

NUMERO DU Dessin  
 CNC-P2

PROJET  
 ADV PROTOTYPE CNC

MATERIAU: AISI 420 FINITION: XXXXXX

DESSINÉ PAR: LB & JM DATE: 16-12-2009

APPROUVÉ PAR: JESSEIT MENARD DATE: 16-12-2009

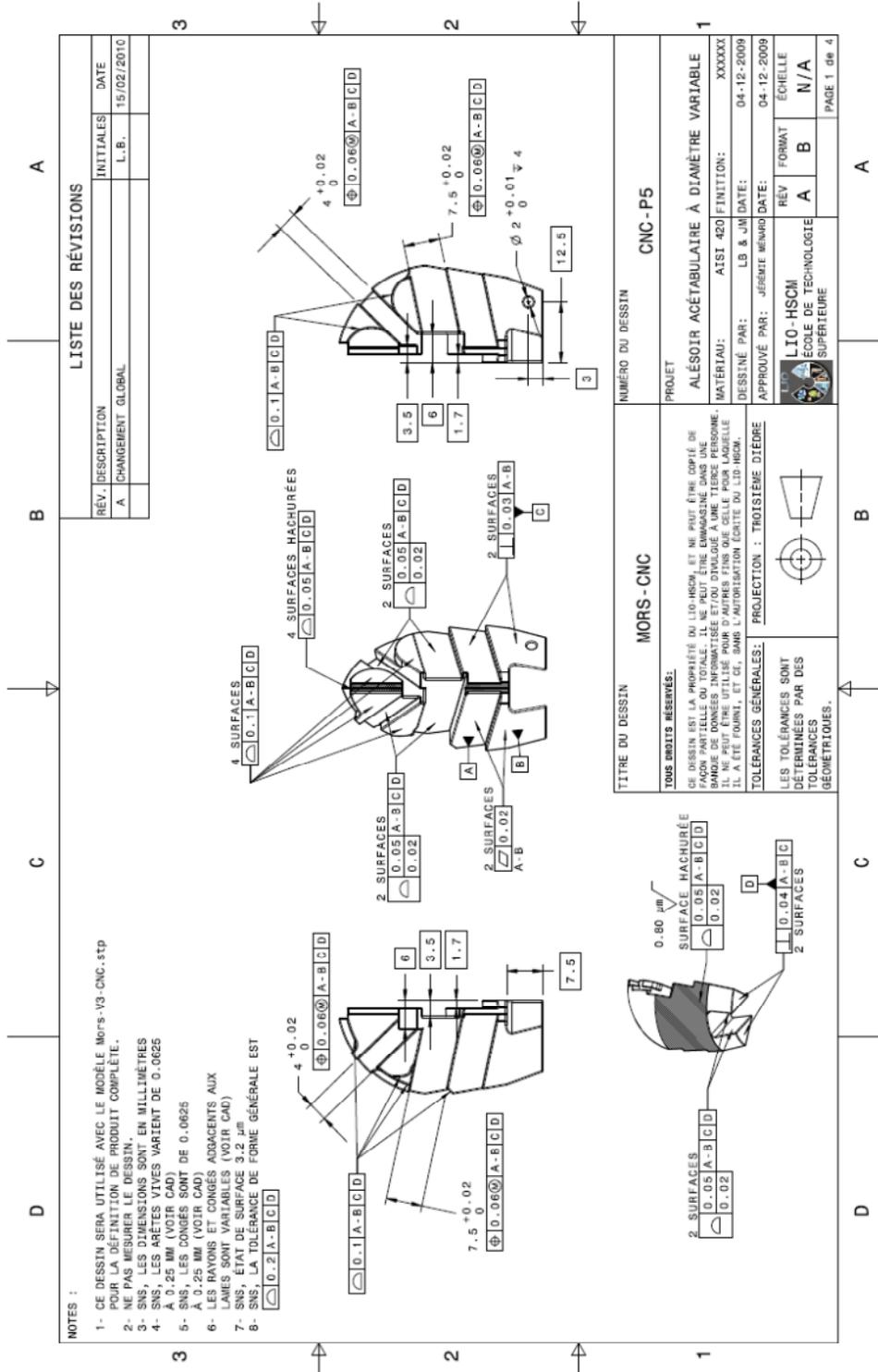
L10-HSCM  
 ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

REV A B  
 FORMAT N/A

ÉCHELLE  
 N/A

PAGE 1 DE 2





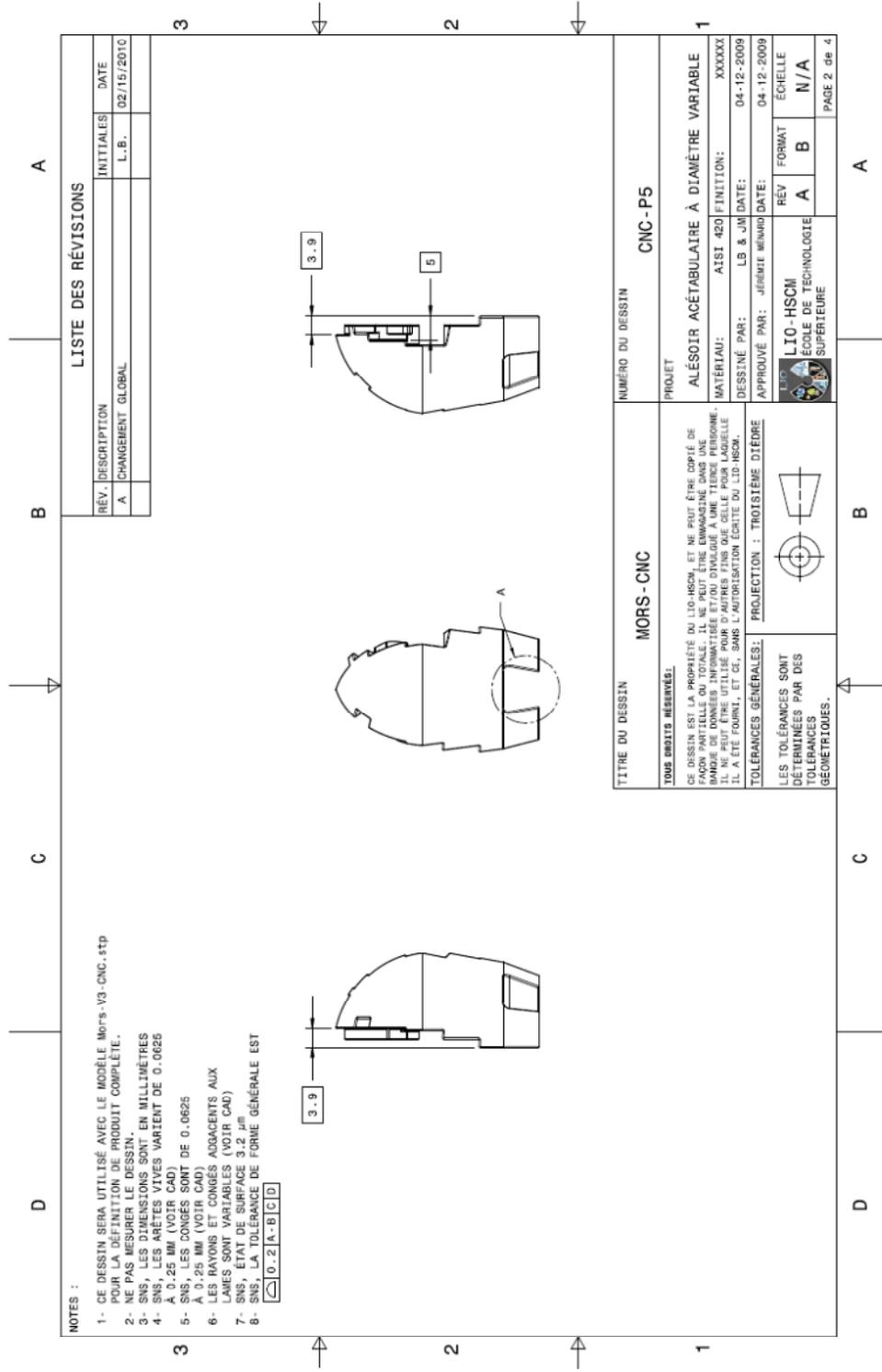
NOTES :

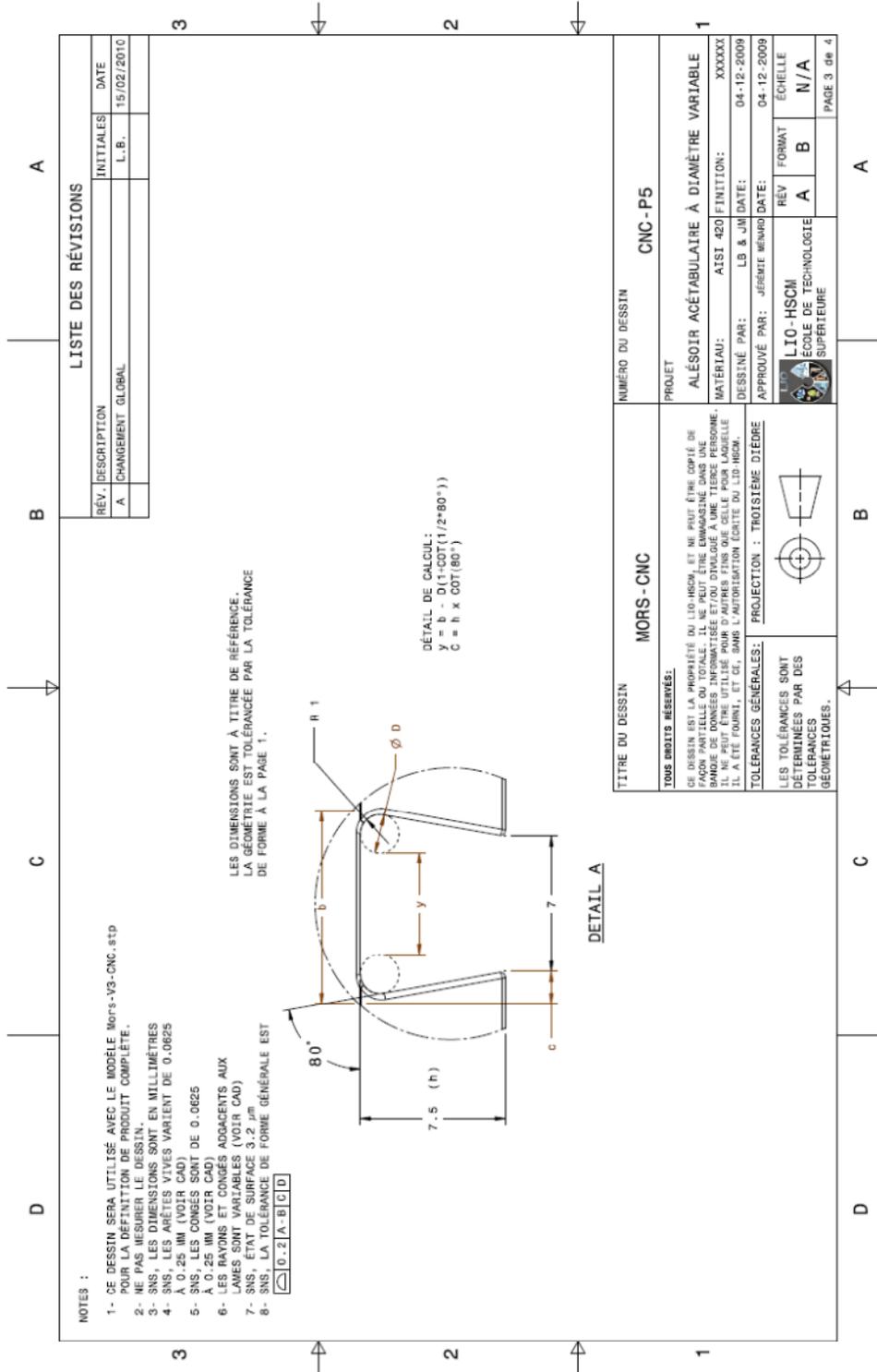
- 1- CE Dessin sera utilisé avec le modèle Mors-V3-CNC.stp pour la définition de produit complète.
- 2- NE PAS MESURER LE Dessin.
- 3- SNS, LES DIMENSIONS SONT EN MILLIMÈTRES
- 4- SNS, LES ARÊTES VIVES VARIENT DE 0.0625  
A 0.25 MM (VOIR CAD)
- 5- SNS, LES CONGES SONT DE 0.0625  
A 0.25 MM (VOIR CAD)
- 6- LES RAYONS ET CONGES ADJACENTS AUX LAMES SONT VARIABLES (VOIR CAD)
- 7- SNS, ETAT DE SURFACE 3.2 µm
- 8- SNS, LA TOLÉRANCE DE FORME GÉNÉRALE EST

LISTE DES RÉVISIONS

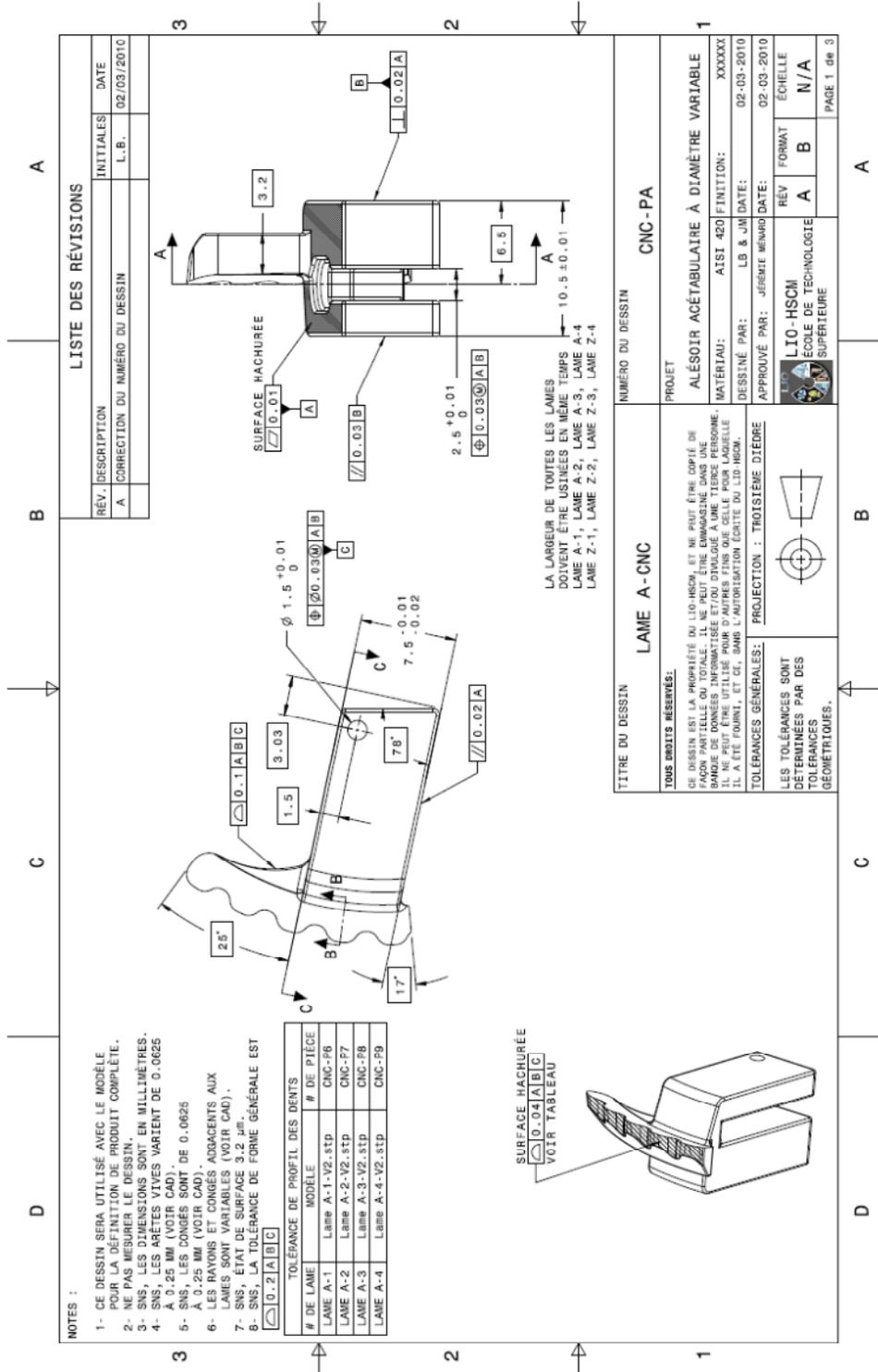
REV.	DESCRIPTION	INITIALES	DATE
A	CHANGEMENT GLOBAL	L.B.	15/02/2010

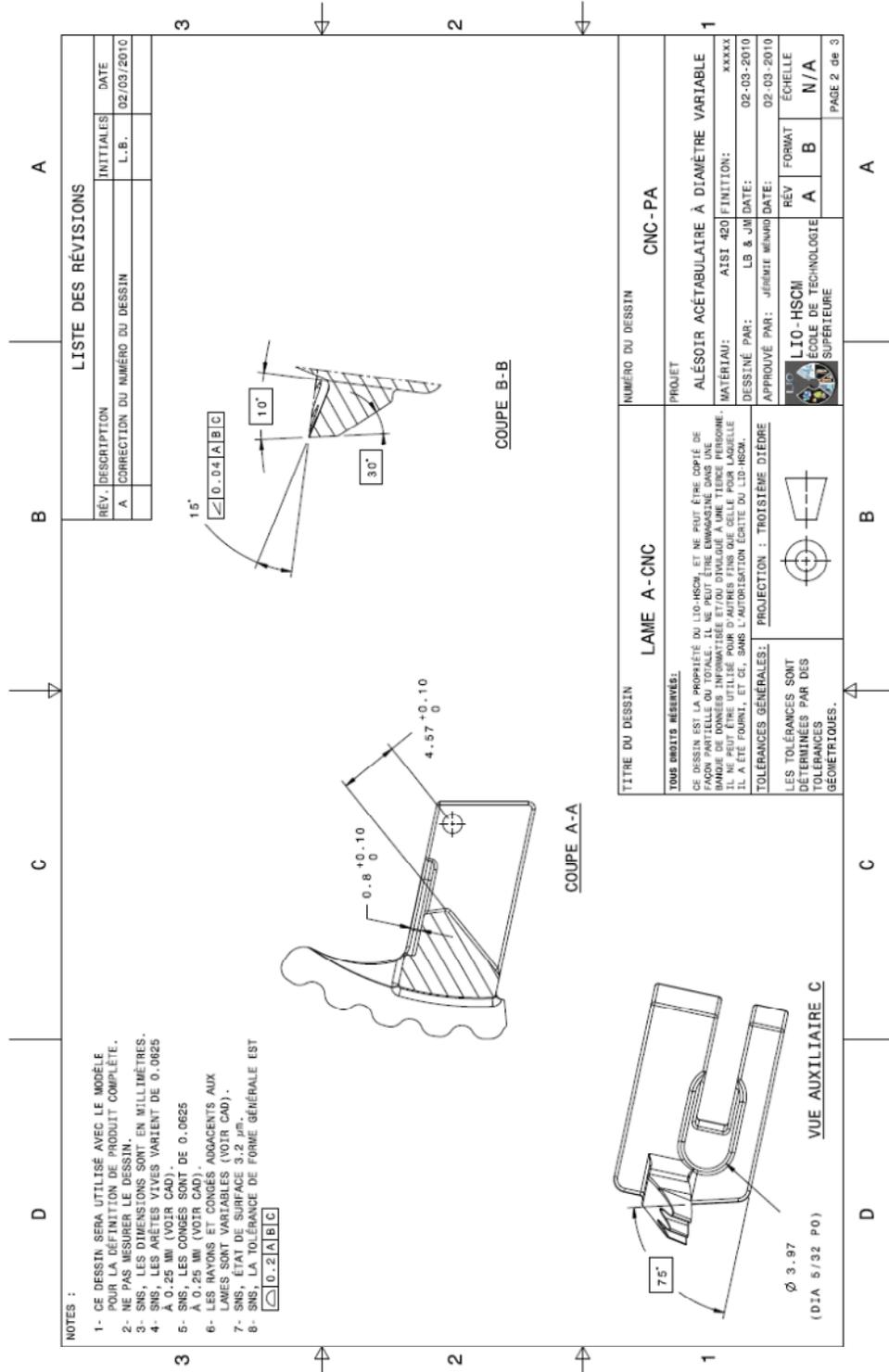
TITRE DU DESSIN	MORS - CNC	NUMÉRO DU DESSIN	CNC-P5		
<p><b>TOUS DROITS RÉSERVÉS:</b>                  CE Dessin est la propriété de LIO-HSCM ET NE PEUT ÊTRE COPIÉ NI FACILITÉ PARTIELLE DU TOTAL. IL NE PEUT ÊTRE ENMAGASINÉ DANS UNE BANQUE DE DONNÉES INFORMATISÉE ET/OU DITAMOUÉ À UNE TIÈRE PERSONNE. IL NE PEUT ÊTRE UTILISÉ POUR D'AUTRES FINS QUE CELLE POUR LAQUELLE IL A ÉTÉ FOURNI, ET CE, SANS L'AUTORISATION ÉCRITE DU LIO-HSCM.</p>					
<p>TOLÉRANCES GÉNÉRALES:                  LES TOLÉRANCES SONT DÉTERMINÉES PAR DES TOLÉRANCES GEOMETRIQUES.</p>		<p>PROJET                  ALÉSIOIR ACÉTABULAIRE À DIAMÈTRE VARIABLE</p> <p>MATÉRIAU: AISI 420 FINITION: XXXXXX</p> <p>DESSINÉ PAR: LB &amp; JM DATE: 04-12-2009</p> <p>APPROUVÉ PAR: JESSEIT MENARD DATE: 04-12-2009</p>			
<p>PROJECTION : TROISIÈME DIÈDRE</p> 		<p>REV. FORMAT</p> <table border="1"> <tr> <td>A</td> <td>B</td> </tr> </table> <p>ECHELLE                  N/A</p>		A	B
A	B				
<p>LI0-HSCM                  ÉCOLE DE TECHNOLOGIE                  SUPÉRIEURE</p>		<p>PAGE 1 DE 4</p>			











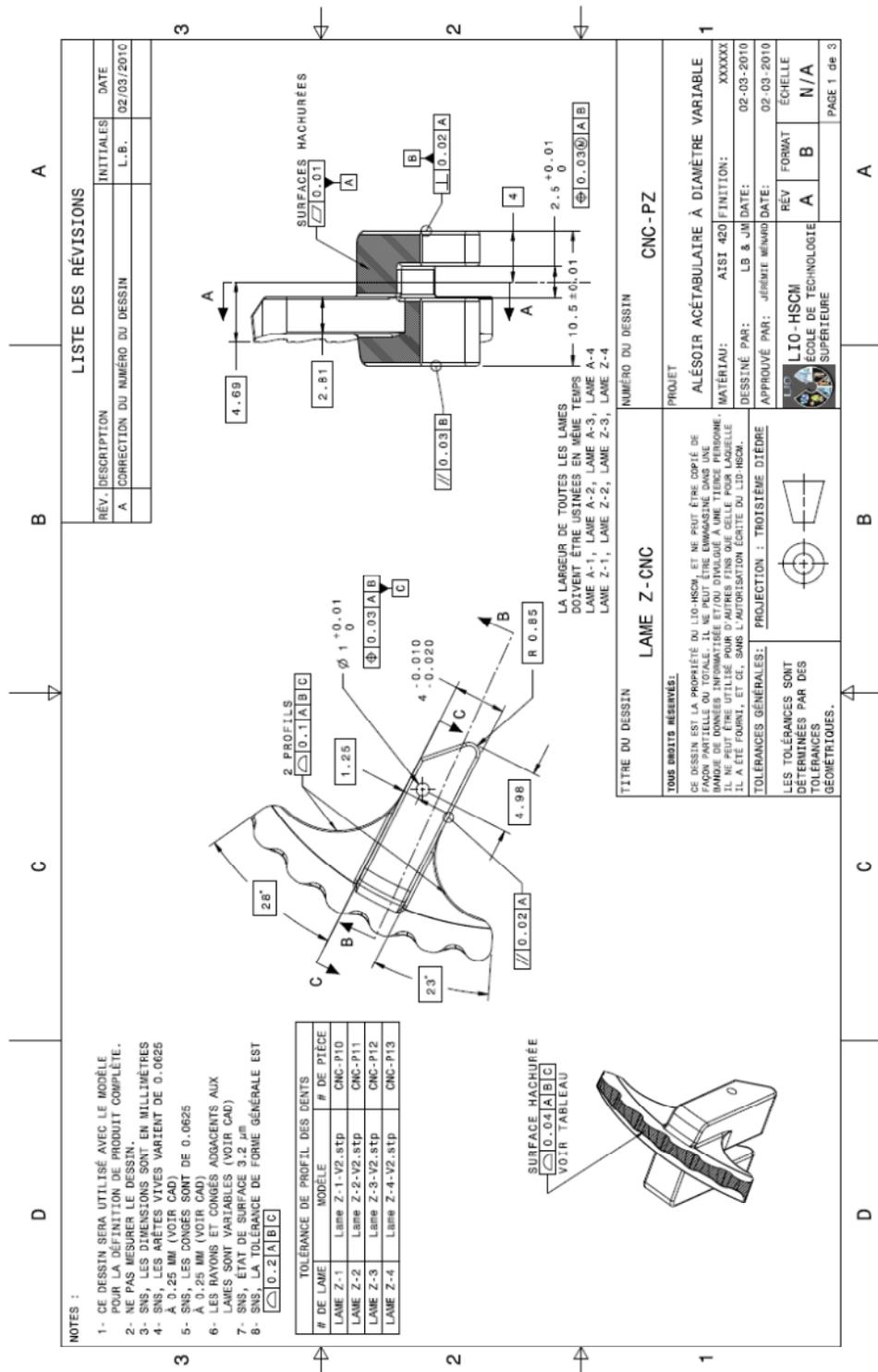
D	C	B	A
<b>LISTE DES RÉVISIONS</b>			
RÉV.	DESCRIPTION	INITIALES	DATE
A	CORRECTION DU NUMÉRO DU DESSIN	L.B.	02/03/2010

**DÉTAILS DU TRAITEMENT THERMIQUE :**

- 1- POUR ÉVITER LA CONTAMINATION, TOUTES LES PARTIES ET LES INSTALLATIONS DE TRAITEMENT THERMIQUE DOIVENT ÊTRE NETTOYÉES À FOND AVANT QU'ELLES NE SOIENT PLACÉES DANS LE FOUR. LE NETTOYAGE APPROPRIÉ EST PARTICULIÈREMENT IMPORTANT QUAND LE TRAITEMENT THERMIQUE DOIT ÊTRE EXÉCUTÉ DANS UNE ATMOSPHÈRE PROTECTRICE. LA GRAISSE, L'HUILE ET MÊME DES LIGNES FAITES PAR UN CRAYON À PAPIER ORDINAIRE PEUVENT CAUSER DE LA CARBURATION.
- 2- LA PIÈCE DOIT AVOIR UN RECUIT COMPLET À 885 °C (1625 °F) POUR QUE SA SOUPLESSSE SOIT MAXIMISÉE.
- 3- PAR LA SUITE, UN REFRROIDISSEMENT CONTINU À 15-25°C/H (27-45°F/H) DANS UN FOUR JUSQU'À UNE TEMPÉRATURE DE 595°C (1100°F) EST NÉCESSAIRE. ENSUITE, LA PIÈCE PEUT ÊTRE REFRIGÉRIÉE À LA TEMPÉRATURE AMBIANTE.
- 4- AUSTÉNITISATION À 1065°C (1950°F) DURANT 90 MIN. POUR UNE RÉSISTANCE MAXIMALE DE CORROSION.
- 5- POUR GARANTIR UN MAXIMUM DE TÉNACITÉ, LE REVENU DOIT ÊTRE EFFECTUÉ À 288 °C (550 °F).

<p>TITRE DU DESSIN <b>LAME A-CNC</b></p> <p><small>TOUS DROITS RÉSERVÉS. CE DESSIN EST LA PROPRIÉTÉ DE L'ÉCOLE HSCM ET NE PEUT ÊTRE COPIÉ NI REPRODUIRE NI ÊTRE COMMUNIQUÉ À UN TIERS. IL NE PEUT ÊTRE ENVOYÉ EN UN FAÇON PARTICULIÈRE OU TOTALE. IL NE PEUT ÊTRE ENVOYÉ DANS UNE BANDE DE DONNÉES INFORMATISÉES ET/OU DIGITALISÉ À UNE TIERS PERSONNE. IL NE PEUT ÊTRE UTILISÉ POUR D'AUTRES FINS QUE CELLE POUR LAQUELLE IL A ÉTÉ FOURNI, ET CE, SANS L'AUTORISATION ÉCRITE DE L'ÉCOLE HSCM.</small></p> <p>TOLÉRANCES GÉNÉRALES: LES TOLÉRANCES SONT DÉTERMINÉES PAR DES TOLÉRANCES GÉOMÉTRIQUES.</p> <div style="text-align: center;">  <p>PROJECTION : TROISIÈME DIÈDRE</p> </div>	<p>NUMÉRO DU DESSIN <b>CNC-PA</b></p> <p>PROJET <b>ALÉSOIR ACÉTABULAIRE À DIAMÈTRE VARIABLE</b></p> <p>MATÉRIAU: ALISI 420 FINITION: XXXXXX</p> <p>DESSINÉ PAR: LB &amp; JM DATE: 02-03-2010</p> <p>APPROUVÉ PAR: JESSEB MENARD DATE: 02-03-2010</p> <table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr> <td style="width: 25%;">REV</td> <td style="width: 25%;">FORMAT</td> <td style="width: 25%;">ÉCHELLE</td> <td style="width: 25%;"></td> </tr> <tr> <td style="text-align: center;">A</td> <td style="text-align: center;">B</td> <td style="text-align: center;">N/A</td> <td style="text-align: center;">PAGE 3 DE 3</td> </tr> </table>	REV	FORMAT	ÉCHELLE		A	B	N/A	PAGE 3 DE 3
REV	FORMAT	ÉCHELLE							
A	B	N/A	PAGE 3 DE 3						



**LISTE DES RÉVISIONS**

REV.	DESCRIPTION	INITIALES	DATE
A	CORRECTION DU NUMÉRO DU DESSIN	L.B.	02/03/2010

**NOTES :**

- 1- CE DESSIN SERA UTILISÉ AVEC LE MODÈLE POUR LA DÉFINITION DE PRODUIT COMPLÈTE.
- 2- NE PAS MESURER LE DESSIN.
- 3- SNS, LES DIMENSIONS SONT EN MILLIMÈTRES
- 4- SNS, LES ARÊTES VIVES VARIENT DE 0.0625 À 0.25 MM (VOIR CAD)
- 5- SNS, LES CONGES SONT DE 0.0625 À 0.25 MM (VOIR CAD)
- 6- LES RAYONS ET CONGES ADJACENTS AUX LAMES SONT VARIABLES (VOIR CAD)
- 7- SNS, ETAT DE SURFACE 3.2  $\mu\text{m}$
- 8- SNS, LA TOLÉRANCE DE FORME GÉNÉRALE EST  $\sqrt{\text{Ra}}\ 0.2$  A | B | C

**TOLÉRANCE DE PROFIL DES DENTS**

# DE LAME	MODELE	# DE PIÈCE
LAME Z-1	Lame Z-1-V2.stp	CNC-P10
LAME Z-2	Lame Z-2-V2.stp	CNC-P11
LAME Z-3	Lame Z-3-V2.stp	CNC-P12
LAME Z-4	Lame Z-4-V2.stp	CNC-P13

LA LARGEUR DE TOUTES LES LAMES DOIVENT ÊTRE JUSTES EN MEILLE TEMPS  
 LAME A-1, LAME A-2, LAME A-3, LAME A-4  
 LAME Z-1, LAME Z-2, LAME Z-3, LAME Z-4

**TITRE DU DESSIN**

TITRE DU DESSIN	NUMÉRO DU DESSIN
LAME Z-CNC	CNC-PZ

**TOUS DROITS RÉSERVÉS.**  
 CE DESSIN EST LA PROPRIÉTÉ DU LIO-HSCM ET NE PEUT ÊTRE COPIÉ DE FACON PARTIELLE OU TOTALE. IL NE PEUT ÊTRE ENMAGASINÉ SANS UNE BANQUE DE DONNÉES INFORMATISÉE ET/OU DYNAMIQUÉ À UNE TIENDE PERSONNELLE. IL NE PEUT ÊTRE UTILISÉ POUR D'AUTRES FINS QUE CELLE POUR LAQUELLE IL A ÉTÉ FOURNI, ET CE, SANS L'AUTORISATION ÉCRITE DU LIO-HSCM.

**TOLÉRANCES GÉNÉRALES:**  
 PROJECTION : TROISISTÈME DIÈDRE

**LES TOLÉRANCES SONT DÉTERMINÉES PAR DES TOLÉRANCES GEOMÉTRIQUES.**

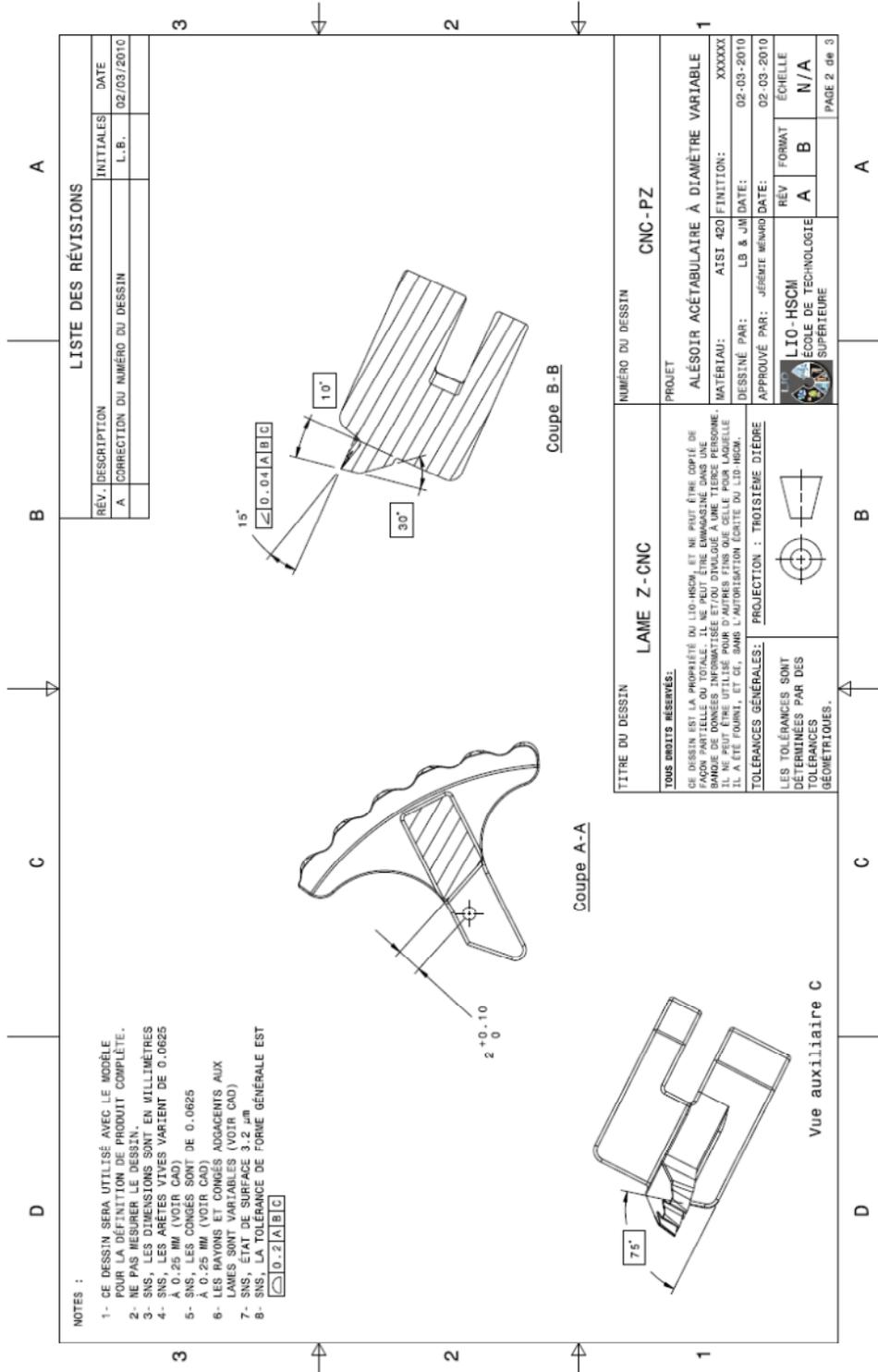
**PROJET**

ALÉSOIR ACÉTABULAIRE À DIAMÈTRE VARIABLE
MATÉRIAU: AISI 420
FINITION: XXXXXX
DESSINÉ PAR: LB & JM
DATE: 02-03-2010
APPROUVÉ PAR: JÉRÔME MIGNARD
DATE: 02-03-2010

**REV**

REV	FORMAT	ECHELLE
A	B	N/A

**ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE**



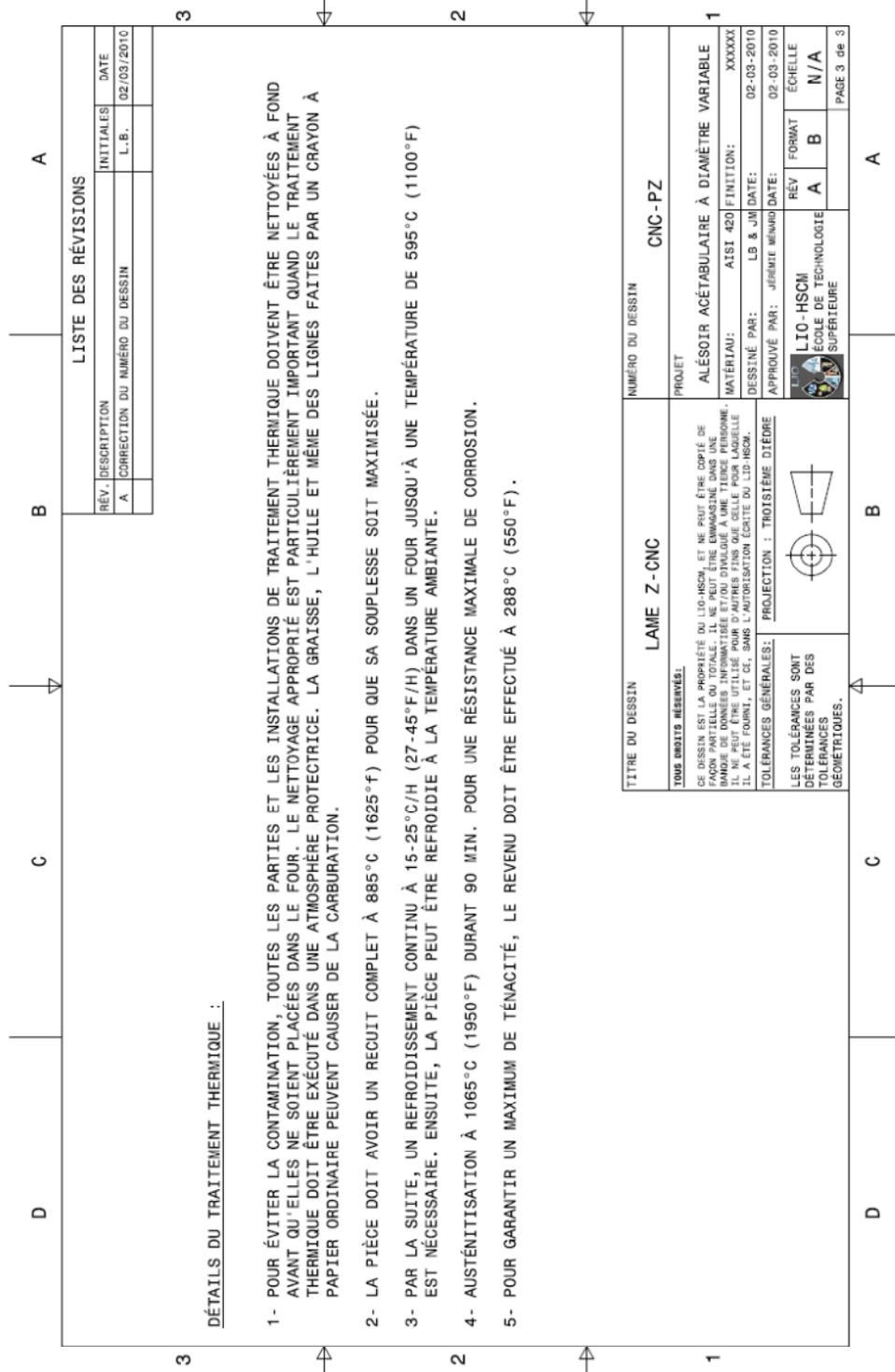
NOTES :

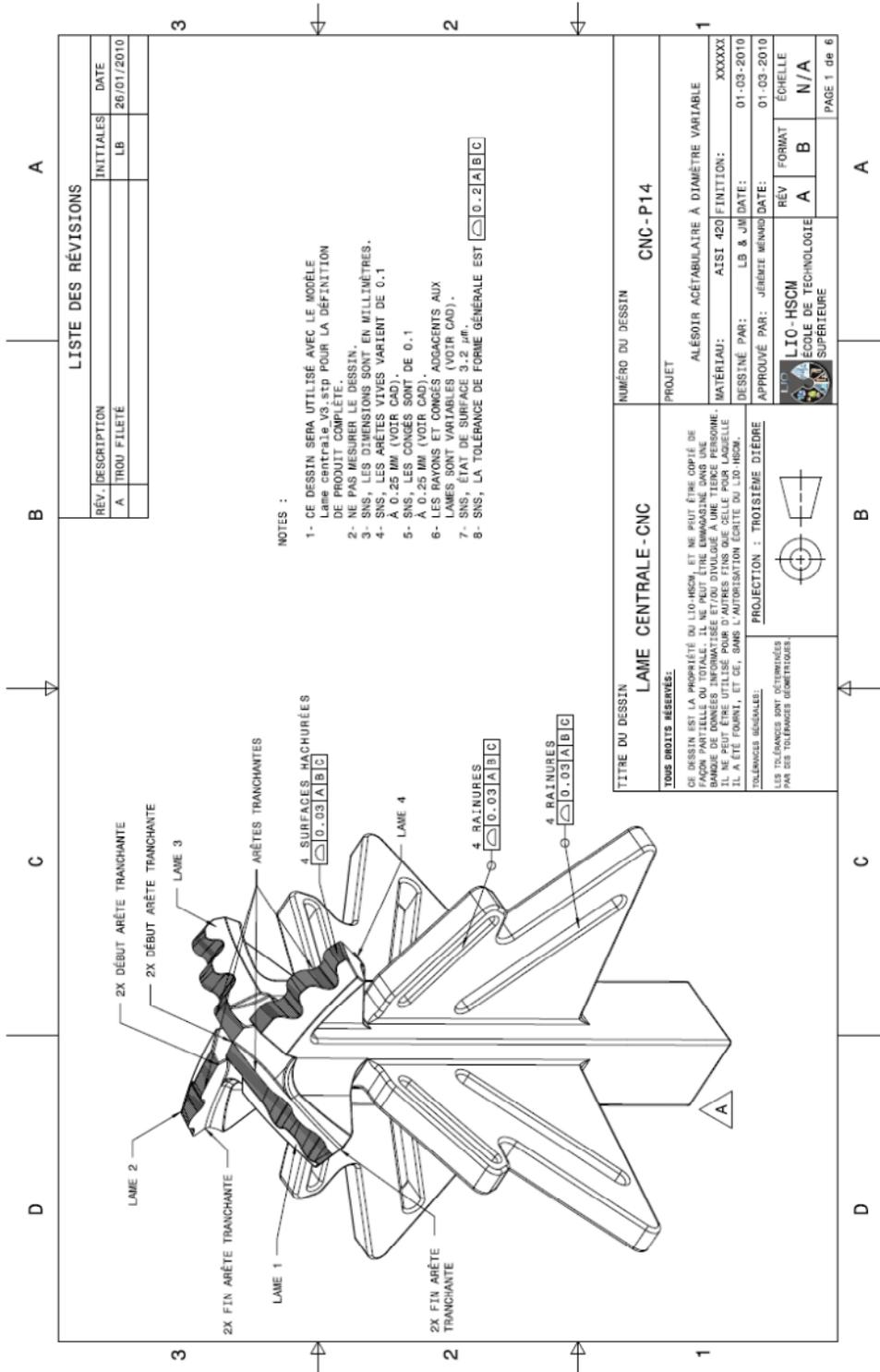
- 1- CE DESSIN SERA UTILISÉ AVEC LE MODÈLE POUR LA DÉFINITION DE PRODUIT COMPLÈTE.
- 2- NE PAS MESURER LE DESSIN.
- 3- SNS, LES DIMENSIONS SONT EN MILLIMÈTRES
- 4- SNS, LES ARÊTES VIVES VARIENT DE 0.0625
- 5- SNS, LES CONGES SONT À 0.25 MM (VOIR CAO)
- 6- LES RAYONS ET CONGES ADJACENTS AUX LAMES SONT VARIABLES (VOIR CAO)
- 7- SNS, ÉTAT DE SURFACE 3.2 µm
- 8- SNS, LA TOLÉRANCE DE FORME GÉNÉRALE EST

LISTE DES RÉVISIONS

REV.	DESCRIPTION	INITIALES	DATE
A	CORRECTION DU NUMERO DU DESSIN	L.B.	02/03/2010

TITRE DU DESSIN <b>LAME Z-CNC</b>		NUMÉRO DU DESSIN <b>CNC-PZ</b>	
TOUS DROITS RÉSERVÉS. CE DESSIN, EN LA PROPRÉTÉ DU LIO-HSCM, ET NE PEUT ÊTRE COPIÉ DE FACON PARTIELLE OU TOTALE. IL NE PEUT ÊTRE ENMAGASINÉ DANS UNE BANQUE DE DONNÉES INFORMATISÉE ET/OU DITAGUÉE À UNE TIÈRE PERSONNE. IL NE PEUT ÊTRE UTILISÉ POUR D'AUTRES FINS QUE CELLE POUR LAQUELLE IL A ÉTÉ FOURNI, ET CE, SANS L'AUTORISATION ÉCRITE DU LIO-HSCM.			
TOLÉRANCES GÉNÉRALES: LES TOLÉRANCES SONT DÉTERMINÉES PAR DES TOLÉRANCES GEOMÉTRIQUES.		PROJET <b>ALÉSOIR ACÉTABULAIRE À DIAMÈTRE VARIABLE</b>	
PROJECTION : TROISISTÈME DIÈDRE		MATERIAU: <b>ALSI 420</b>	
		FINITION: <b>XXXXXX</b>	
		DESSINÉ PAR: <b>LB &amp; JM</b>	
		DATE: <b>02-03-2010</b>	
		APPROUVÉ PAR: <b>JESSEF MENARD</b>	
		DATE: <b>02-03-2010</b>	
		REV. <b>A</b>	
<b>LIO-HSCM</b> ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE		FORMAT <b>B</b>	
		ÉCHELLE <b>N/A</b>	
		PAGE 2 DE 3	



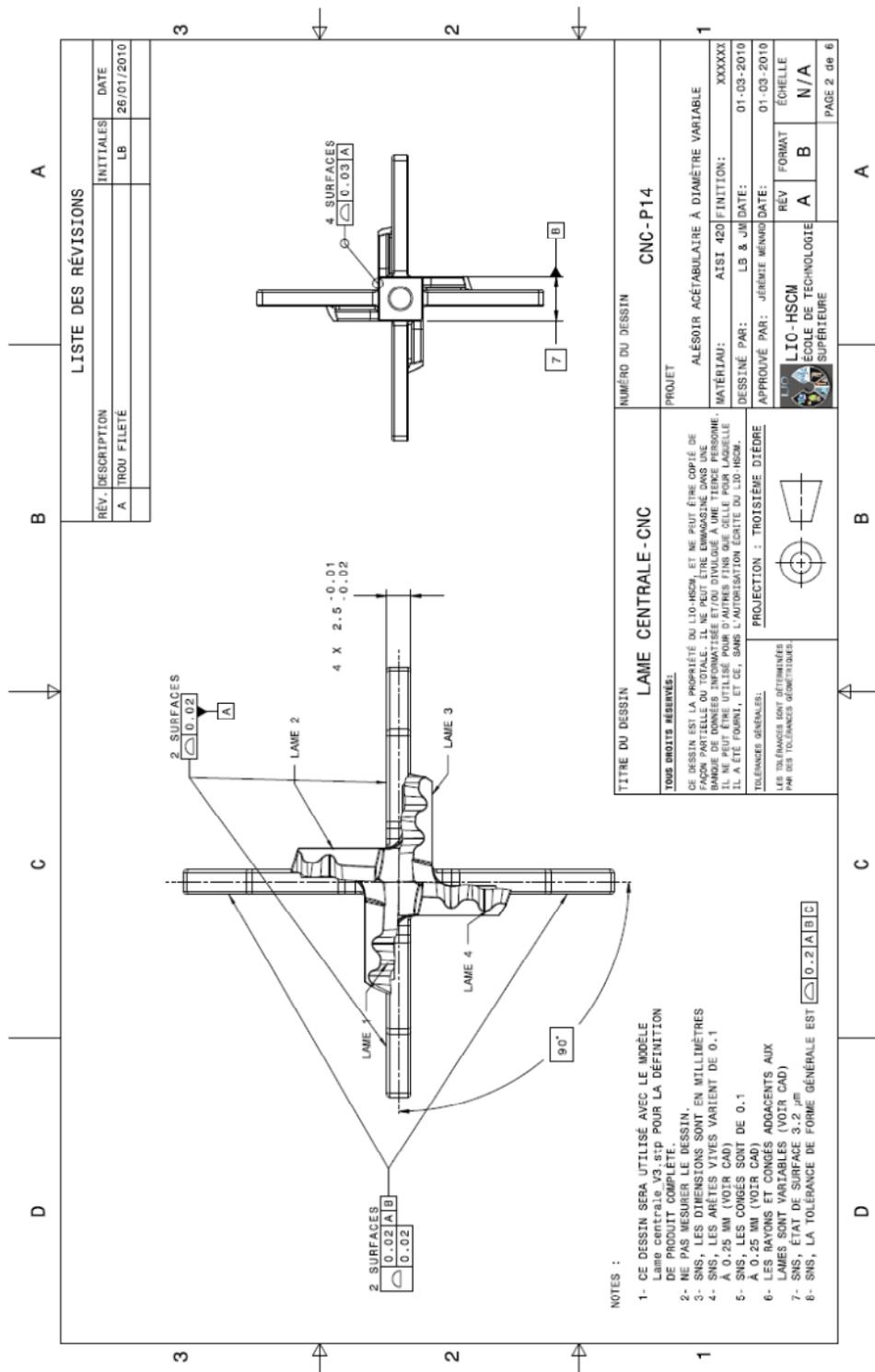


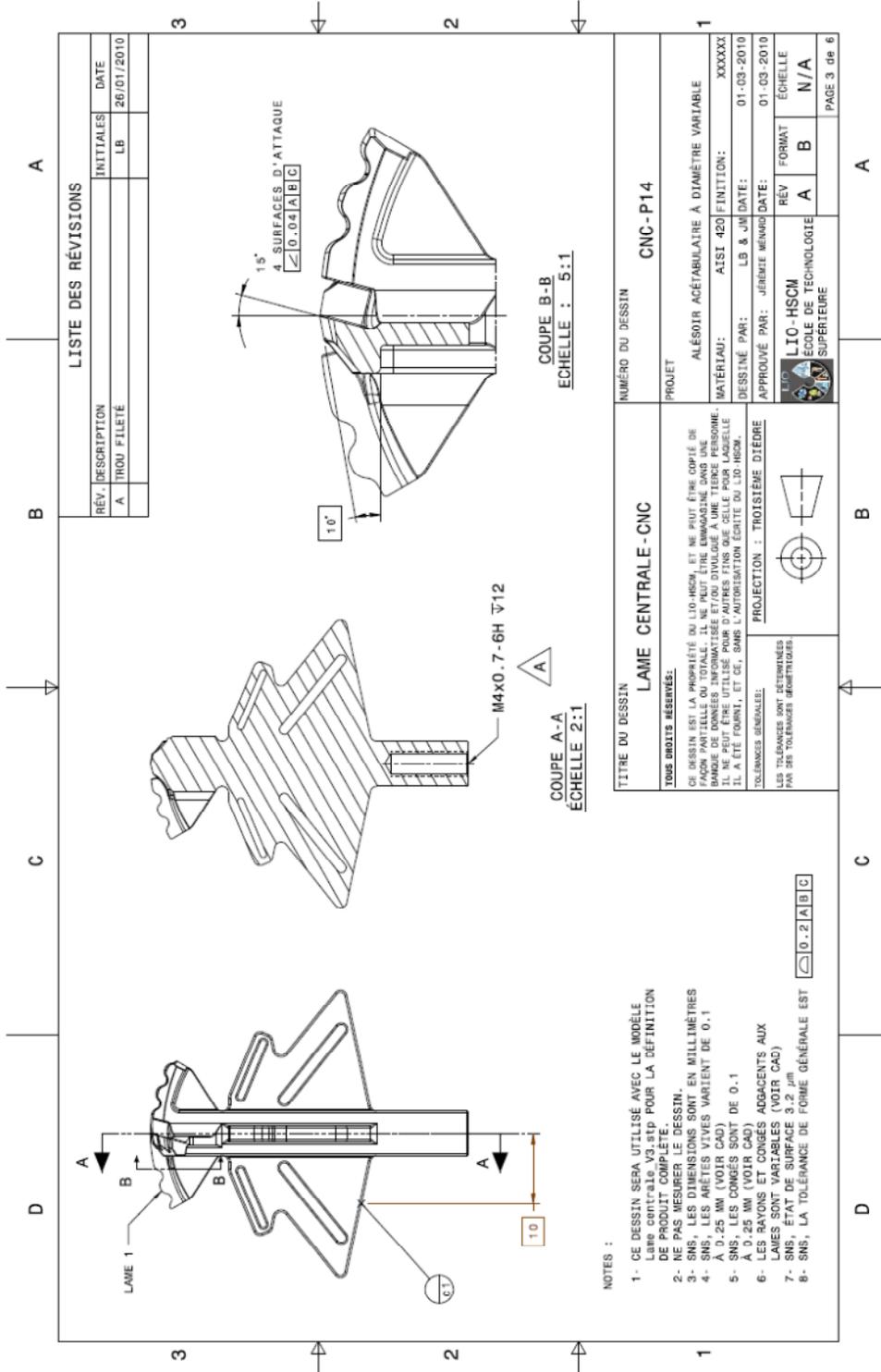
LISTE DES RÉVISIONS			
REV.	DESCRIPTION	INITIALES	DATE
A	TROU FILETÉ	LB	26/01/2010

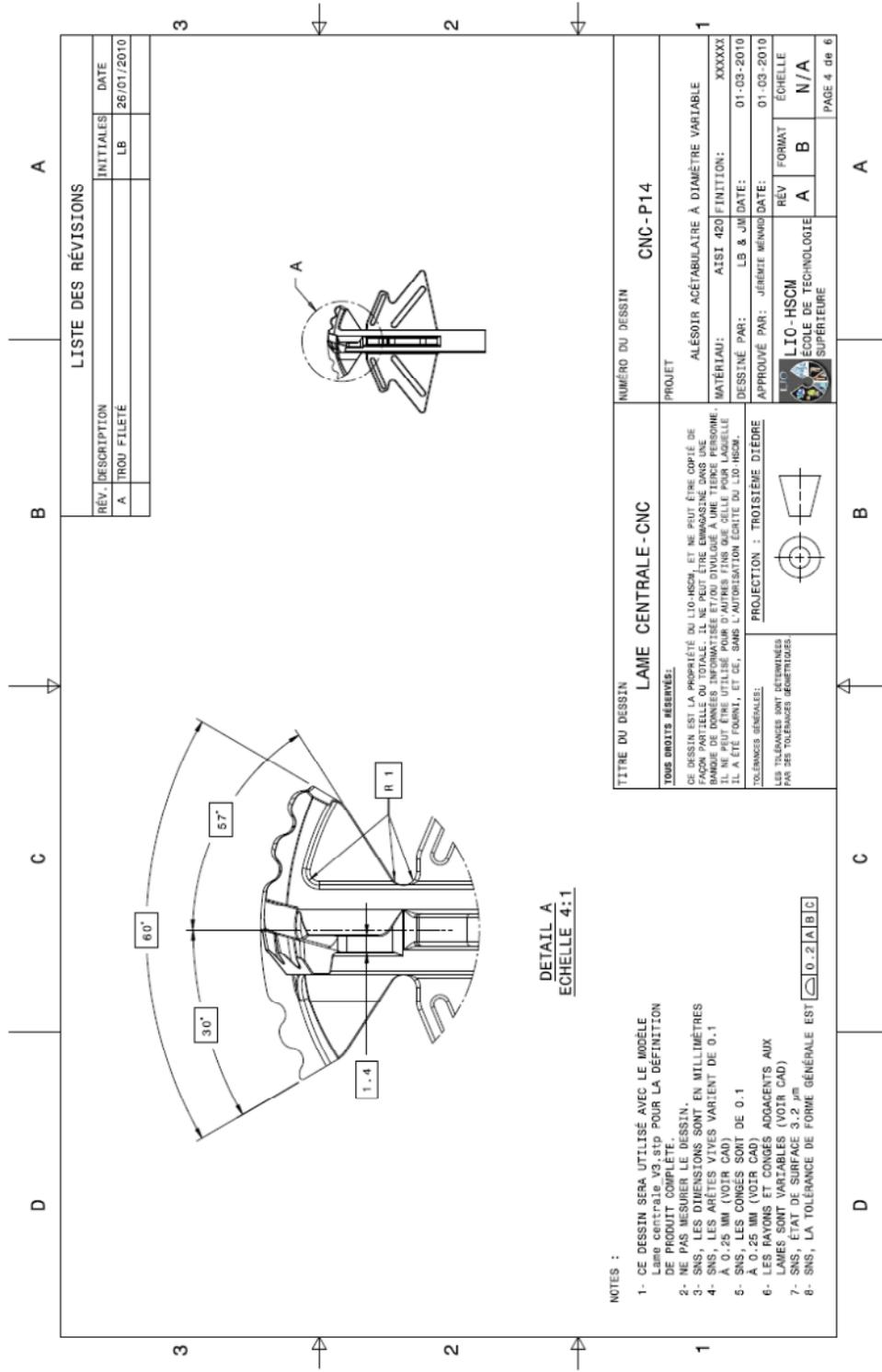
NOTES :

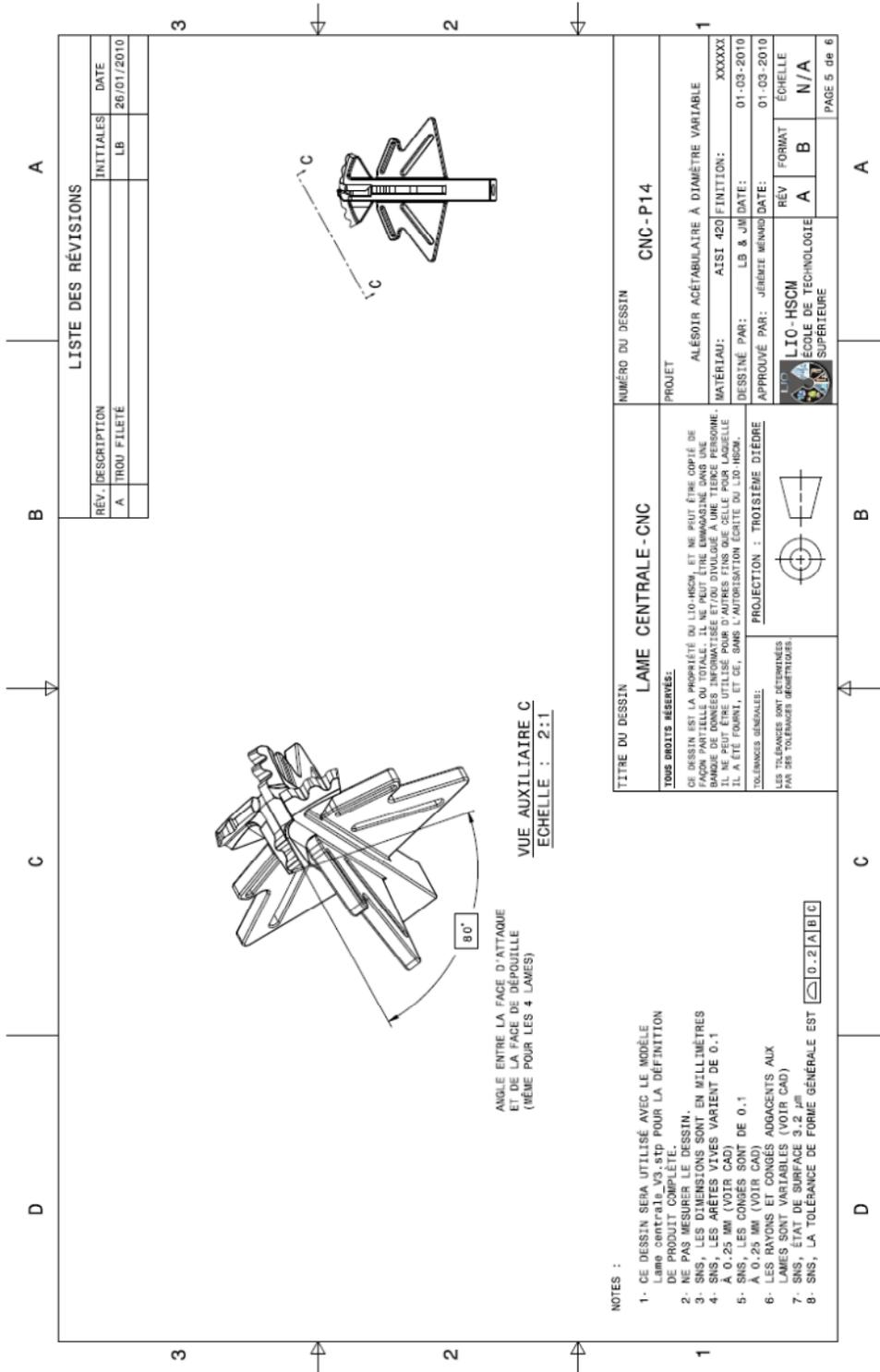
- 1- CE DESSIN SERA UTILISÉ AVEC LE MODÈLE LAME CENTRALE\_V3.stp POUR LA DÉFINITION DE PRODUIT COMPLÈTE.
- 2- PAS DE CHANGEMENTS DE DESSIN.
- 3- SNS, LES DIMENSIONS SONT EN MILLIMÈTRES.
- 4- SNS, LES ARÊTES VUES VARIENT DE 0.1 À 0.25 MM (VOIR CAD).
- 5- SNS, LES CONGES SONT DE 0.1 À 0.25 MM (VOIR CAD).
- 6- LES RAYONS ET CONGES ADJACENTS AUX LAMES SONT VARIABLES (VOIR CAD).
- 7- SNS, ÉTAT DE SURFACE 3.2 µm.
- 8- SNS, LA TOLÉRANCE DE FORME GÉNÉRALE EST  $\square 0.2|A|B|C$

TITRE DU DESSIN <b>LAME CENTRALE - CNC</b>	NUMÉRO DU DESSIN <b>CNC - P14</b>
PROJET ALÉSOIR ACÉTABULAIRE À DIAMÈTRE VARIABLE	
MATÉRIAU: ALU 420 FINITION: XXXXXX	
DESSINÉ PAR: LB & JM DATE: 01-03-2010	
APPROUVÉ PAR: JEROME MENARD DATE: 01-03-2010	
	
	
TOUS DROITS RÉSERVÉS. CE DESSIN EST LA PROPRIÉTÉ DE L'ÉCOLE ET NE PEUT ÊTRE COPIÉ DE FAÇON PARTIELLE OU TOTALE. IL NE PEUT ÊTRE EMBAÛGÉ DANS UNE BANQUE DE DONNÉES INFORMATISÉE ET/OU DIVULGUÉ À UNE TIÈRE PERSONNE. IL NE PEUT ÊTRE UTILISÉ POUR D'AUTRES FINS QUE CELLE POUR LAQUELLE IL A ÉTÉ FOURNI, ET CE, SANS L'AUTORISATION ÉCRITE DE L'ÉCOLE. LES TOLÉRANCES SONT DÉTERMINÉES PAR DES TOLÉRANCES GÉOMÉTRIQUES	
PROJECTION : TROISIÈME DIÈDRE	
LES TOLÉRANCES SONT DÉTERMINÉES PAR DES TOLÉRANCES GÉOMÉTRIQUES	
REV. FORMAT ÉCHELLE A B N/A PAGE 1 de 6	









**LISTE DES RÉVISIONS**

REV.	DESCRIPTION	INITIALES	DATE
A	TROU FILETÉ	LB	26/01/2010

<b>TITRE DU DESSIN</b> LAME CENTRALE - CNC	<b>NUMÉRO DU DESSIN</b> CNC - P14
<b>TOUTS DROITS RÉSERVÉS.</b> CE DESSIN EST LA PROPRIÉTÉ DE L'LD HSCN ET NE PEUT ÊTRE COPIÉ NI FAISON PARTIELLE DU TOTAL. IL NE PEUT ÊTRE EMBAQUINÉ DANS UNE BANQUE DE DONNÉES INFORMATISÉE ET/OU DIVULGUÉ À UNE TIÈRCE PERSONNE. IL NE PEUT ÊTRE UTILISÉ POUR D'AUTRES FINS QUE CELLE POUR LAQUELLE IL A ÉTÉ FOURNI, ET CE, SANS L'AUTORISATION ÉCRITE DE L'LD HSCN.	<b>PROJET</b> ALÉSOIR ACÉTABULAIRE À DIAMÈTRE VARIABLE
<b>TOLERANCES GÉNÉRALES:</b> LES TOLERANCES SONT DÉTERMINÉES PAR DES TOLERANCES DÉTERMINÉES	<b>MATÉRIAU:</b> ALISI 420
<b>PROJECTION : TROISIÈME DIÈDRE</b>	<b>FINITION:</b> XXXXXX
	<b>DESSINÉ PAR:</b> LB & JM
	<b>DATE:</b> 01-03-2010
	<b>APPROUVÉ PAR:</b> JEREMIE MENARD
	<b>DATE:</b> 01-03-2010
	<b>REV</b> <b>FORMAT</b> <b>ECHELLE</b>
	<b>A</b> <b>B</b> <b>N/A</b>
	<b>LD HSCN</b> <b>ÉCOLE DE TECHNOLOGIE</b> <b>SUPÉRIEURE</b>
	<b>PAGE 5 de 6</b>

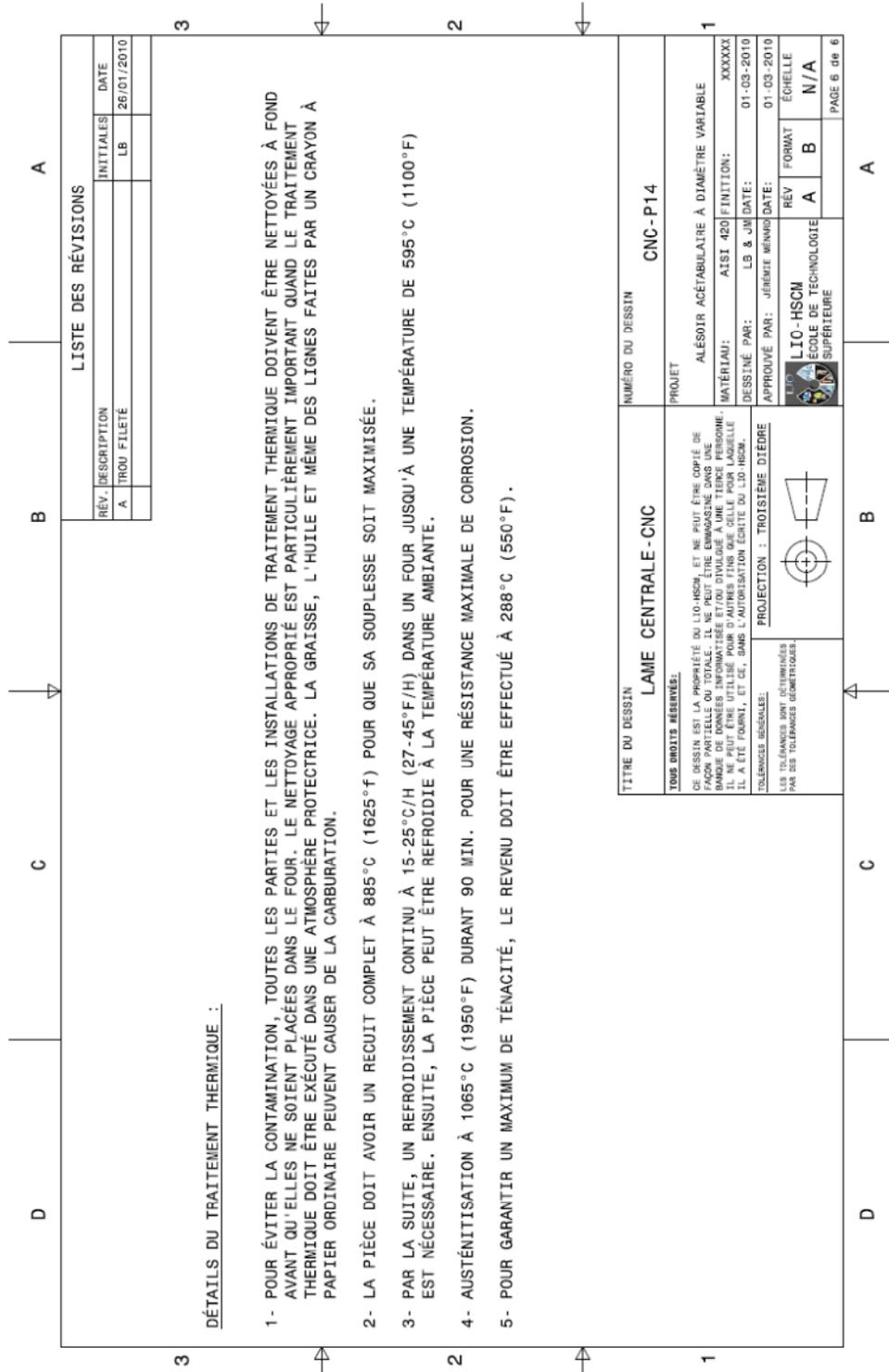
**NOTES :**

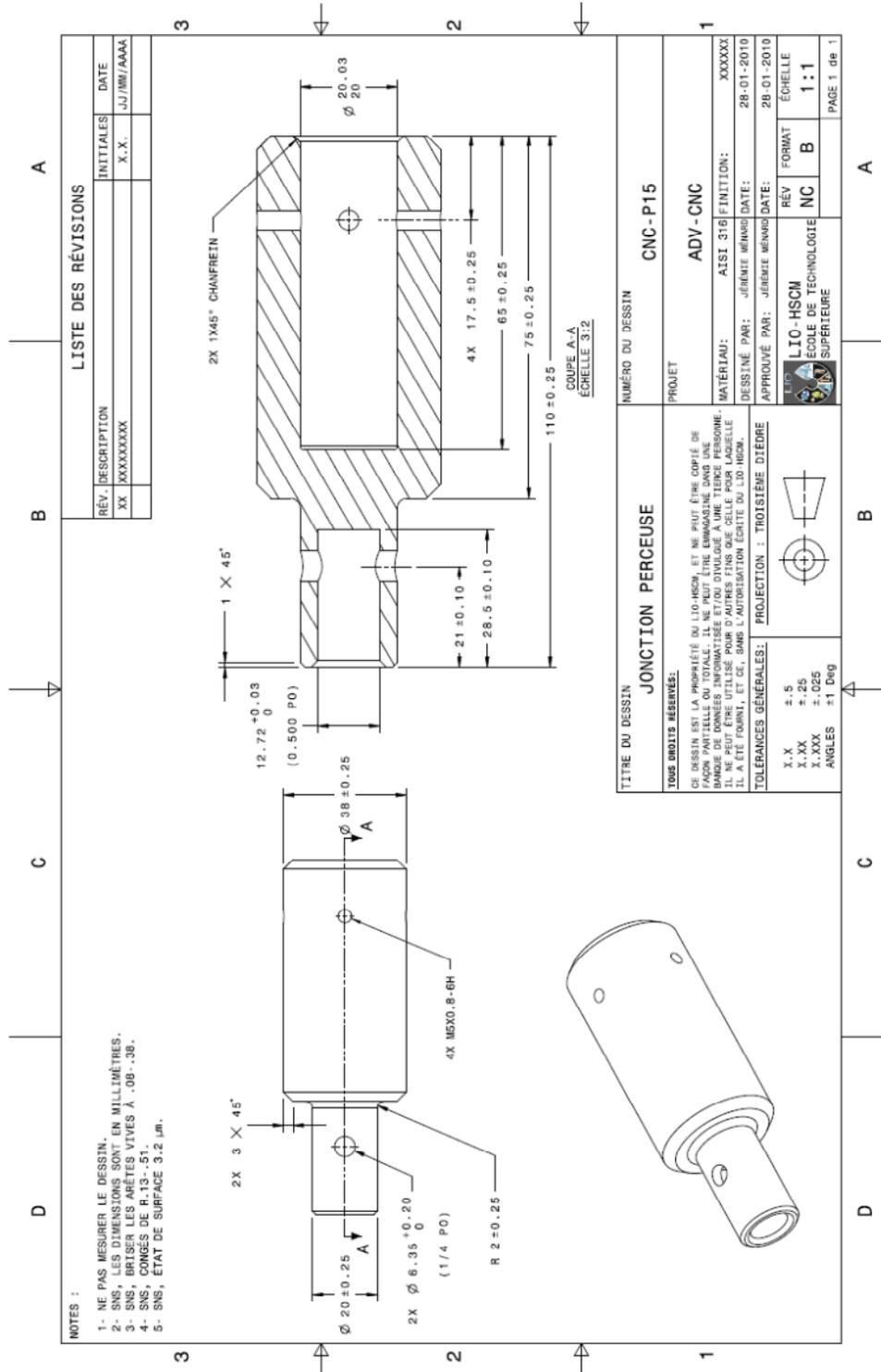
- 1- CE DESSIN SERA UTILISÉ AVEC LE MODÈLE Lame centrale V3 STD POUR LA DÉFINITION DE PRODUIT COMPLÈTE.
- 2- NE PAS MESURER LE DESSIN.
- 3- SNS, LES DIMENSIONS SONT EN MILLIMÈTRES
- 4- SNS, LES ARÊTES VIVES VARIENT DE 0,1 À 0,25 MM (VOIR CAD)
- 5- SNS, LES CONGES SONT DE 0,1 À 0,25 MM (VOIR CAD)
- 6- LES RAYONS ET CONGES ADJACENTS AUX LAMES SONT VARIABLES (VOIR CAD)
- 7- SNS, ÉTAT DE SURFACE 3,2 µm
- 8- SNS, LA TOLÉRANCE DE FORME GÉNÉRALE EST  $\sqrt[0.2]{0.2|A|B|C}$

**VUE AUXILIAIRE C**  
ECHELLE : 2:1

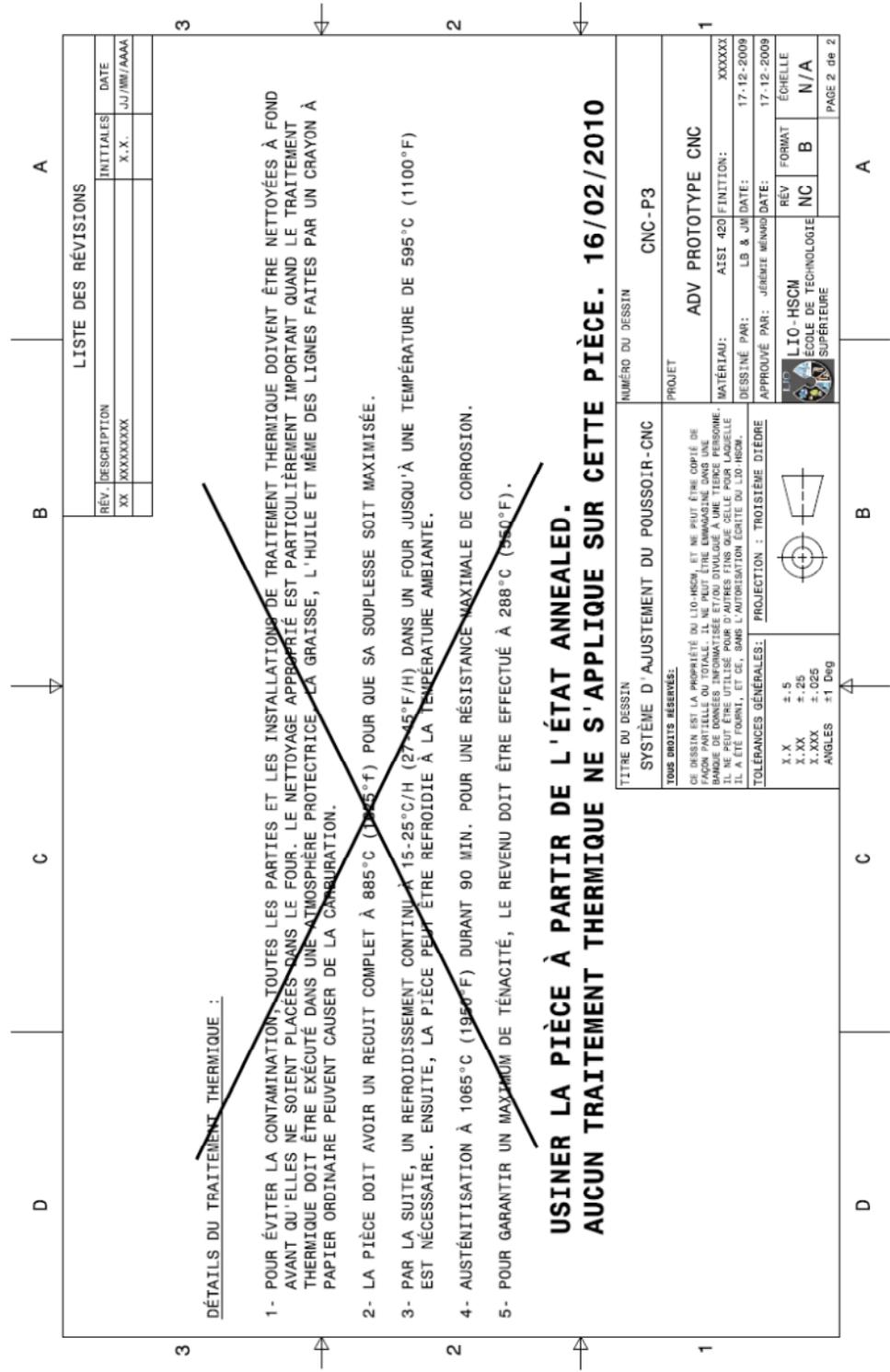
ANGLE ENTRE LA FACE D'ATTAQUE ET DE LA FACE DE DÉBRILLÉ (RÈME POUR LES 4 LAMES)

80°









LISTE DES RÉVISIONS

REV.	DESCRIPTION	INITIALES	DATE
XX	XXXXXXXXXX	X.X.	JJ/MM/AAAA

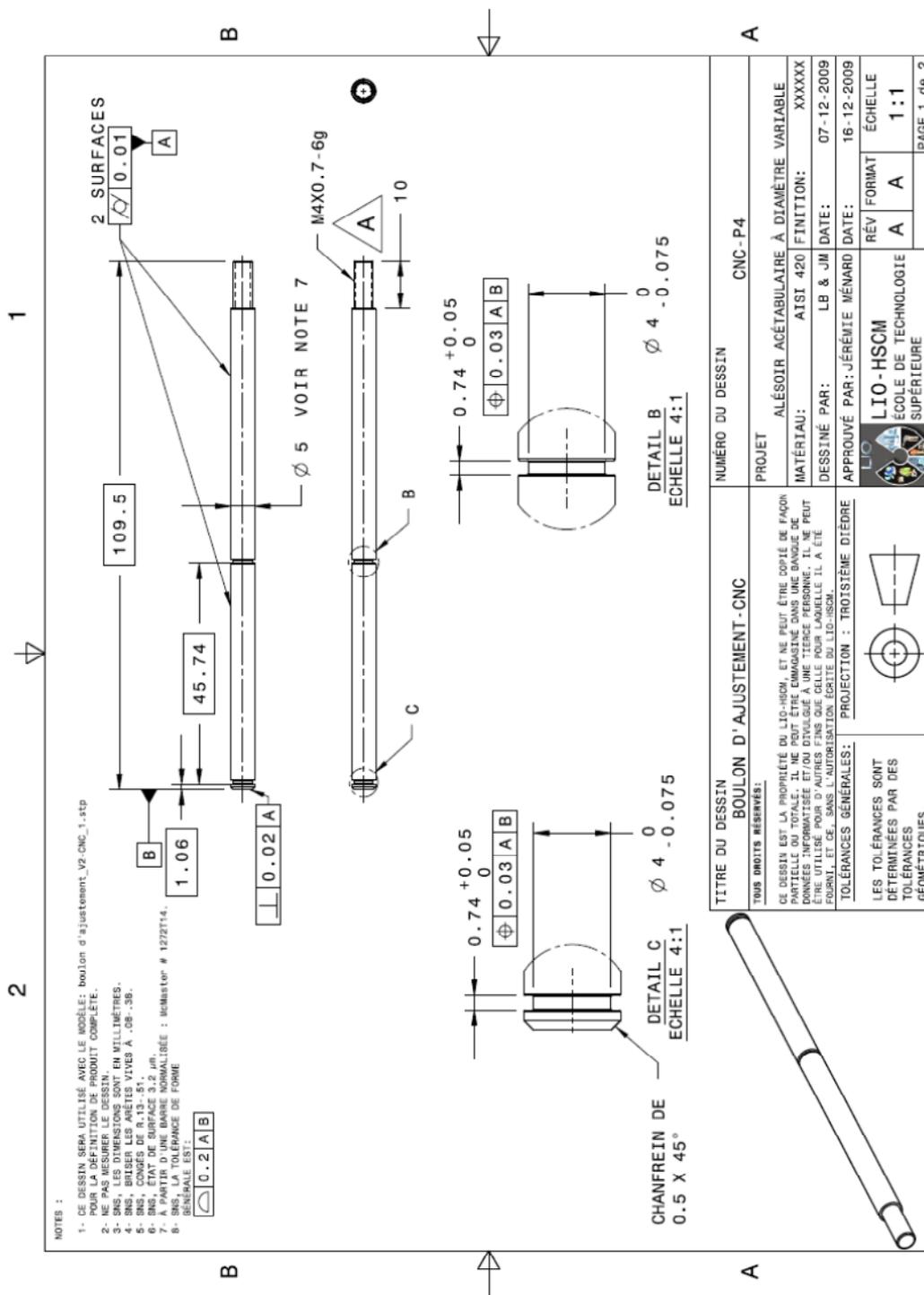
**DÉTAILS DU TRAITEMENT THERMIQUE :**

- 1- POUR ÉVITER LA CONTAMINATION, TOUTES LES PARTIES ET LES INSTALLATIONS DE TRAITEMENT THERMIQUE DOIVENT ÊTRE NETTOYÉES À FOND AVANT QU'ELLES NE SOIENT PLACÉES DANS LE FOUR. LE NETTOYAGE APPROPRIÉ EST PARTICULIÈREMENT IMPORTANT QUAND LE TRAITEMENT THERMIQUE DOIT ÊTRE EXÉCUTÉ DANS UNE ATMOSPHÈRE PROTECTRICE. LA GRAISSE, L'HUILE ET MÊME DES LIGNES FAITES PAR UN CRAYON À PAPIER ORDINAIRE PEUVENT CAUSER DE LA CORROSION.
- 2- LA PIÈCE DOIT AVOIR UN RECUIT COMPLET À 885°C (1625°F) POUR QUE SA SOUPLESSSE SOIT MAXIMISÉE.
- 3- PAR LA SUITE, UN REFROIDISSEMENT CONTINU À 15-25°C/H (27-45°F/H) DANS UN FOUR JUSQU'À UNE TEMPÉRATURE DE 595°C (1100°F) EST NÉCESSAIRE. ENSUITE, LA PIÈCE PEUT ÊTRE REFRIGÉRIE À LA TEMPÉRATURE AMBIANTE.
- 4- AUSTÉNITISATION À 1065°C (1950°F) DURANT 90 MIN. POUR UNE RÉSISTANCE MAXIMALE DE CORROSION.
- 5- POUR GARANTIR UN MAXIMUM DE TÉNACITÉ, LE REVENU DOIT ÊTRE EFFECTUÉ À 288°C (550°F).

**USINER LA PIÈCE À PARTIR DE L'ÉTAT ANNEALED.  
AUCUN TRAITEMENT THERMIQUE NE S'APPLIQUE SUR CETTE PIÈCE. 16/02/2010**

TITRE DU DESSIN SYSTÈME D'AJUSTEMENT DU POUSSOIR-CNC	NUMÉRO DU DESSIN CNC-P3
TOUTS DROITS RÉSERVÉS. CE DESSIN EST LA PROPRIÉTÉ DE L'ÉCOLE N/A ET NE PEUT ÊTRE COPIÉ NI REPRODUIRE NI ÊTRE COMMUNIQUÉ À UN TIERS NI ÊTRE EMPLOYÉ À UN BUT COMMERCIAL. IL NE PEUT ÊTRE EMPLOYÉ DANS UNE BANQUE DE DONNÉES INFORMATISÉES ET/OU DIVULGUÉ À UNE TIERS PERSONNE. IL NE PEUT ÊTRE UTILISÉ POUR D'AUTRES FINS QUE CELLE POUR LAQUELLE IL A ÉTÉ FOURNI, ET CE, SANS L'AUTORISATION ÉCRITE DE L'ÉCOLE N/A.	PROJET ADV PROTOTYPE CNC
TOLÉRANCES GÉNÉRALES: X.X ±.5 X.XX ±.25 X.XXX ±.025 ANGLES ±1 Deg	MATÉRIAU: ALSI 420 FINITION: XXXXXX DESSINÉ PAR: LB & JM DATE: 17-12-2009 APPROUVÉ PAR: JEROME MENARD DATE: 17-12-2009
PROJECTION : TROISISME DIEDRE 	ÉCHELLE REV NC B FORMAT N/A
	PAGE 2 de 2

D C B A



2

1

A

A

2
1

DÉTAILS DU TRAITEMENT THERMIQUE :

- 1- POUR ÉVITER LA CONTAMINATION, TOUTES LES PARTIES ET LES INSTALLATIONS DE TRAITEMENT THERMIQUE DOIVENT ÊTRE NETTOYÉES À FOND AVANT QU'ELLES NE SOIENT PLACÉES DANS LE FOUR. LE NETTOYAGE APPROPRIÉ EST PARTICULIÈREMENT IMPORTANT QUAND LE TRAITEMENT THERMIQUE DOIT ÊTRE EXÉCUTÉ DANS UNE ATMOSPHÈRE PROTECTRICE. LA GRAISSE, L'HUILE ET D'AUTRES DES LIGNES FAITES PAR UN CRAYON À PAPIER ORDINAIRE PEUVENT CAUSER DE LA CARBURATION.
- 2- LA PIÈCE DOIT AVOIR UN RECUIT COMPLET À 885°C (1625°F) POUR QUE SA SOUPLESSE SOIT MAXIMISÉE.
- 3- PAR LA SUITE, UN REFROIDISSEMENT CONTINU À 15-25°C/HR (27-45°F/H) DANS UN FOUR JUSQU'À UNE TEMPÉRATURE DE 595°C (1100°F) EST NÉCESSAIRE. ENSUITE, LA PIÈCE PEUT ÊTRE REFROIDIE À LA TEMPÉRATURE AMBIANTE.
- 4- AUSTÉNITISATION À 1065°C (1950°F) DURANT 90 MIN. POUR UNE RÉSISTANCE MAXIMALE DE CORROSION.
- 5- POUR GARANTIR UN MAXIMUM DE TÉNACITÉ, LE REVENU DOIT ÊTRE EFFECTUÉ À 288°C (550°F).

**USINER LA PIÈCE À PARTIR DE L'ÉTAT ANNEALED.  
AUCUN TRAITEMENT THERMIQUE NE S'APPLIQUE SUR CETTE PIÈCE. 16/02/2010**

2
1

<b>TITRE DU DESSIN</b> BOULON D'AJUSTEMENT - CNC	<b>NUMÉRO DU DESSIN</b> CNC - P4	<b>PROJET</b> ALÉSOIR ACÉTABULAIRE À DIAMÈTRE VARIABLE					
<small>TOUS DROITS RÉSERVÉS:</small>	<b>MATÉRIAU:</b> AISI 420	<b>FINITION:</b> XXXXXX					
<small>CE DESSIN EST LA PROPRIÉTÉ DE L'IO-HSCM ET NE PEUT ÊTRE COPIÉ DE FAÇON NON AUTEURISÉE. TOUTES LES DIMENSIONS SONT DÉFINIES PAR LES DONNÉES INFORMATISÉES ET/OU DÉTAILLÉES À UNE TIÈRE DÉCIMALE. IL NE PEUT ÊTRE UTILISÉ POUR D'AUTRES FINS QUE CELLE POUR LAQUELLE IL A ÉTÉ FOURNI, ET CÉ, SANS L'AUTORISATION ÉCRITE DE L'IO-HSCM.</small>	<b>DESSINÉ PAR:</b> LB & JM	<b>DATE:</b> 07-12-2009					
<b>TOLÉRANCES GÉNÉRALES:</b>	<b>APPROUVÉ PAR:</b> JÉRÉMIE MÉNARD						
 <p>LES TOLÉRANCES SONT DÉTERMINÉES PAR DES TOLÉRANCES GÉOMÉTRIQUES.</p>	<b>PROJECTION :</b> TROISISTÈME DIÈDRE	<b>DATE:</b> 16-12-2009					
	<table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr> <td style="width: 20%;"><b>RÉV</b></td> <td style="width: 20%;"><b>FORMAT</b></td> <td style="width: 20%;"><b>ÉCHELLE</b></td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>A</td> <td>1:1</td> </tr> </table>		<b>RÉV</b>	<b>FORMAT</b>	<b>ÉCHELLE</b>	A	A
<b>RÉV</b>	<b>FORMAT</b>	<b>ÉCHELLE</b>					
A	A	1:1					
<small>PAGE 2 de 2</small>							

**ANNEXE VII**

**COMPTES RENDUS**

**Compte rendu de la journée d'assemblage du  
prototype fonctionnel de l'ADV\_CNC chez APN,  
jeudi 17 Juin 2010, à 9 h 00.**

Était présent :        Jérémie Ménard  
                              Louis Beaumont

L'ordre du jour :

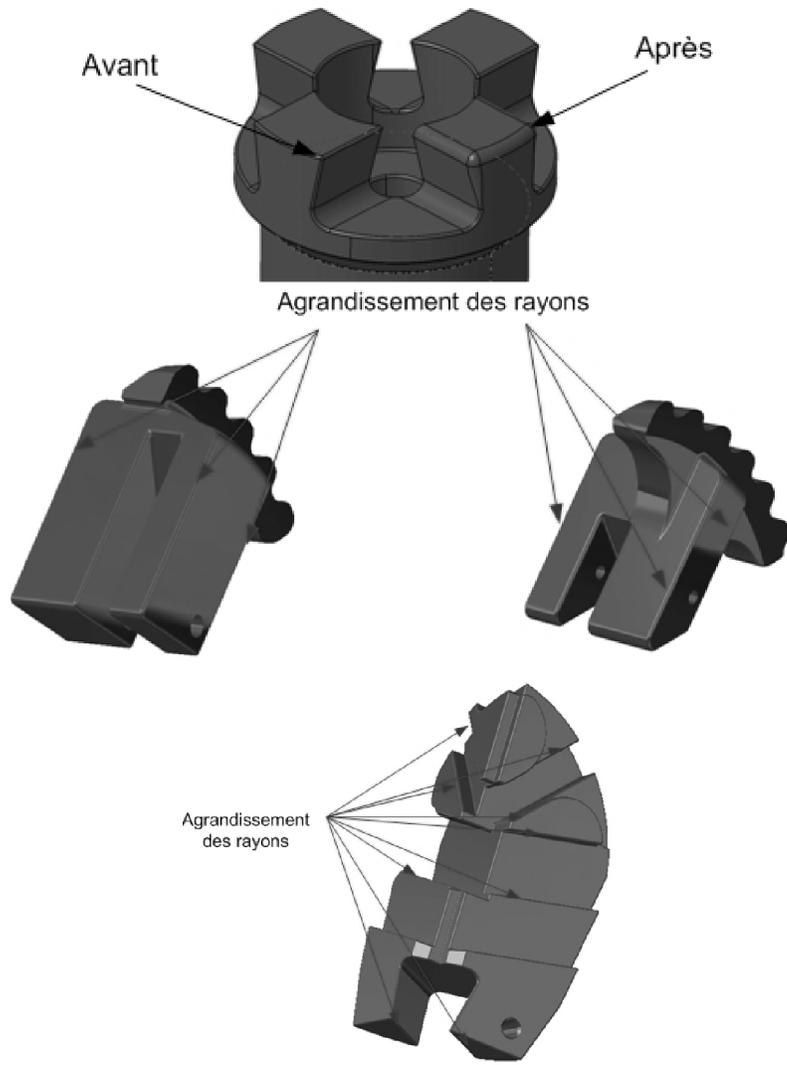
- Inspection et assemblage de l'ADV-CNC;

### **1. Inspection des pièces**

- Les pièces semblent bien avoir été fabriquées selon les exigences établies sur les dessins techniques (Après avoir discuté avec Steve Andrews - APN). Aucun rapport d'inspection n'a été fourni pour prouver cette affirmation. (voir copie du courriel)
- Une passivation a été ajoutée aux pièces pour augmenter leur résistance à la corrosion.
- Le système d'ajustement du poussoir, fabriqué par l'ÉTS, a également subi la même passivation que les autres pièces. Le matériau n'était pas du SS 420, donc le fini de surface a été modifié (noirci). Un jet de sable a été effectué pour remettre le fini de surface à son état initial.

### **2. Assemblage de L'ADV-CNC**

- Lors de l'assemblage, on a remarqué que les tolérances étaient un peu trop serrées pour que l'assemblage puisse être possible.
- Certains rayons et congés ont été augmentés pour permettre l'assemblage (sur les lames A, les lames Z, les mors et la croix). (Voir figures)
- Le sablage et le limage ont enlevé la couche de passivation à certains endroits.
- Le filet M4 de la lame centrale et du boulon d'ajustement aurait pu être du filet gauche. Lors du rétrécissement du diamètre de l'ADV-CNC, le boulon d'ajustement se dévissait de la lame centrale. Pour éliminer ce problème, un adhésif moyen à métal ("Lock tight" bleu) a été mis sur le filet.
- L'assemblage et le démontage des mors restent encore difficiles. Les tolérances devront être révisées à la hausse. Un rayon devra être ajouté, de même pour la queue d'aronde de la croix (voir figures).





La réunion s'est terminée à 16 h 00.

A handwritten signature in black ink, appearing to read 'J. Ménard'.

Compte rendu rédigé par Jérémie Ménard

## LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- Baad-Hansen, T., S. Kold, W. Fledelius, P. T. Nielsen et K. Soballe. 2006. « Comparison of performance of conventional and minimally invasive surgery acetabular reamers ». *Clin Orthop Relat Res*, vol. 448, (Jul), p. 173-9.
- Centre Orthos. 2010. « La prothèse de hanche ». <<http://www.arthroport.com/index.htm>>. Consulté le 01 Mars 2010.
- Chua, C.K., K.F. Leong et C.S. Lim. 2003. *Rapid prototyping: principles and applications*, 2<sup>nd</sup> ed. Singapore: World Scientific Publishing Co. Pte. Ltd., 420 p.
- Coyle D, Coyle K, Vale L, de Verteuil R, Imamura M, Glazener C, Zhu S. 2008. « Étude méthodique et évaluation économique de techniques à effraction minimale dans l'arthroplastie totale de hanche [Aperçu technologique numéro 39] ». *Aperçu technologique*, vol. numéro 39, (Février 2008), p. 10.
- Dassault Systèmes. 2007. *CATIA*, version. V5R17. Logiciel. France: Dassault Systèmes.
- Davidson, D., D. C. Wilson, V. T. Jando, B. A. Masri, C. P. Duncan et D. R. Wilson. 2006. « Accuracy of cut-off acetabular reamers for minimally invasive THA ». *Clin Orthop Relat Res*, vol. 453, (Dec), p. 168-72.
- Dawson-Saunders, B., B. Dawson et R.G. Trapp. 1994. *Basic & clinical biostatistics*, second edition. Norwalk, Connecticut: Appleton & Lange, 344 p.
- Demmelmeier, U., A. Schraml, W. Honle et A. Schuh. 2010. « Long-term results of the standard Wagner cup ». *Int Orthop*, vol. 34, n° 1 (Feb), p. 33-7.
- Fanchon, Jean-Louis. 2001. *Guide des sciences et technologies industrielles*. Nathan, 274 p.
- Gomez, P. F., et J. A. Morcuende. 2005. « A historical and economic perspective on Sir John Charnley, Chas F. Thackray Limited, and the early arthroplasty industry ». *Iowa Orthop J*, vol. 25, p. 30-7.
- Institut canadien d'information sur la santé. 2009. « Registre canadien des remplacements articulaires (RCRA) - Rapport 2008-2009 - Arthroplastie de la hanche et du genou au canada ». En ligne. <[http://secure.cihi.ca/cihiweb/dispPage.jsp?cw\\_page=AR\\_30\\_F](http://secure.cihi.ca/cihiweb/dispPage.jsp?cw_page=AR_30_F)>. Consulté le 8 Février 2010.

- Krizbergs, J., et A. Kromanis. 2006. « Methods for prediction of the surface roughness 3D parameters according to technological parameters ». In *5th International DAAAM Baltic Conference* (20-22 April). p. 145-150. Tallinn, Estonia. <<http://innomet.ttu.ee/daaam06/proceedings/Production%20Engineering/30Krizbergs.pdf>>.
- 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, Eliaine N. 2005. *Anatomie et physiologie humaines*, 3ième édition. Saint-Laurent (Québec): Éditions du nouveau Pédagogique Inc., 1288 p.
- Ménard, Jérémie. 2009. *Optimisation du système de coupe d'un alésoir acétabulaire*. Coll. « Rapport technique interne du LIO-HSCM ». Montréal (Qc): Laboratoire d'imagerie et orthopédie de l'hôpital Sacré-cœur de, 21 p.
- Ménard, Jérémie, et Louis Beaumont. 2010. *Optimisation et validation d'un alésoir acétabulaire à diamètre variable : Conception et analyse par éléments finis Prototype ADV-CNC & ADV*. Coll. « Rapport technique interne du LIO-HSCM ». Montréal (Qc): Laboratoire d'imagerie et orthopédie de l'hôpital Sacré-cœur de 88 p.
- Mérette, Jean-Sébastien. 2007. « Conception d'un alésoir acétabulaire à diamètre variable ». Mémoire de maîtrise en génie mécanique, Montréal, École de technologie supérieure, 245 p.
- Moulin, Diane. 2010. *Évaluation de la capabilité de la méthode d'Analyse des cavités hémisphériques : Analyse de répétabilité des cavités hémisphérique à l'aide du handyscan 3D scanner*. Coll. « Rapport technique interne du LIO-HSCM ». Montréal (Qc): Laboratoire d'imagerie et orthopédique de l'hôpital du Sacré-Cœur de Montréal, 18 p.
- Oberg, E., F.D. Jones, H.L. Horton, H.H. Ryffel, C.J. McCauley et R.M. Heald. 2008. *Machinery's handbook*. New York: Industrial Press, 2704 p.
- Ostbyhaug, P. O., J. Klaksvik, P. Romundstad et A. Aamodt. 2010. « Primary stability of custom and anatomical uncemented femoral stems: a method for three-dimensional in vitro measurement of implant stability ». *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, vol. 25, n° 4 (May), p. 318-24.
- Petit, Yvan, Julio Fernandes, Jean-Sébastien Mérette, Mathieu Dansereau, Victor Songmene et Mathieu Carrier. 2009. *ACETABULAR REAMER WITH LOCKING COLLAR*. 57 p. Brevet International WO 2009/023972 A1.
- Robert L. Mott, P.E. 1999. *Machine Elements in Mechanical Design*, Third Edition. Upper Saddle River, New Jersey, Columbus, Ohio: Prentice Hall, 794 p.

- Statistique Canada. 2007. « Portrait de la population canadienne en 2006, selon l'âge et le sexe, Recensement de 2006 – N° 97-551-XIF au catalogue ». En ligne. <<http://www12.statcan.gc.ca/francais/census06/analysis/agesex/pdf/97-551-XIF2006001.pdf>>. Consulté le 31 Août 2010.
- Sun, L., H. B. Li et B. F. Chu. 2010. « [Three-dimensional accuracy of plaster casts obtained using three impression materials] ». *Nan Fang Yi Ke Da Xue Xue Bao*, vol. 30, n° 2 (Feb), p. 257-9.
- Tjepkema, Michael. 2008. « Obésité chez les adultes au Canada : Poids et Grandeur mesurés ». *produit n° 82-620-MWF2005001 au catalogue de Statistique Canada*, n° 1, p. 36.
- Waller, Bronwen. 2010. « Répartition des composants acétabulaires selon le diamètre dans les arthroplasties de la hanche - entre le 1<sup>er</sup> avril 2003 au 31 mars 2008 ». Étude statistique non publiée. Ottawa: Rachel Hoang - Institut canadien d'information sur la santé.
- Zimmer. 2010. «For the Medical Professional : Hip». En ligne. <<http://www.zimmer.com>> Consulté le 9 Février 2010.