

RÉPUBLIQUE ALGÉRIENNE DÉMOCRATIQUE ET POPULAIRE

وزارة التعليم العالي والبحث العلمي

MINISTÈRE DE L'ENSEIGNEMENT SUPÉRIEUR ET DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE
UNIVERSITÉ D'ORAN DES SCIENCES ET DE LA TECHNOLOGIE « M. BOUDIAF »



FACULTÉ DE PHYSIQUE
DÉPARTEMENT DE TECHNOLOGIE DES MATERIAUX

Spécialité : Physique

Option : Comportement & caractérisation des matériaux pour le biomédical

MEMOIRE

Présenté par

MESTAR Abdelkader

Pour l'obtention du diplôme de **MAGISTER** En **Physique**

Thème

**ELABORATION ET VALIDATION D'UN MODELE
NUMERIQUE POUR LE COMPORTEMENT
MECANIQUE D'UNE PROTHESE DU GENOU**

SOUTENU LE : 22 / 06 / 2014 à 9^h

Devant la commission d'examen composée de :

<u>Qualité</u>	<u>Nom et Prénoms</u>	<u>Grade</u>	<u>Etb d'Origine</u>
Président	M ^r . HIADSI Said	Professeur	USTO-MB
Rapporteur	M ^r BOUTAOUS Ahmed	Professeur	USTO-MB
Examineur	M ^r ELCHIKH Mokhtar	Professeur	USTO-MB
Examineur	M ^r BELKAID Mohamed Nouredine	Maître-Conf/A	USTO-MB

Année Universitaire 2013 / 2014

Remerciements

Je souhaite vivement remercier les personnes qui ont contribué à la réalisation de ce travail. Veuillez me pardonner si j'oublie aujourd'hui certains d'entre vous, ce n'était pas ma volonté.

Le Pr. **BOUTAOUS Ahmed** , pour sa gentillesse, sa disponibilité et la pertinence de ses remarques.

merci à ma famille pour son soutien et pour m'avoir permis de réaliser mes études dans les meilleurs conditions...

Tables des matières

REMERCIEMENTS.....	03
TABLES DES MATIERES.....	07
INTRODUCTION GÉNÉRAL.....	13

CHAPITRE -I-

ANATOMIE DU GENOU ET DE LA P.T.G

1.INTRODUCTION.....	20
2.SURFACES ARTICULAIRES.....	21
2.1. LA ROTULE (PATELLA)	21
2.2. EXTREMITE INFERIEURE DU FEMUR.....	22
2.3. PLATEAU TIBIAL	23
2.4. LES MENISQUES.....	25
3. MOYENS D'UNION.....	26
3.1. LA CAPSULE ARTICULAIRE	36
3.2. LES LIGAMENTS	36
3.3. LES MUSCLES FLECHISSEURS DU GENOU	37
4. PHYSIOLOGIE ARTICULAIRE.....	29
4.1.LA FLEXION-EXTENSION	29
4.2. LA ROTATION AXIALE	30
5. LA GONOMETRIE CLASSIQUE.....	32
5.1. DEFINITION DES AXES GEOMETRIQUES ET ANGLES.....	32
6. L'ARTHROSE DU GENOU	34
6.1. LES METHODES DE TRAITEMENT.....	35
6.2. LE TRAITEMENT CHIRURGICAL.....	35
6.2.1. LA PROTHESE TOTALE DE GENOU.....	35
6.2.2. GENERALITES.....	36
6.2.2.1. LA PROTHESE TOTALE.....	38
6.2.2.2. LA PROTHESE UNICONDYLIENNE	38
6.2.2.3. LA PROTHESE FEMORO-PATELLAIRE 39.....	39

CHAPITRE – II -

LES MATERIAUX CONSACRES A LA FABRICATION DES P.T.G

INTRODUCTION.....	43
1.MATÉRIAUX CONSACRES AUX P.T.G.....	44
1.1.LES ALLIAGES MÉTALLIQUES.....	44

1.1.1. ALLIAGES A BASE DE CHROME ET DE COBALT.....	45
1.1.2. ALLIAGES A BASE DE TITANE.....	46
1.1.3. ACIERS INOXYDABLES.....	47
1.2. LES CÉRAMIQUES.....	49
1.2.1. L'ALUMINE Al_2O_3	50
1.2.2. LA ZIRCONE ZrO_2	51
1.3. LES POLYMÈRES	53
1.4. COUPLE DE FROTTEMENT DES SURFACES ARTICULAIRES	55

CHAPITRE –III-
RECONSTRUCTION ASSISTEE PAR ORDINATEUR
DE LA PROTHESE DU GENOU

1. PRESENTATION DE LA CAPTURE RADIOGRAPHIQUE.....	59
2. PRESENTATION DES LOGICIELS QUI ONT SERVI A LA REALISATION DU TRAVAIL	61
2.1. INTRODUCTION AUTOCAD	61
2.2. INTRODUCTION SOLIDWORKS.....	62
3. L'INSERTION DE L'IMAGE RADIOGRAPHIQUE DANS LE LOGICIEL AUTOCAD.....	63
4. DESSIN DE LA PROTHESE DU GENOU 2D	65
5. LA RECONSTRUCTION DE LA PROTHESE DU GENOU EN 3D.....	66
5.1. DEFINITION DE LA NORME D'HABILLAGE ET DES UNITES	68
5.2. ESQUISSE.....	68
5.3. FONCTION.....	69
6. L'IMPORTATION DU DESSIN 2D A PARTIR D'AUTOCAD VERS SOLIDWORKS.....	69
7. RECONSTRUCTION DE LA PROTHESE DU GENOU	73
7.1. BALAYAGE (DE LA 1ERE PARTIE)	73
7.2. BALAYAGE (DE LA 2EME PARTIE)	75
7.3. ENLEVEMENT DE MATIERE (EXTRUDE)	78
8. REALISATION DE LA FISSURE SUR LA PROTHESE DU GENOU	82
8.1. LE DESSIN DE LA FISSURE EN 2D	82
8.2. LA REALISATION DE LA FISSURE EN 3D	84

CHAPITRE–IV-

**MODELISATION PAR ELEMENTS FINIS DU COMPORTEMENT MECANIQUE
D'UNE PROTHESE DU GENOU**

1. CONTRAINTES MECANIKES ELEMENTAIRES.....	91
2. METHODE DES ELEMENTS FINIS.....	92
3. MATERIAUX UTILISEES.....	92
4. PRESENTATION DU LOGICIEL UTILISE POUR L'ETUDE PAR ELEMENT FINIS	93
4.1. ANSYS STRUCTURAL	93
4.1.1. ANSYS CLASSIC	94
4.1.2. ANSYS WORKBENCH	94
5. ETATS DES CONTRAINTES (CHARGEMENT)	95
6. L'ETUDE PAR ELEMENT FINIS DES CONTRAINTES NORMALES DE LA PROTHESE DU GENOU NORMALE (SANS FISSURE).....	96
6.1. PRESENTATION DE LA PROTHESE DU GENOU NORMALE (SANS FISSURE)	96
6.2. PRESENTATION DE LA PROTHESE DU GENOU NORMALE (SANS FISSURE) AVEC MILLAGE.....	97
6.3. RESULTAT DE L'ETUDE PAR ELEMENT FINIS DE LA CONTRAINTE NORMALE PAR RAPPORT AU CHARGEMENT	99
6.3.1. RESULTAT OBTENU A PARTIR DU BIOCERAMIQUE L'ALUMINIUM AL_2O_3	99
6.3.2. RESULTAT OBTENU A PARTIR DU BIOCERAMIQUE LA ZIRCONE ZRO_2	101
7. L'ETUDE PAR ELEMENT FINIS DES CONTRAINTES NORMALES DE LA PROTHESE DU GENOU AVEC FISSURE	102
7.1. PRESENTATION DE LA PROTHESE DU GENOU AVEC FISSURE.....	102
7.2. PRESENTATION DE LA PROTHESE DU GENOU A FISSURE AVEC MILLAGE	103
7.3. RESULTAT OBTENU A PARTIR DU BIOCERAMIQUE L'ALUMINIUM AL_2O_3	104
7.4. RESULTAT OBTENU A PARTIR DU BIOCERAMIQUE LA ZIRCONE ZRO_2	105
CONCLUSION GÉNÉRALE.....	108
BIBLIOGRAPHIE.....	120

INTRODUCTION GÉNÉRALE

Le marché actuel des prothèses totales du Genou compte différents modèles qui sont presque tous très semblables bien que différents, tant au niveau de leurs formes, des matériaux utilisés ou de leur revêtement de surface. Cependant, il a été montré que de faibles différences ou des modifications même apparemment discrètes des caractéristiques d'un implant pouvaient conduire à des différences significatives du comportement clinique à court ou à long terme. L'évaluation d'un implant, en termes de contrôle de qualité ne peut se faire en définitive que par l'investigation clinique, c'est justement à cause de cet aspect que le domaine de conception des prothèses totales du Genou n'a pas, à notre sens eu assez d'attention de la part des concepteurs. Mais avec l'apparition de la modélisation géométrique numériquement assistée, ce domaine pourrait à nouveau éveiller l'imagination des concepteurs.

C'est dans ce cadre que ce travail vient donner une synthèse globale de ce qui s'est fait jusqu'à lors, en tentant de comprendre les études menées, tout en s'appuyant sur leurs résultats pour proposer des alternatives aux conceptions existantes. Le but restant, d'augmenter au maximum la longévité de ces prothèses, tout en améliorant la qualité de vie de leurs porteurs.

Ce travail est conçu de sorte que les concepteurs novices dans ce domaine aient une image globale de ce qui s'est fait et de ce qui pourrait se faire dans ce domaine, en ayant pour principal atout l'avancée qu'a apporté l'outil informatique dans la conception géométrique

L'arthroplastie du genou se généralise et concerne désormais des patients plus jeunes (plus dynamiques). Il n'est plus rare de proposer ce type d'intervention pour une population encore très active. La qualité de l'implant et la précision du geste chirurgical sont dans ce cas déterminants. Le dessin et le choix de

matériau approprié font partie des facteurs de réussite d'une arthroplastie, pour cela ce travail a pour but d'étudier l'articulation du genou ayant subi une arthroplastie totale c'est-à-dire étudier la prothèse totale du point de vue mécanique en faisant recours à la méthode des éléments finis.

Dans le **CHAPITRE I**

« Généralités sur les PTG », nous apportons les définitions nécessaires, ainsi qu'un historique permettant l'initiation dans ce domaine.

Dans le **CHAPITRE II**

Nous donnerons une synthèse des matériaux utilisés pour la fabrication des PTG, ainsi que le rôle de ces matériaux dans la détermination du comportement à court et à long terme.

Dans le **CHAPITRE III**

Reconstruction assistée par ordinateur de la géométrie de l'articulation du genou en se basant sur des fichiers tomographiques du scanner.

Dans le **CHAPITRE IV**

Modélisation par éléments finis du comportement biomécanique d'une prothèse totale du genou,

CHAPITRE –I-

ANATOMIE DU GENOU ET DE LA P.T.G

1. INTRODUCTION

Le genou est l'une des articulations les plus importantes du squelette. En effet, c'est sur lui que repose en grande partie le poids du corps lorsque le sujet court, s'assoie, reste debout, etc. Dans le genou, le cartilage joue un rôle d'amortisseur entre le fémur (*os de la cuisse*) et le tibia (*os de la jambe*). [ROV2002]

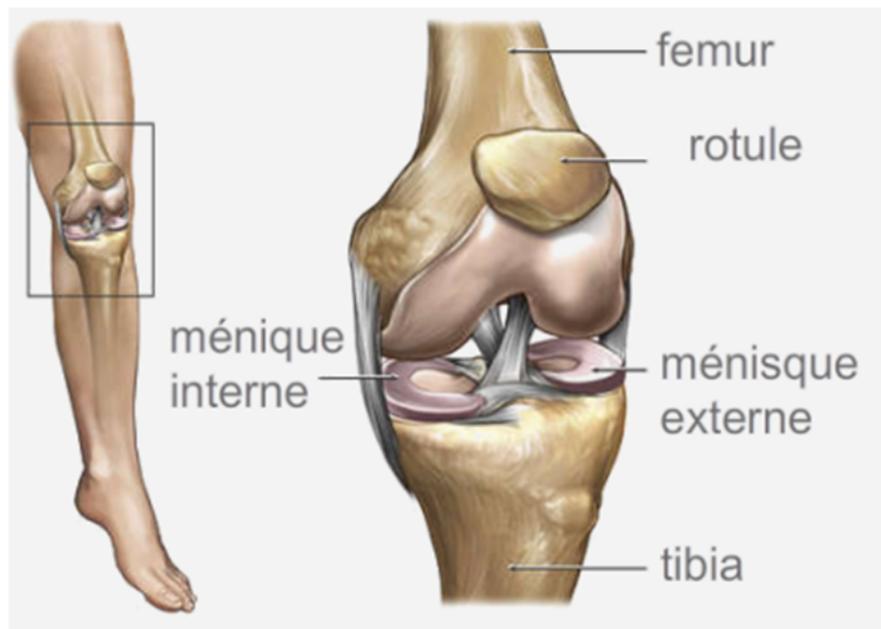


Figure 1 : l'Articulation fémoro-tibiale. & fémoro-patellaire [DRA2010]

Le genou est composé de deux articulations indissociables anatomiquement et fonctionnellement, elles sont contenues dans la même capsule articulaire [FIGURE 1].

- *L'articulation fémoro-tibiale* entre le fémur et le tibia renforcée par deux ménisques.
- *L'articulation fémoro-patellaire* entre le fémur et la rotule.

2. SURFACES ARTICULAIRES :

Les surfaces articulaires sont représentées par : [FIGURE .2] [ADA2009]

- ROTULE (*PATELLA*)
- EXTREMITÉ INFÉRIEURE DU FÉMUR
- PLATEAU TIBIAL
- MENISQUES

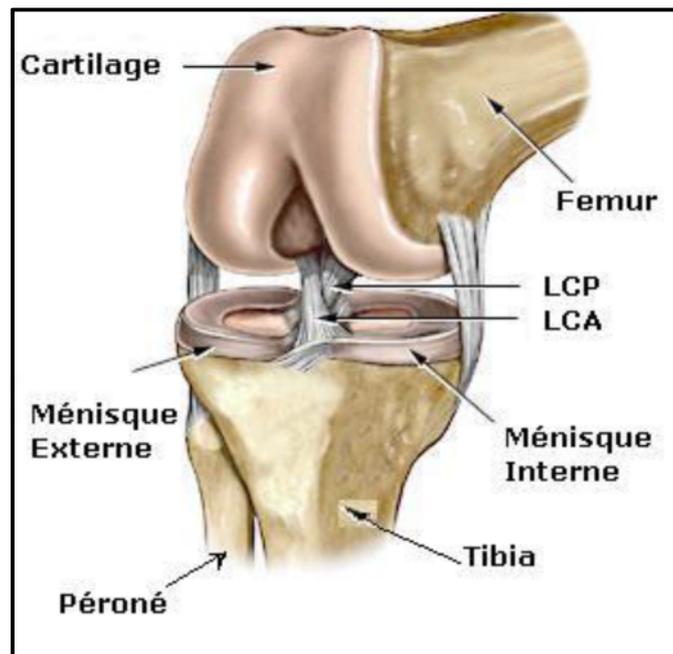


Figure 2 : Les surfaces articulaires [DRA2010]

2.1. LA ROTULE (*PATELLA*):

La rotule (*patella* dans la terminologie anatomique), autrement appelée « *boulette du genou* » est un petit os plat de forme triangulaire, qui se situe à l'avant du genou, enchâssé dans le tendon du muscle de la cuisse : le quadriceps et, articulé avec le fémur. [FIGURE .3] [ADA2009]

La rotule est un os à forme triangulaire dont la pointe est dirigée vers le bas, vers le tibia ; elle est composée de deux faces, trois bords et un sommet ; on estime également qu'elle possède une face antérieure et une face postérieure. Sa face articulaire, qui correspond au sommet se compose de cartilage.

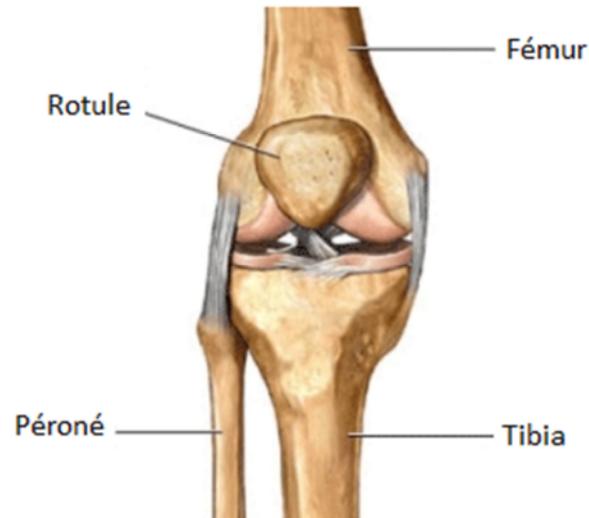


Figure 3 : La Rotule du Genou [DRA2010]

Très importante, la rotule fait partie intégrante de l'ossature du genou, elle permet en effet de réaliser les mouvements de flexion-extension du genou.

2.2. EXTREMITÉ INFÉRIEURE DU FÉMUR

Le fémur est l'os le plus long du membre inférieur, le plus gros (*par son volume*), et le plus solide. [FIGURE .4] [ADA2009]



Figure 4 : le Fémur[DRA2010]

La partie postérieure de l'épiphyse distale du fémur supporte les deux condyles (*latéral*) et (*médial*). Ils sont proéminents et divergents vers l'arrière, présentant une double convexité transversale et sagittale . Les condyles sont séparés en arrière par Incisure (*Echancrure*) inter condyalaire . [FIGURE .5]



Figure 5: Extrémité inférieure du fémur [WEI2010].

La trochlée fémorale Elle est située à la face antérieure de l'extrémité inférieure du fémur. Elle s'articule avec la face postérieure de la rotule. Son versant latéral est plus étendu que le médial.

2.3. PLATEAU TIBIAL :

Le tibia est un os du membre inférieur, C'est le deuxième os par ordre de grandeur du corps humain, le plus grand étant le fémur.

[FIGURE .6] [ADA2009]



Figure 6 : Le Tibia [DRA2010].

Elle est volumineuse et est allongée transversalement, elle est faite de deux condyles soudés : [FIGURE .7]

- Une condyle interne
- Une condyle externe, déjetés en dorsal (postérieur), présente une face supérieure articulaire et un pourtour :

La face supérieure : elle est horizontale et porte la surface articulaire tibiale craniale (cavités glénoïdes)

Le pourtour :

- Antérieur : sous cutané, présente la tubérosité tibiale où s'insère le ligament patellaire
- externe : avec le tubercule infracondyalaire
- postérieur : présente en extérieur la surface fibulaire
- interne : creusé d'un sillon où s'insère le tendon réfléchi du muscle demi-membraneux

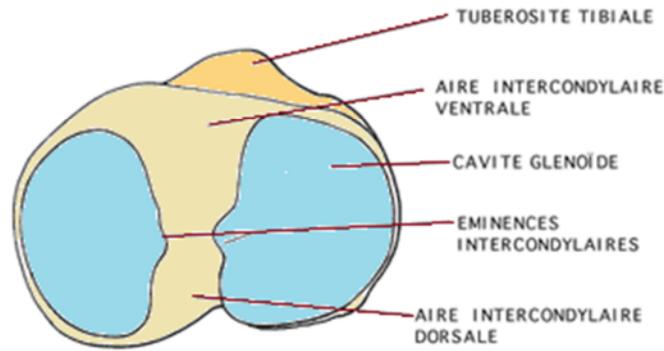


Figure 7 LE PLATEAU TIBIAL [WEI2010].

2.4. LES MENISQUES :

Entre le fémur et le tibia, il y a deux anneaux semi-circulaires de fibro-cartilage s'appelant les ménisques interne et externe. Ceux-ci offrent également plus de stabilité supplémentaire à votre genou quand le genou pivote. Le ménisque interne est également partiellement attaché au ligament latéral interne. Ainsi parfois, lors d'un étirement du LLI on peut être amené à blesser le Ménisque Interne par contiguïté. À la différence du côté externe, le ménisque n'est pas attaché au LLE. Ainsi, il y a une l'association plus rare d'une blessure du ménisque et LLE. [FIGURE .8] [NET2011]

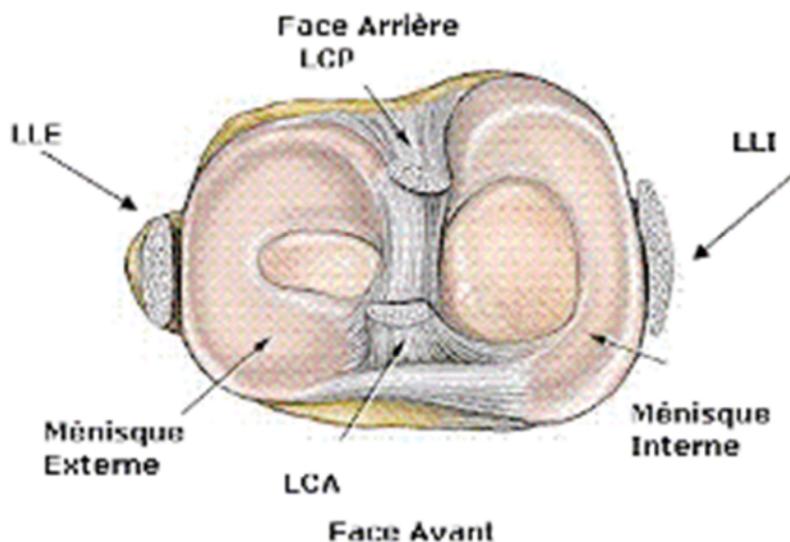


Figure 8 : Les Ménisques, vue axiale du plateau tibial [WEI2010].

3. MOYENS D'UNION

3.1. LA CAPSULE ARTICULAIRE :

La capsule enserre la totalité de l'articulation du genou et contient le liquide synovial. [FIGURE .9] [NET2011]

C'est un manchon fibreux qui relie les surfaces articulaires s'insère plus au moins près du cartilage articulaire, elle a la forme d'un cylindre ,

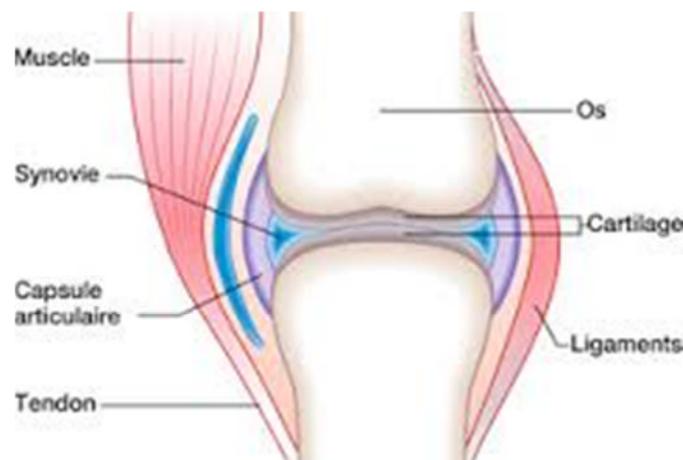


Figure 9 : MOYENS D'UNION CAPSULE ARTICULAIRE [WEI2010].

3.2. LES LIGAMENTS :

Ils assurent la stabilité de l'articulation du genou qui est superficielle exposée aux traumatismes notamment chez les sportifs. [FIGURE .10] [NET2011]

Les ligaments de l'articulation fémoro-tibiale sont :

- **Le ligament croisé postérieur (LCP)** qui s'insère au niveau de la moitié supérieure de la facemédiale de l'échancrure intercondylienne et sur la partie postérieure de l'épine tibiale, en dessous de l'interligne articulaire,
- **Le ligament croisé antérieur (LCA)** qui s'insère dans la partie postérieure de la face latérale de l'échancrure intercondylienne, il croise par devant le ligament croisé postérieur pour se fixer sur la partie antérieure de l'épine tibiale,

- Le **ligament latéral interne (LLI)** qui s'insère sur la face médiale du condyle médial la face médiale du tibia,
- Le **ligament latéral externe (LLE)** qui s'insère sur la face externe du condyle latéral et sur la tête de la fibula. A noter que l'articulation fibulo-tibiale ne possède pratiquement aucune mobilité.

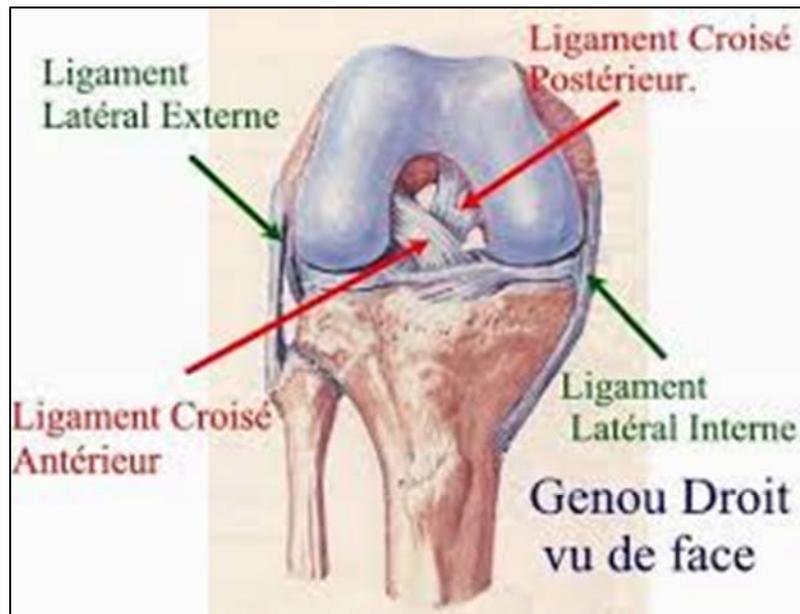


Figure 10 : MOYENS D'UNION LES ligaments [DRA2010].

3.3. LES MUSCLES FLECHISSEURS DU GENOU : [ADA2009]

Ischio-jambiers Semi

- tendineux
- Semi – membraneux
- Biceps fémoral

Muscles de la patte d'oie:

- Semi – tendineux
- Gracile
- Sartorius

Autres muscles:

- Poplité
- Gastrocnémiens

Les muscles extenseurs du genou [FIGURE .11-1]***Le quadriceps:***

- Droit fémoral
- Vaste intermédiaire
- Vaste interne
- Vaste externe

Le muscle articulaire du genou :

- contribue au bon déroulement de
- l'extension (cul de sac sous quadricipital)



Figure 11-1 : Les muscles extenseurs du genou [THI2008].

Les muscles rotateurs externes du genou [FIGURE .11-2]

Figure 11-2 : Les muscles rotateurs externes du genou- Biceps fémoral [THI2008].

Les muscles rotateurs internes du genou [FIGURE 11-3]

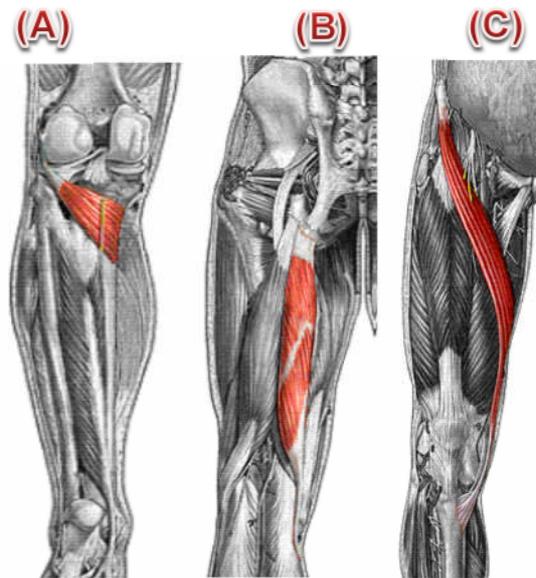


Figure 11-3 : Les muscles rotateurs internes du genou- (A) Poplité –(B) Semi – tendineux
- (C) Sartorius Gracile [THI2008].

4. PHYSIOLOGIE ARTICULAIRE

Articulation intermédiaire du membre inférieur, c'est principalement une articulation à 1 degré de liberté : la **flexion-extension**. Accessoirement, elle comporte un 2° degré de liberté: la **rotation axiale**. Le genou travaille principalement en compression. Il doit posséder une grande stabilité et une grande mobilité. [ADA2009]

4.1. La Flexion-Extension

La flexion-extension est le mouvement principal du genou. La position de référence est constituée lorsque la jambe est dans l'axe de la cuisse. L'extension éloigne la face postérieure de la cuisse de la face postérieure de la jambe. Elle est normalement de 0°. Un récurvatum est possible, surtout passivement, de 5 à 10°. La flexion rapproche la face postérieure de la cuisse de la face postérieure de la jambe. La flexion active atteint 140° si la hanche est fléchie, 120° si la hanche est étendue (diminution d'efficacité des ischio-jambiers). La flexion

passive atteint 160° et permet au talon d'entrer en contact avec la fesse.
 Pathologie : rétraction de l'appareil extenseur ou rétractions capsulaires.
[FIGURE 12] [ADA2009]

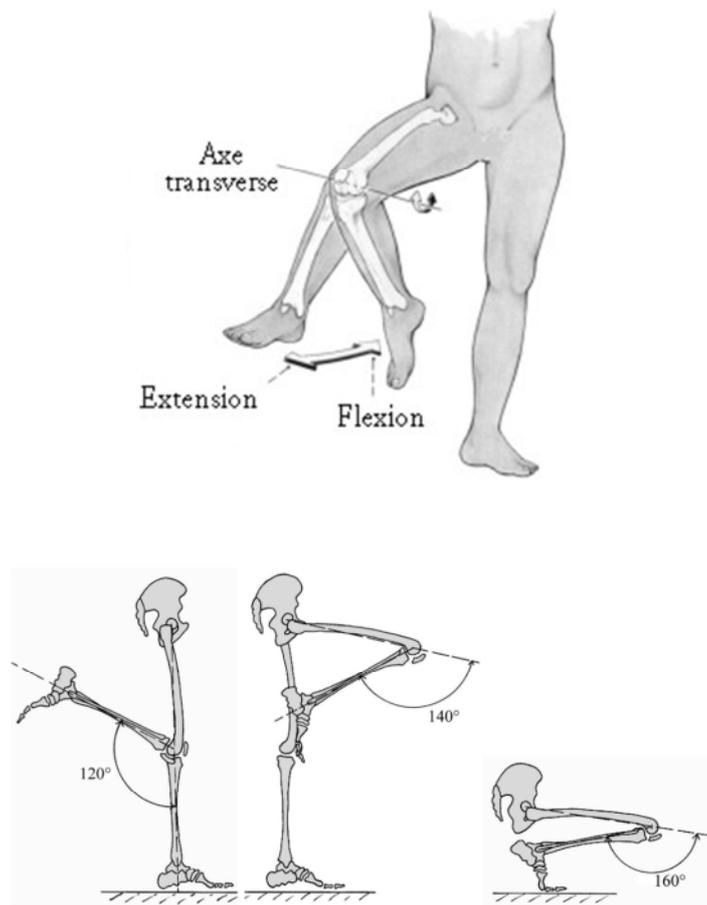


Figure 12 : Mouvements de flexion extension du genou [ADA2009].

4.2. La Rotation axiale

Les amplitudes de rotation axiale, elle en peut être effectuée que le genou fléchi.
 La rotation externe est d'environ 40° en actif, contre 30° pour la rotation interne.
 Il existe une rotation axiale automatique :

Lors de l'extension, le genou se trouve porté en rotation externe. (Extension, Rotation Externe) et inversement. **[FIGURE 13] [ADA2009]**

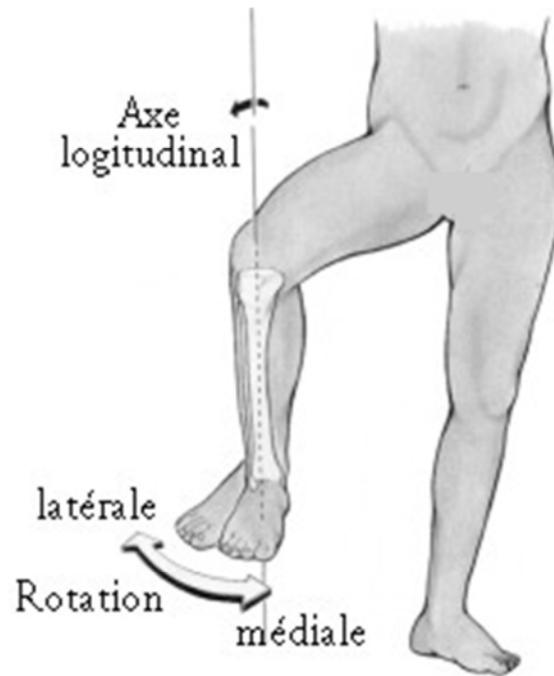


Figure 13 : Amplitude de rotation [ADA2009].

C'est parce que le condyle externe recule plus que l'interne lors de la flexion du genou qu'apparaît une rotation interne du tibia et vice et versa.

Ce recul différentiel des condyles est du à 3 facteurs :

- L'inégalité de développement du contour condylien : Celui de l'externe est plus grand que celui de l'interne.
- La forme des glènes : le condyle interne recule peu car il est contenu dans une glène concave, à l'inverse du condyle externe.
- L'orientation des ligaments latéraux : lorsque les condyles reculent sur les glènes, le ligament latéral interne se tend plus précocement que l'externe.

5. LA GONOMETRIE CLASSIQUE

5.1. Définition des axes géométriques et angles [FIGURE 14]

La gonométrie classique consiste à tracer directement sur le pangonogramme, quatre segments géométriques reliant différentes références anatomiques :

L'axe mécanique fémoral

Est l'axe passant par le centre de la tête fémorale et le centre du genou,

L'axe mécanique tibial

Lie le centre cheville au centre du genou,

L'axe bicondylien distal

Passe par le sommet des deux condyles distaux fémoraux,

L'axe des fonds de plateaux ou axe biglénodien

Joint les deux compartiments tibiaux.

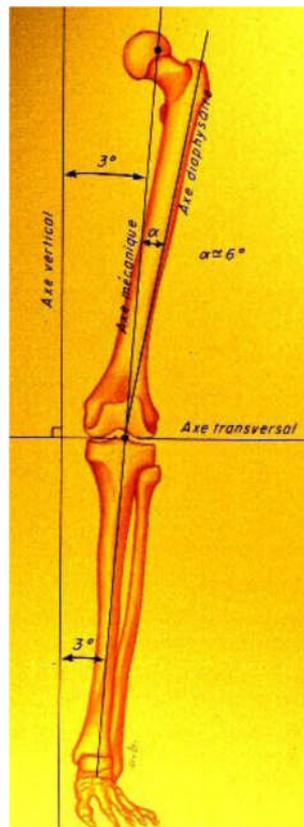


Figure 14 : Définition des axes géométriques [WEI2010].

L'alignement du membre inférieur est évalué en mesurant, à l'aide d'un rapporteur directement sur la radiographie, les angles séparant deux à deux les axes géométriques précités. [ROV2002]

La déviation angulaire frontale ou angle fémoro-tibial mécanique

Est l'angle aigu formé par l'axe mécanique du fémur et l'axe mécanique du tibia. Cet angle est mesuré en dedans Les données de la littérature sont concordantes

L'angle de la composante condylienne ou angle fémoral mécanique

C'est l'angle compris entre l'axe mécanique du fémur et l'axe bicondylien distal; il est mesuré en dedans et en haut.

L'angle de la composante tibiale ou angle tibial mécanique

C'est l'angle compris entre l'axe mécanique du tibia et la tangente aux plateaux tibiaux ; il est mesuré en dedans et en bas.

Ont contribué à la normalisation de ces mesures, tout en considérant un élément nouveau : l'importance de la répartition des efforts dans l'étude de la désaxation. Ces travaux ont également permis de définir le genu varum, genu valgum ou normo-axé [FIGURE 15]

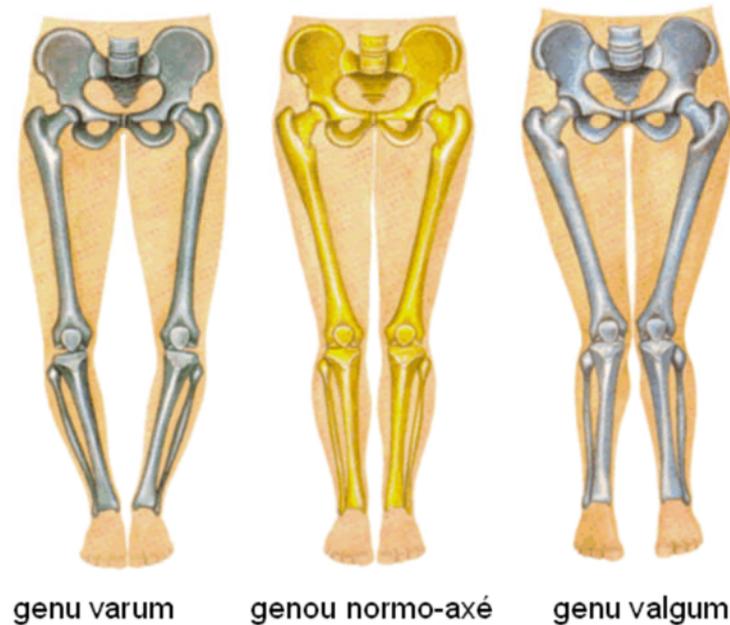


Figure 15 : Le tracé de l'axe mécanique global permet de classer la déviation angulaire selon 3 catégories, en fonction de la position du centre genou par rapport à l'axe. [WEI2010]

6. L'ARTHROSE DU GENOU :

Qu'est-ce que l'arthrose du Genou ?

Les symptômes de détérioration (**O**) des ménisques et du cartilage articulaire sont des signes d'altération naturels pouvant aboutir à une usure articulaire irréversible. Contrairement à d'autres types de tissu du corps humain (par exemple la peau), le cartilage articulaire n'est pas capable de se régénérer ou de se réparer. Un cartilage articulaire lésé ou usé est donc perdu pour toujours. Cette perte de la couche superficielle de l'articulation conduit rapidement à une restriction fonctionnelle douloureuse. [FIGURE 16] [TOF2002]

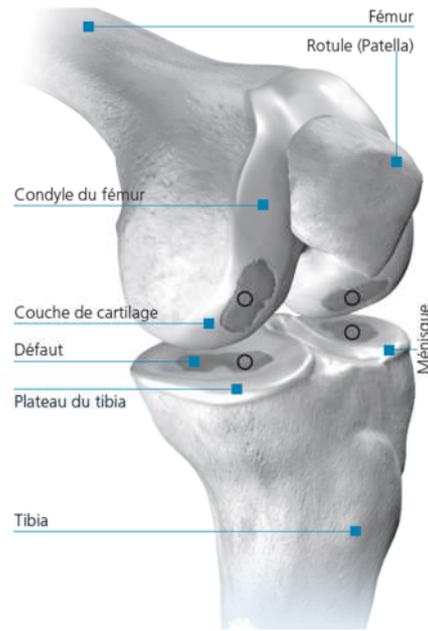


Figure 16 : l'arthrose du Genou [HER2004]

6.1. Les méthodes de traitement

Avant d'implanter une prothèse, le médecin essaiera d'abord de traiter la maladie par des méthodes non-chirurgicales pour apaiser les douleurs [NEO.ORG].

Toutes ces mesures n'ont aucune efficacité durable et à long terme. Bien souvent, un réel soulagement des douleurs et le rétablissement de la fonction locomotrice ne peuvent être obtenus que grâce au remplacement de l'articulation du genou par une prothèse.

6.2. Le traitement chirurgical

6.2.1. La prothèse totale de genou

Le but de la mise en place d'une prothèse de genou est de rétablir une fonction locomotrice sans douleur. Une articulation artificielle ne peut pourtant jamais tout à fait remplacer la perfection de l'articulation naturelle. [CHA2004]

Votre médecin vous expliquera au préalable l'opération et son déroulement. Il vous indiquera également quel type de prothèse de genou doit être implanté. Cependant, l'état précis de l'articulation ne sera visible que lors de l'opération. Il est possible, à ce moment-là, qu'il puisse dévier du cours opératoire discuté avec vous. [FIGURE 17]

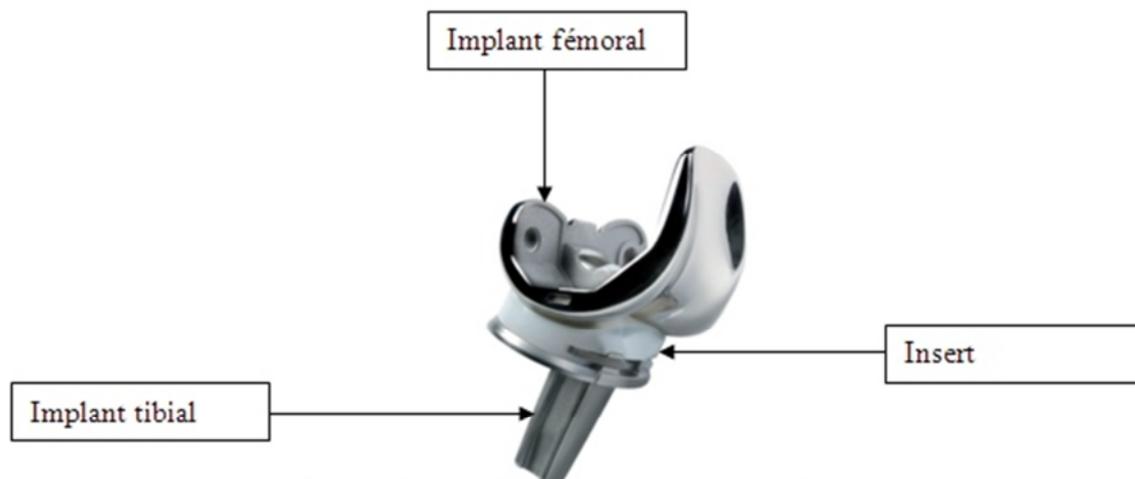


Figure 17 : prothèse totale de genou [SER2011]

6.2.2. Généralités

L'expérience des arthroplasties du genou a débuté en 1890 par les tentatives de Von GLUCK avec des implants en ivoire, mais c'est à partir de 1940 que les premiers pas véritables ont commencé, notamment avec R. et J. JUDET en 1947 qui implantèrent une prothèse acrylique contrainte à charnière en 1947 [FIGURE 18].

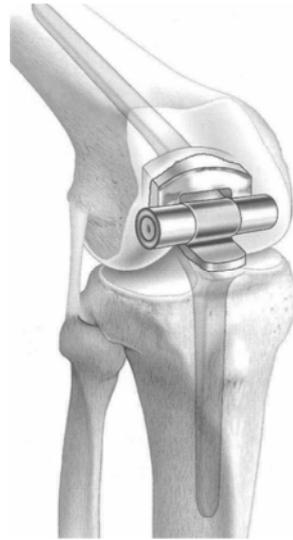


Figure 18 : Prothèse contrainte à charnière [SER2011]

C'est à GUNSTON en 1967, que revient le mérite d'avoir mis au point la première prothèse non contrainte à glissement. Il est le premier à réaliser un remplacement complet des surfaces articulaires sans stabilisation mécanique entre les deux parties fémorales et tibiales [FIGURE 19]. Cette innovation donnera naissance aux prothèses unicondyliennes ou unicompartimentales que nous ne développerons pas ici.

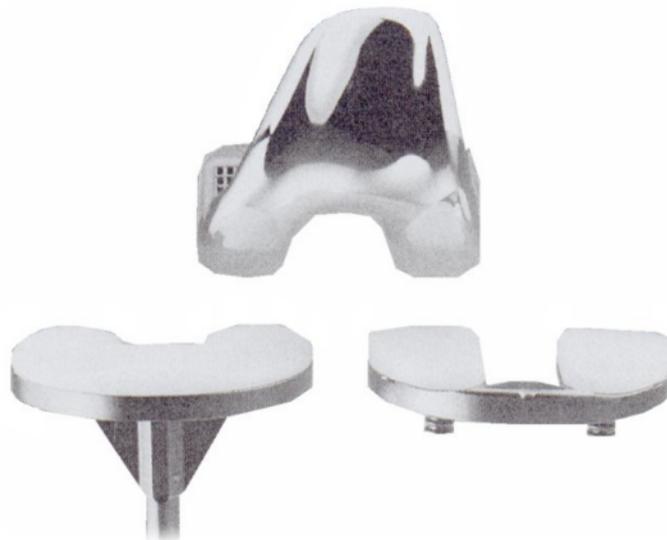


Figure 19 : Prothèse non contrainte à glissement [SER2011]

Ce type de prothèse non contrainte, demande des appareils ligamentaires et musculaires intègres. Leur mise en place est délicate [CHA2004].

6.2.2.1. La prothèse totale

Cette prothèse est implantée lorsqu'il faut remplacer toute l'articulation, c'est-à-dire lorsque la surface articulaire du tibia et du fémur est détruite. Les ligaments, qui servent à maintenir l'enchaînement naturel des mouvements, restent en place [FIGURE 20]. [CHA2006]



Figure 20 : La prothèse totale [CHA2006]

6.2.2.2. La prothèse unicondylienne

La prothèse unicondylienne est utilisée lorsque seule la moitié de la surface articulaire est atteinte. La partie intacte de l'articulation reste en place [FIGURE 21]. [CHA2006]



Figure 21 : La prothèse unicondylienne [CHA2006]

6.2.2.3. La prothèse fémoro-patellaire

Cet implant est utilisé lorsqu'il ne faut remplacer que la surface de glissement entre le fémur et la rotule [FIGURE 22]. [CHA2006]



Figure 22 : La prothèse fémoro-patellaire [NEY2012]

CHAPITRE II

LES MATERIAUX CONSACRES A LA FABRICATION DES P.T.G

INTRODUCTION

Les matériaux utilisés sont le métal pour les composants du fémur et du tibia et le polyéthylène à la fois pour la surface intermédiaire destinée à remplacer les ménisques et pour le resurfaçage de la rotule.

Les prothèses de genou sont habituellement fixées à l'os par un ciment chirurgical. Parfois, le ciment est remplacé par un matériau recouvrant l'implant. Dans ce cas, il n'y a pas de stabilisation immédiate mais une stabilisation secondaire induite par la repousse osseuse autour de la prothèse. On parle alors de prothèse sans ciment.

Les matériaux destinés à être en contact permanent ou provisoire avec les systèmes biologiques doivent obéir à des règles très strictes, notamment de biocompatibilité et de biocompétence, pour pouvoir être utilisés en pratique médicale.

La biocompatibilité est définie par l'absence de réaction de l'organisme vis à vis d'un matériau sous la forme d'un élément complet ou sous forme de produits d'usure ou de corrosion susceptibles d'être libérés par cet élément. La biocompétence est caractérisée elle, par la capacité du matériau à supporter les contraintes mécaniques qu'il est supposé subir. Ces deux propriétés sont regroupées sous le terme de bio-fonctionnalité, ou aptitude d'un matériel à remplir la fonction attendue pendant la durée prévue. Toutes les prothèses, quel qu'en soit le mode de fixation (avec ou sans ciment), sont soumises aux mêmes principes biologiques: la réaction de l'organisme aux corps étrangers microscopiques (débris d'usure du polyéthylène de la cupule, débris produits de la corrosion métallique). Ces mécanismes ne sont pas spécifiques des

arthroplasties mais font appel aux processus généraux de l'inflammation et à ses médiateurs, ou plus exceptionnellement aux mécanismes immunologiques.

La dimension des particules d'usure détermine le type de réaction de l'organisme: lorsque les fragments sont très petits, de l'ordre du micron, ou de forme très irrégulière (débris d'alliage de titane, par exemple), il se produit une réaction macrophagique intense, même si les particules sont en quantité modérée. La réaction macrophagique se traduit par une résorption osseuse, ou ostéolyse, qui à la longue déstabilise la prothèse. Les particules de plus de 10 microns, trop volumineuses pour être phagocytées, sont entourées de cellules géantes et de tissu fibreux qui apparaît radiologiquement sous la forme d'un liseré radio transparent et ne donnent pas naissance à un granulome inflammatoire. Les ions métalliques libérés au contact de l'implant passent dans la circulation générale et sont retrouvés dans des viscères (rate, foie, poumon, rein) et des muscles. La résorption osseuse peut avoir d'autres origines. Elle peut être liée à la trophicité de l'os porteur et notamment à **l'ostéoporose (Glossaire)**. Plus souvent, la résorption osseuse est due aux contraintes mécaniques exercées par la prothèse sur le support osseux. [CHA2010]

1. MATÉRIAUX CONSACRES AUX P.T.G.

1.1. LES ALLIAGES MÉTALLIQUES

Ils constituent l'ensemble des composantes du fémur ainsi que le renforcement métallique du tibia. [CHA2010]

1.1.1. Alliages à base de chrome et de cobalt.

L'alliage chrome/cobalt est le plus répandu en chirurgie orthopédique depuis plus de quarante ans. [ARG2009]

C'est le matériau qui offre le plus de qualités mécaniques requises pour une prothèse de genou, c'est à dire une résistance à la rupture extrêmement élevée, une déformabilité quasi nulle et surtout des propriétés de glissement des surfaces polies qui sont les plus avantageuses de tous les matériaux actuellement disponibles hormis la céramique.

Leur utilisation fait suite aux résultats obtenus par les odontologistes dans la fabrication de prothèses . Ils sont bien tolérés, très durs et peu déformables. Ils peuvent être moulés selon le principe de la cire perdue ou forgés ((Cr, Co, Mo), (Cr, Ni, Co, Mo)). Les alliages moulés, composés de 63 à 65% de cobalt, 26 à 30% de chrome, 4 à 7% de molybdène et de moins de 2,5% de nickel, sont difficiles à usiner mais, du fait de leur dureté, sont bien adaptés pour constituer des surfaces de frottement. La composition et les propriétés mécaniques des alliages forgés varient d'un alliage à l'autre.

Caractéristiques mécaniques	
Le module de Young – E en [GPa]	220
La limite élastique – e en [MPa]	640
La contrainte à la rupture en traction - r en [MPa]	835
La résistance à la fatigue - f en [MPa]	530

TAB. 1 - Caractéristiques mécaniques de l'Alliages à base de chrome et de cobalt [TRO2005]

La passivation de la surface par une couche de chrome assure une excellente résistance à la corrosion. Malgré cela, il existe toujours une dissolution passive du métal. Si ces alliages résistent mieux à la corrosion que les aciers inoxydables, ils sont également très rigides.

1.1.2. Alliages à base de titane

Le titane a été utilisé pour certaines parties prothétiques. Le titane à l'avantage de la légèreté mais il a l'inconvénient de ne pas offrir de bonnes surfaces de glissement. [ARG2009]

Il n'est donc utilisé que dans les prothèses à plateau fixe au niveau de la pièce tibiale. Il ne doit pas être utilisé pour les parties intervenant dans le mouvement et le glissement de la prothèse.

On les rencontre sous deux formes : le (Ti6Al4V) et le (Ti6Al7Nb) qui ne contient pas de vanadium. Le vanadium serait responsable de réactions d'intolérance. Ils sont caractérisés par une bonne résistance à la fatigue et par un module d'élasticité deux fois moins élevé que celui des aciers inoxydables et des alliages de cobalt-chrome :

Caractéristiques mécaniques	
Le module de Young – E en [GPa]	110
La limite élastique – e en [MPa]	1050
La contrainte à la rupture en traction - r en [MPa]	1185
La résistance à la fatigue - f en [MPa]	650

TAB. 2 - Caractéristiques mécaniques de l'Alliages à base de titane [TRO2005]

Leur dureté médiocre les rend inadaptés pour constituer des surfaces de frottement.. Sa rigidité est près de deux fois moindre que celle des alliages classiques, et notamment des stellites : ceci améliorerait la transmission des contraintes à l'os. Elle paraît meilleure lorsque l'implant est sous forme massive, puisque l'interface entre les tissus vivants et le métal est très fine, l'os venant au contact même du matériau. Par contre, sous forme de débris d'usure, la tolérance est moins bonne que celle des autres alliages, une quantité équivalente de débris entraînant une réaction macrophagique plus intense, et une élévation plus élevée de la concentration des médiateurs de l'inflammation. [ARG2009]

Mais c'est sa dureté qui est vraisemblablement le facteur prédominant dans les intolérances rapportées; en effet cette dureté (évaluée par pénétration d'un poinçon sous une force donnée) est près de deux fois inférieure à celle de matériaux tels que les stellites. Cette faible dureté entraîne une grande importance de débris à l'occasion de la friction : l'usure induite par les petits déplacements de l'alliage de titane est particulièrement importante. Or, les prothèses du genou de conception moderne comportent plusieurs assemblages soumis à ces petits déplacements.

1.1.3. Aciers Inoxydables

Seuls sont utilisés les aciers austénitiques (Glossaire) qui sont amagnétiques et résistants à la corrosion. L'alliage **316L** contenant 0,03% de carbone constitue le meilleur acier orthopédique. Il est particulièrement destiné à la fabrication d'implants permanents comme les prothèses. Sa teneur en carbone améliore sa résistance à la corrosion en milieu biologique. Sa teneur en chrome, égale à 12% au minimum, assure une passivation par une couche d'oxyde de chrome. Ses propriétés mécaniques sont les suivantes :

Caractéristiques mécaniques	
Le module de Young – E en [GPa]	200
La limite élastique – e en [MPa]	280
La contrainte à la rupture en traction - r en [MPa]	520
La résistance à la fatigue - f en [MPa]	250

TAB. 3 - Caractéristiques mécaniques de l' Aciers Inoxydables [TRO2005]

L'acier inoxydable reste cependant sensible à la corrosion et ce d'autant plus qu'il existera des micromouvements de l'implant. Il est également très rigide.

Nous pouvons résumer les principaux problèmes avec les métaux et alliages métalliques en ces quelques points:

- 1) Corrosion électrochimique et durabilité.
- 2) Mécanismes de dégradation non électrochimiques incluant les Interactions protéine/métal.
- 3) Réactions immunitaires et d'hypersensibilité.
- 4) Adaptation des propriétés mécaniques.
- 5) Propriétés de frottements et problèmes de débris.

1.2. LES CÉRAMIQUES

Depuis de nombreuses années, le matériel chirurgical évolue et actuellement, les matériaux les plus modernes permettent un allongement croissant de l'espérance de vie d'une prothèse de genou.

En effet, les céramiques, permettent de diminuer grandement les phénomènes d'usure des éléments de la prothèse, en permettant donc au composant fémoral de se mobiliser par rapport au tibia avec un couple de friction minime.

Les céramiques se caractérisent par une température de fusion élevée et un comportement fragile, qui déterminent leurs domaines d'application. Elles incluent des oxydes, des sulfures, des borures, des nitrures, des carbures, des composés Inter métalliques.

Ces céramiques de nouvelle génération, constituent une classe de matériaux aux propriétés remarquables : bonne résistance à la corrosion, haute résistance à l'usure et au frottement et bonnes résistances mécaniques.

Deux céramiques sont actuellement utilisées comme matériau des PTG : l'alumine Al_2O_3 et la Zircone ZrO_2 . Ils sont utilisés dans les prothèses totales de hanche et les prothèses totales du genou, ainsi qu'en odontologie pour les implants dentaires. [MEK2001]

L'une des différences essentielles entre les métaux et les céramiques est le caractère «fragile» des céramiques. Les céramiques ne peuvent pas s'adapter à une déformation de plus de quelques micromètres. Contrairement aux métaux, les céramiques ne présentent pas de plasticité (aptitude à la déformation). Elles se caractérisent par un comportement purement élastique, avec un module de Young élevé.

1.2.1. L'Alumine Al_2O_3

Les composants en céramique d'alumine ont été utilisés pour la première fois dans les années 1970, d'abord en France, puis en Allemagne. Plusieurs études ont clairement démontré que le taux d'usure du polyéthylène face aux composantes du fémur en alumine était nettement inférieur au taux d'usure observé face à l'acier inoxydable ou aux alliages Co-Cr.

Ce matériau présente une excellente résistance à toutes les formes de corrosion, une bonne bio-tolérance sous forme massive et sous forme de particules, une densité élevée et une structure cristalline très fine permettant d'avoir un excellent état de surface après polissage, l'indice de rugosité Ra pouvant atteindre 0,01m, une mouillabilité et une dureté élevées. Ces propriétés lui confèrent les caractéristiques mécaniques suivantes : [TRO2005] [BOU2011].

Caractéristiques mécaniques	
Pureté en %	99,9
Résistance à la compression [MPa]	$\cong 4000$
Résistance à la flexion [MPa]	550-600
Module d'Young [GPa]	380
Coefficient de Poisson (ν)	0,18
Taille moyenne du grain [μm]	1,3
Masse volumique [g/mm^3]	3,9
Ténacité statique en traction, KIC [$\text{MPa}\sqrt{m}$]	3,5 - 6

TAB. 4 - Caractéristiques mécaniques de L'Alumine Al_2O_3 [TRO2005]

L'alumine, même avec une microstructure fine et une grande pureté chimique, présente une résistance à la rupture modeste, bien inférieure à celle des métaux. Elle est donc sensible aux défauts et présente une faible résistance aux concentrations de contraintes. Pour cette raison, afin de conserver un niveau de fiabilité élevé. Malgré ces restrictions, de nombreuses fractures de composantes du fémur en alumine ont été rapportées au cours de ces 20 dernières années. Ces ruptures constituent un problème majeur.

1.2.2. La Zircone ZrO_2

La céramique de zircone ZrO_2 a été introduite avec succès en orthopédie, d'abord en Europe à partir de 1985, puis aux USA à partir de 1989.

La céramique de zircone se caractérise par un mécanisme de renforcement par transformation de phase, qui est à l'origine de ses propriétés mécaniques exceptionnelles. La résistance à la rupture peut atteindre 4 fois celle de l'alumine. La zircone est considérée comme le meilleur matériau céramique pour la résistance à la rupture. Ainsi, les propriétés mécaniques de la zircone, associées à une excellente biocompatibilité et résistance à l'usure, font de ce matériau le meilleur candidat pour les les prothèses totales de hanche et les prothèses totales du genou, de nouvelle génération. Les composantes fémorales en zircone sont maintenant couramment utilisées en orthopédie pour remplacer les composantes fémorales en alumine et surtout les composantes fémorales métalliques.

Généralement stabilisée à l'aide d'additifs (MgO , CaO , Y_2O_3 , Al_2O_3 ,...) dont le taux varie entre 5 et 10%, elle possède une bonne résistance à toutes les

formes de corrosion, Ces propriétés lui confèrent les caractéristiques mécaniques suivantes : [TRO2005] [BOU2011].

Caractéristiques mécaniques	
Pureté en %	95,6
Résistance à la compression [MPa]	≅ 6000
Résistance à la flexion [MPa]	2200
Module d'Young [GPa]	220
Coefficient de Poisson (ν)	0,31
Taille moyenne du grain [μm]	0,35
Masse volumique [g/mm^3]	6,1
Ténacité statique en traction, K_{IC} [$\text{MPa}\sqrt{m}$]	6 - 12

TAB. 5 - Caractéristiques mécaniques de La Zircone ZrO_2 [TRO2005]

L'introduction, en 1993, d'une opération de compaction isostatique à haute température (HIP) a constitué une amélioration majeure du processus de fabrication des composantes fémorales en zircone. Cette opération élimine totalement les défauts résiduels ou en réduit fortement la taille. D'autres améliorations du processus de fabrication ont également été apportées et, en particulier, un test d'épreuve unitaire à partir de 1990. Une conséquence directe de la mise en place du test d'épreuve unitaire est la forte diminution du taux de rupture à partir de 1990. Il est probablement encore inférieur ces dernières années, puisque aucune fracture de composantes fémorales ayant subi l'opération de HIP et fabriquées après 1994 n'a été signalée à ce jour.

1.3. LES POLYMÈRES

C'est une macromolécule thermoplastique qui est utilisée pour la fabrication du plateau tibial. Plusieurs types de polyéthylène ont été créés pour essayer de ralentir son usure. On espère ainsi limiter la production de débris d'usure de polyéthylène qui provoquent souvent, 15 à 20 ans plus tard une résorption osseuse autour des implants, laquelle nécessite alors une nouvelle intervention pour remplacer les implants.

Le principal polymère utilisé pour des applications orthopédiques est le polyéthylène avec haute densité. Le polyéthylène actuellement retenu comme matériau des composantes du tibia est le UHMWPE (Ultra High Molecular Weight PolyEthylene). C'est un matériau viscoélastique dont le module d'élasticité, voisin de $0,7 \text{ GPa}$, est plus proche de celui du ciment et de l'os que les alliages métalliques ou la céramique. Sa biocompatibilité est excellente même vis-à-vis des particules de polyéthylène si leur quantité reste suffisamment faible pour permettre l'élimination des débris.

Le problème essentiel du polyéthylène est son usure par abrasion liée à la présence d'un troisième corps ou d'irrégularités sur la surface (métal ou céramique) en regard du polyéthylène : par adhérence (liée à l'élimination par le frottement des irrégularités à la surface du polyéthylène), par fatigue (liée au vieillissement et qui apparaît selon certaines études à partir de la 8ème année) ou par fluage. Les prothèses cimentées ont une grande longévité si l'épaisseur du polyéthylène est de l'ordre de 10 mm (8 mm en fond de rainures). [COM2006]

Les principaux problèmes mal résolus avec les polymères actuellement mis en œuvre ne concernent pas que la biocompatibilité à l'interface matériau-tissu. Pour les polymères non résorbables on peut citer :

1. Instabilité au rayonnement gamma.
2. Réactivité à certains types de médicaments.
3. Stabilité hydrolytique.
4. Calcification.
5. Risques liés aux additifs, aux composants de bas poids moléculaire, aux produits de dégradation in vivo, aux produits résiduels de stérilisation.
6. Manque de standards.
7. Manque de mesures de dégradation et de bio-résorption.
8. Effets biologiques des produits de dégradation.
9. Effets des enzymes sur la dégradabilité.
10. Erosion de surface ou érosion de la masse.
11. Effets de la stérilisation sur la biodégradabilité.
12. Effets de la stérilisation sur les agents pharmacologiques incorporés au polymère.
13. Effets sur la cicatrisation.
14. Remplacement des tissus naturels.
15. Vieillissements physique et chimique.
16. Effet de la stérilisation.
17. Interactions avec les éléments vivants (macromolécules, cellules, organes).
18. Devenir en cas d'utilisation limitée dans le temps.
19. Effets biologiques positifs ou négatifs.

Les polymères, par la nature de leur construction moléculaire à base d'éléments de répétition, sont des candidats du futur pour l'élaboration de prothèses permanentes ou temporaires sophistiquées, ou encore pour remplacer des matériaux actuellement d'origine naturelle.

1.4. COUPLE DE FROTTEMENT DES SURFACES ARTICULAIRES

En général, une prothèse est constituée de plusieurs matériaux qui vont s'articuler entre eux avec des forces de frottement (couple de frottement). Il est nécessaire d'obtenir le couple de frottement le plus bas possible. [DOR1986]

Plusieurs couples de frottement ont été utilisés et

- Les alliages de métaux s'articulent avec des pièces en polyéthylène : couple de frottement métal-polyéthylène.
- Les pièces en alliage de métal peuvent s'articuler avec d'autres pièces en alliage de métal : couple de frottement métal-métal.
- Les pièces en céramique peuvent s'articuler avec du polyéthylène : couple de frottement céramique-polyéthylène.
- Les pièces en céramique avec une autre pièce en céramique : couple de frottement céramique-céramique.

CHAPITRE –III–

RECONSTRUCTION ASSISTEE PAR ORDINATEUR DE LA PROTHESE DU GENOU

Dans le chapitre qui suit il est question de la reconstruction d'une prothèse du genou basée sur :

- une capture radiographique d'un sujet âgé de 59 ans pesant 94 kg ayant subi une opération de chirurgie plastique pour implanter une prothèse totale du genou dans une clinique spécialisée en chirurgie orthopédique.
- Deux logiciel (CAO / DAO) de dessin assisté par ordinateur en (2D/3D), il s'agit du SolidWorks et de l'AutoCAD.

I- **Présentation de la capture radiographique :**

La prise radiographique appartient à un sujet âgé de 59 ans pesant 94kg qui a subi une opération en chirurgie plastique ayant pour but d'implanter une prothèse totale du genou droit.

L'image ci-dessous (figure1) a été téléchargée directement de l'appareil de radiographie source afin de conserver l'intégralité de la photo ainsi que ses dimensions. **[CL.Chelia]**

Cette dernière représente une image radiographique de la prothèse du genou position debout l'une face et l'autre profile



Figure-1- image radiographique de la prothèse du genou position debout l'une face et l'autre profile [CL.Chelia]

II- Présentation des logiciels qui ont servi à la réalisation du travail :

2-1- Introduction AutoCAD :

AutoCAD est un logiciel de dessin assisté par ordinateur (**DAO**) créé en décembre 1982 par Autodesk. [**AutoCAD-80**]

Bien qu'il ait été développé à l'origine pour les ingénieurs en mécanique, il est aujourd'hui utilisé par de nombreux corps de métiers. Il est actuellement le logiciel de **DAO** le plus répandu dans le monde. C'est un logiciel de dessin technique pluridisciplinaire



La place prépondérante qu'a pris AutoCAD sur le marché, surtout pour la 2D, s'explique notamment par la popularité du format **DWG**, qui est devenu la norme, et par le nombre très important de logiciels complémentaires, aussi appelés plugiciels, qui se sont développés autour de ce produit pour faciliter son utilisation en fonction des besoins de chaque profession.

En dépit des nouveautés intégrées dans les dernières versions, AutoCAD reste principalement orienté vers la 2D. Ses capacités en matière de 3D, de **CAO** ou de **CFAO** n'en font un logiciel optimal dans aucune de ces trois catégories. Ses possibilités générales et son ancienneté l'ont néanmoins amené à dominer largement le domaine de la 2D.

2-2- Introduction SolidWorks : [LAC1759]

SolidWorks est un logiciel propriétaire de conception assistée par ordinateur 3D fonctionnant sous Windows.

Créé en 1993 par l'éditeur américain éponyme, SolidWorks a été acheté le 24 juin 1997 par la société Dassault Systèmes

SolidWorks est un modéleur 3D utilisant la conception assistée par ordinateur. Il génère 3 types de fichiers relatifs à trois concepts de base : la pièce, l'assemblage et la mise en plan. Ces fichiers sont en relation. Toute modification à quelque niveau que ce soit est répercutée vers tous les fichiers concernés.

SOLIDWORKS PREMIUM

2011



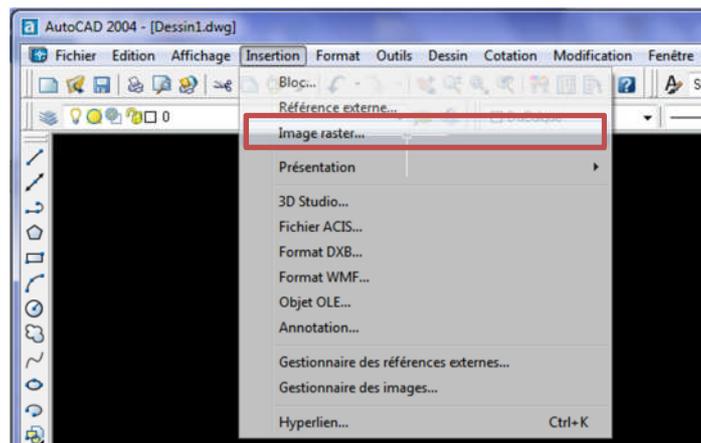
Image courtesy of Dedini S/A Industrias de Base

LET'S GO
DESIGN

 SolidWorks

III- l'insertion de l'image radiographique dans le logiciel AutoCad :

il est simple d'insérer une image dans le logiciel il suffit de cliquer sur ... **Insertion...** dans la barre d'outils puis sélectionner ...**Image raster...** dans la liste des choix pour obtenir l'image radiographique à partir du fichier source [**MICROCAD**]



Après avoir dressé la capture radiographique sur le plan de travail le logiciel demande par la suite les dimensions réelles de l'image étudiée dans une fenêtre**Propriété OLE...** telle que taille (largeur /hauteur) ou échelle (largeur /hauteur)

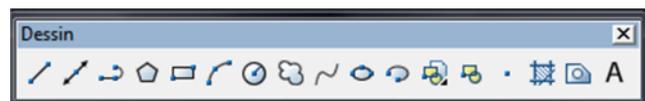


Donc le résultat de l'image réelle ainsi que ses dimensions originelles font du logiciel un outil de travail dont l'erreur est approximative à zéro (erreur ≈ 0)



IV- dessin de la prothèse du genou 2D :

pour obtenir un dessin de prothèse du genou en 2D sur le logiciel AutoCad il est nécessaire d'utiliser la barre d'outils de dessin ainsi que tous ses outils (ligne , arc ,polyligne, cercle...etc)



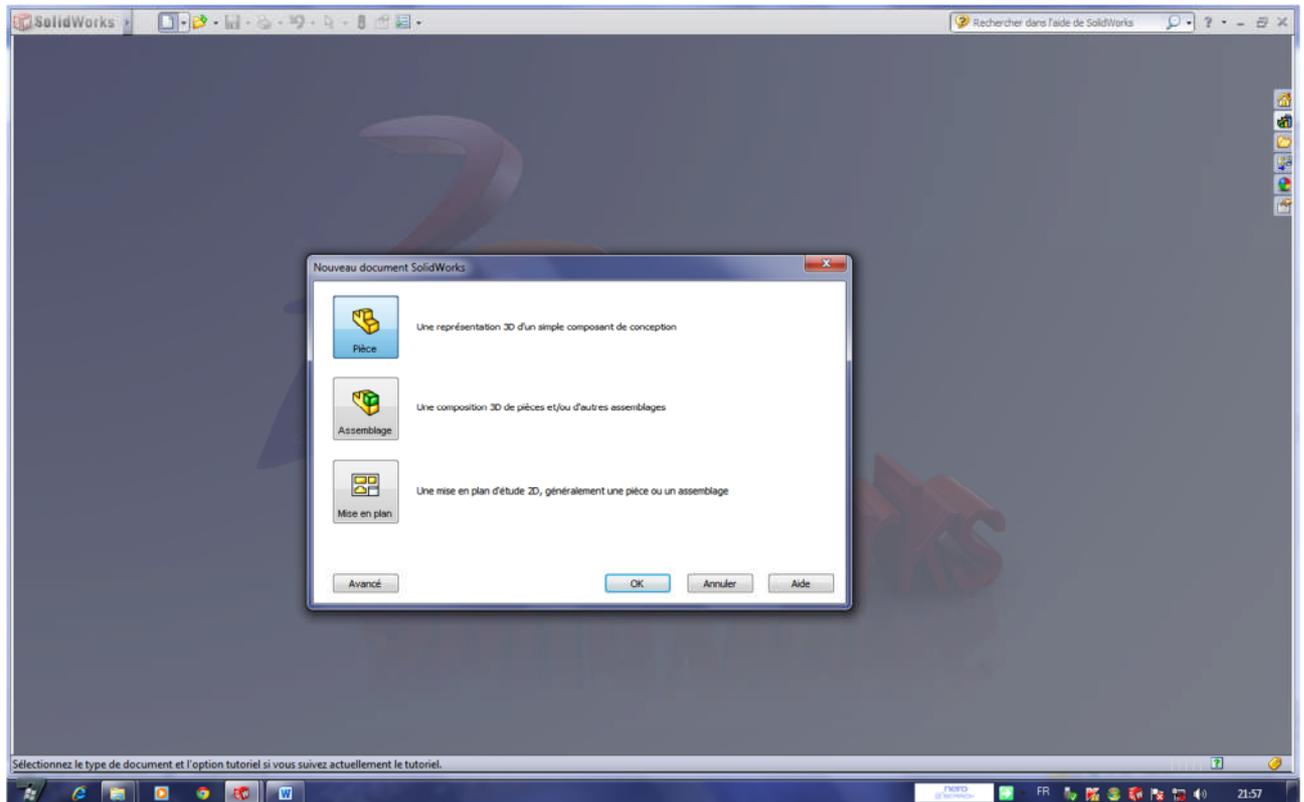
Le résultat du travail est une figure offrant une vue du genou face et une autre vue profil marquée en rouge dans les deux figures ci-dessous





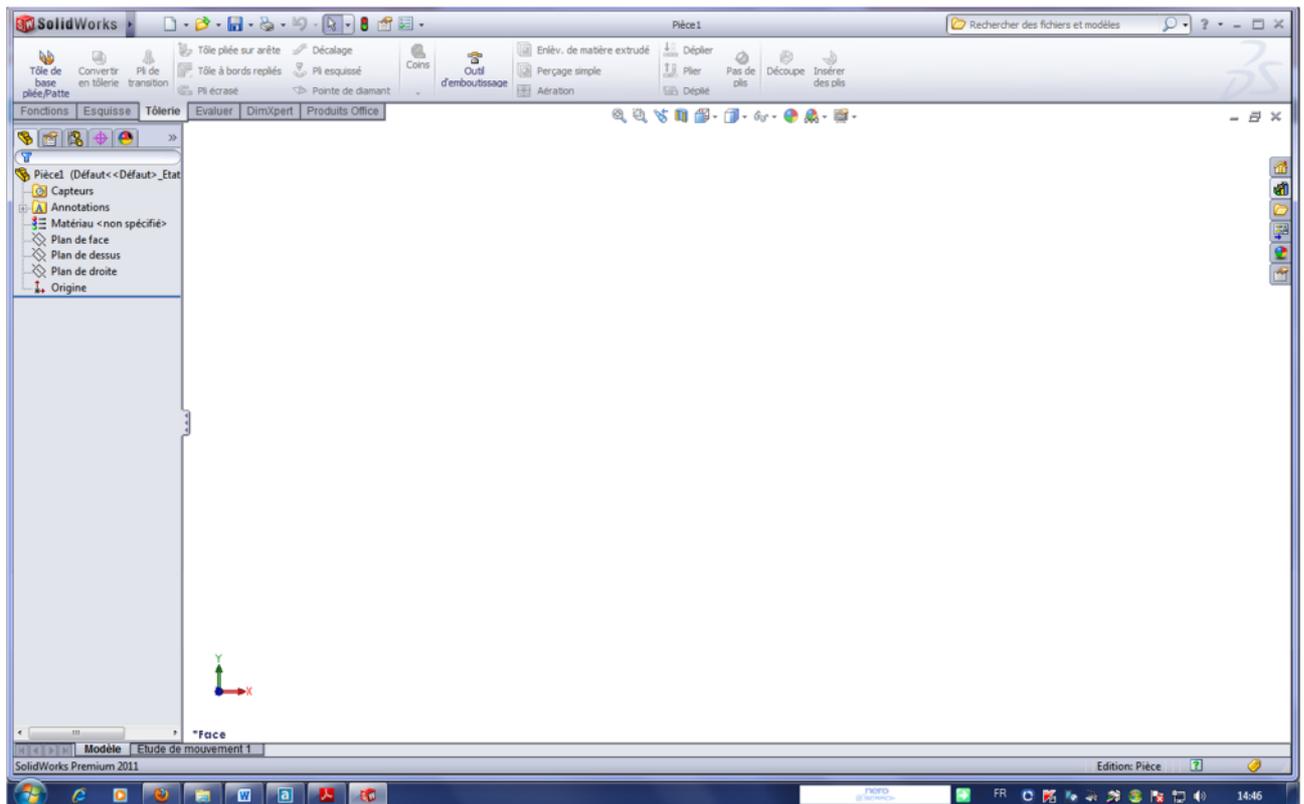
V- la reconstruction de la prothèse du genou en 3D : [SolidWorks]

pour la reconstruction d'un modèle de la prothèse du genou en 3D sur le logiciel SolidWorks il faut suivre les étapes suivantes :



1. Ouverture d'une nouvelle pièce
2. Les pièces constituent les éléments de base du logiciel SolidWorks. Au cours de cette procédure, vous allez ouvrir un nouveau document de pièce où vous construirez un modèle.
3. Cliquez sur Nouveau (barre d'outils Standard) ou sur Fichier > Nouveau.
4. Dans la boîte de dialogue Nouveau document SolidWorks, cliquez sur Pièce, puis sur OK.

Un nouveau document de pièce s'ouvre.



5-1- Définition de la norme d'habillage et des unités :

Avant de commencer la modélisation, vous devez définir la norme d'habillage et l'unité de mesure de la pièce.

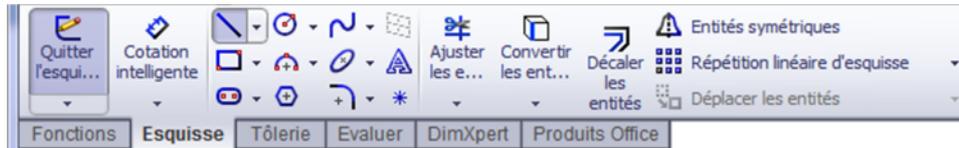
1. Cliquez sur Options (barre d'outils Standard) ou sur Outils > Options.
2. Dans la boîte de dialogue Options du système - Général, cliquez sur l'onglet Propriétés du document.
3. Dans Norme d'habillage générale, sélectionnez ISO.
4. Dans le volet gauche, cliquez sur Unités.
5. Sous Système d'unités, sélectionnez MMGS pour utiliser les millimètres, grammes et secondes comme unités de mesure.
6. Cliquez sur OK.
- 7.

5-2- Esquisses :

L'esquisse sert de base à plupart des modèles 3D.

La création d'un modèle commence généralement par une esquisse. A partir de l'esquisse, vous pouvez créer des fonctions. Vous pouvez combiner une ou plusieurs fonctions pour créer une pièce. Ensuite, vous pouvez combiner et

contraindre les pièces appropriées pour créer un assemblage. A partir des pièces ou des assemblages, vous pouvez créer des mises en plan.



5-3- Fonctions

Une fois l'esquisse terminée, vous pouvez créer un modèle 3D en utilisant de fonctions telles que l'extrusion (base du robinet) et la révolution (poignée du robinet). Certaines fonctions basées sur des esquisses présentent des formes particulières, bossages, enlèvements de matière et perçages. D'autres, telles que les lissages et les balayages, utilisent un profil le long d'une trajectoire.

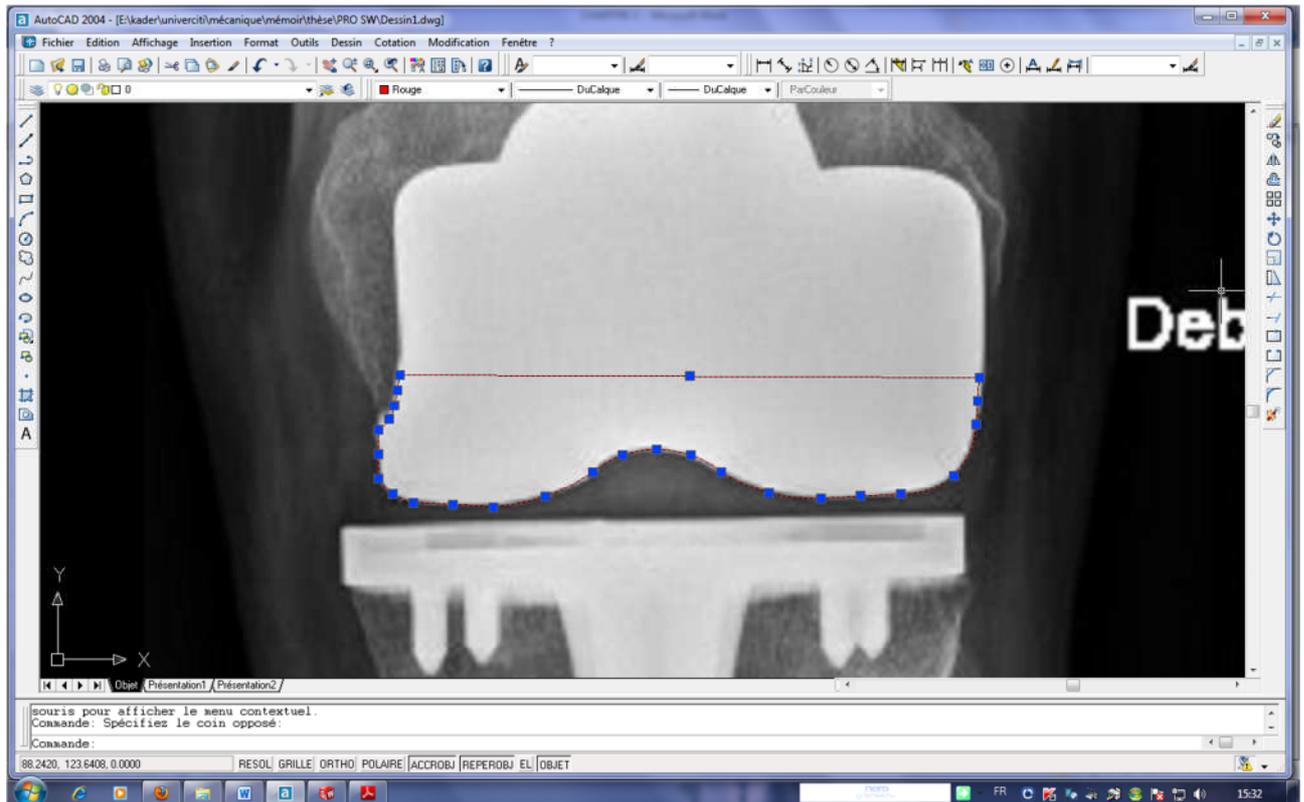
Les fonctions appliquées représentent un autre type de fonction et ne requièrent pas d'esquisse. Il s'agit notamment des congés, des chanfreins ou des coques. Elles sont appelées "appliquées" car elles sont appliquées à la géométrie existante à l'aide de côtes et d'autres caractéristiques pour créer la fonction.



VI- L'importation du dessin 2D à partir d'AutoCad vers SolidWorks :

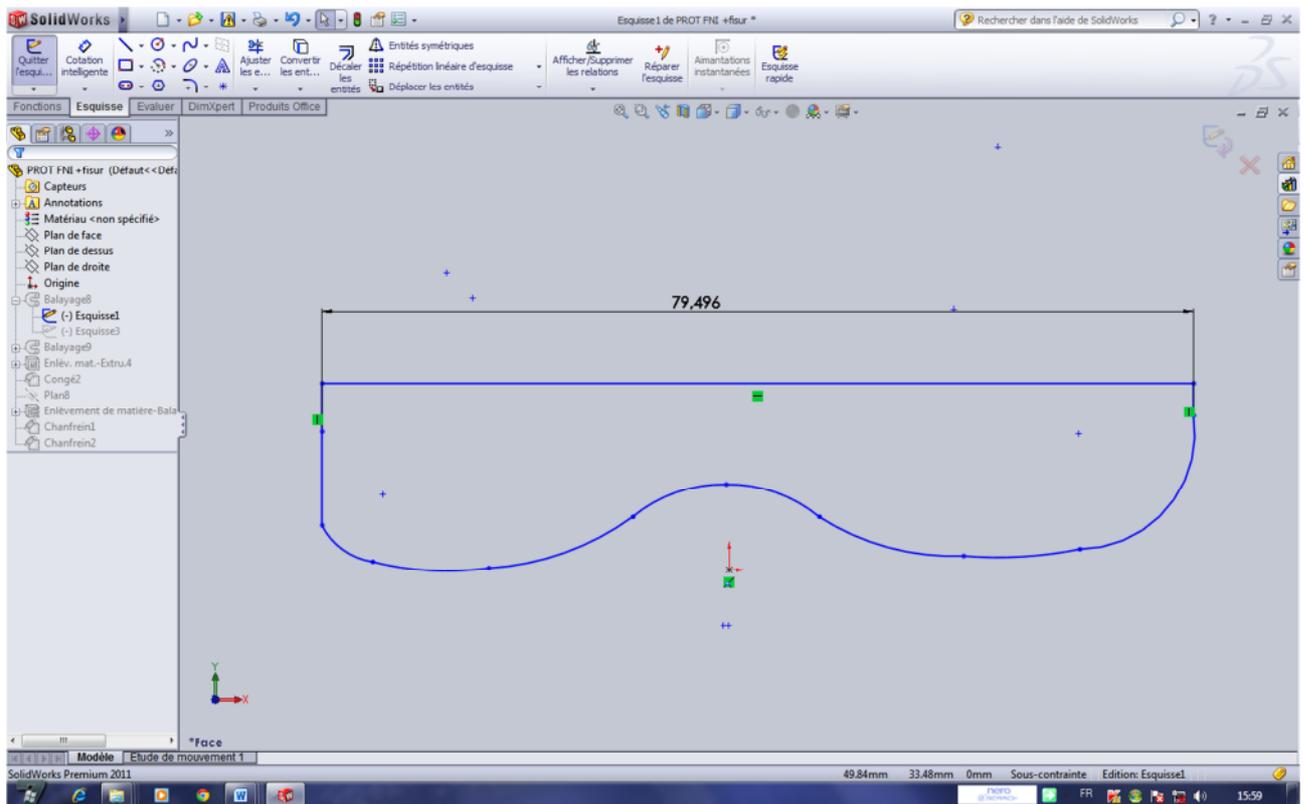
En se basant sur le dessin (debout profil) réalisé sur le logiciel AutoCad :

- Sélectionné le dessin
- Cliquer sur le bouton droit de la souris puis sélectionner **...copier...**

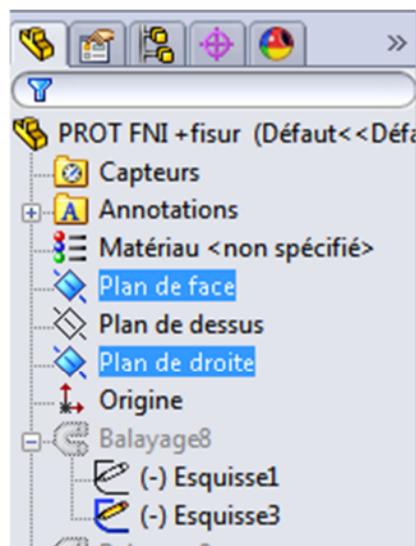


La suite du travail se fait sur le logiciel SolidWorks :

- Ouvrir un nouveau document
- Appuyez sur **...Pièce...**
- Sur la feuille de dessin cliquez sur le centre du plan avec le bouton droit de la souris puis sélectionner **...coller...**
- Le dessin apparait ensuite sur le plan de travail.

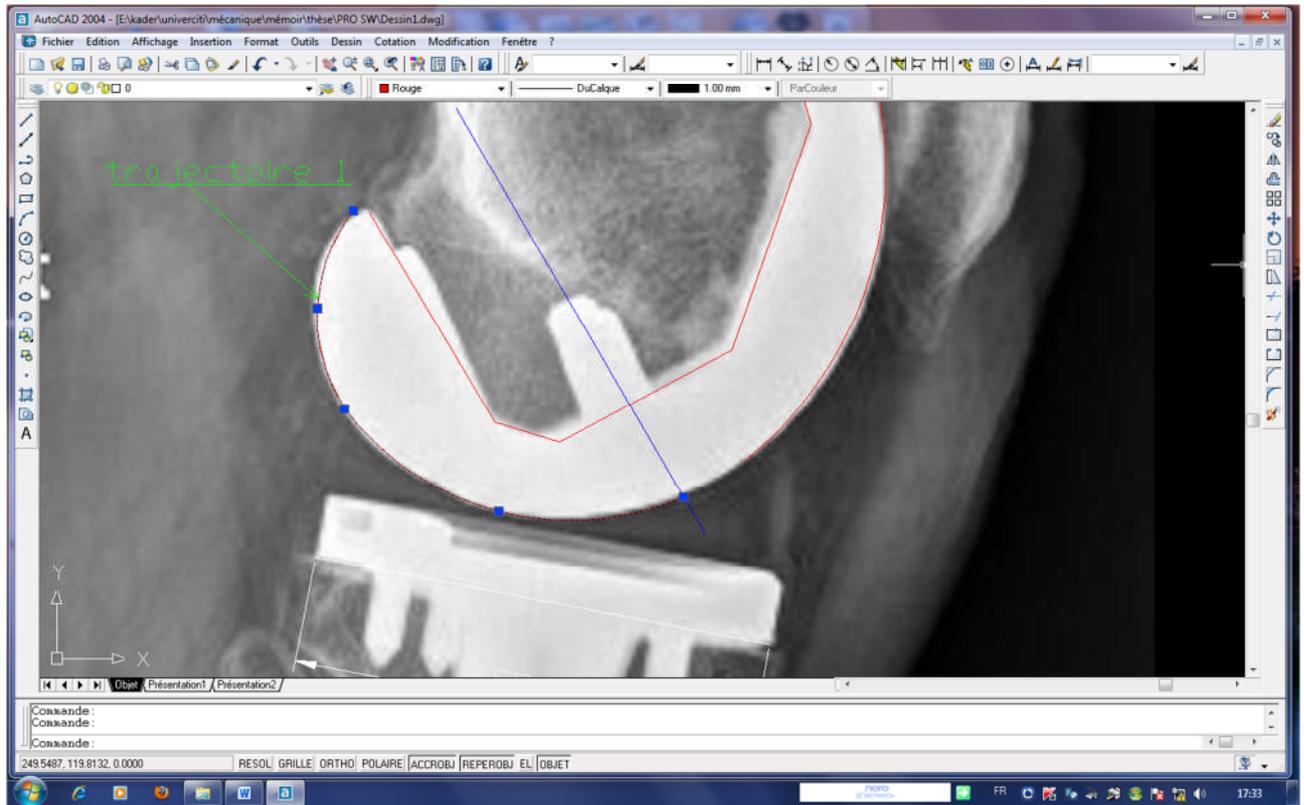


Dans l'arbre de création (feature manager) sélectionnez un autre plan de dessin perpendiculaire par rapport au plan de face du dessin déjà réalisé.



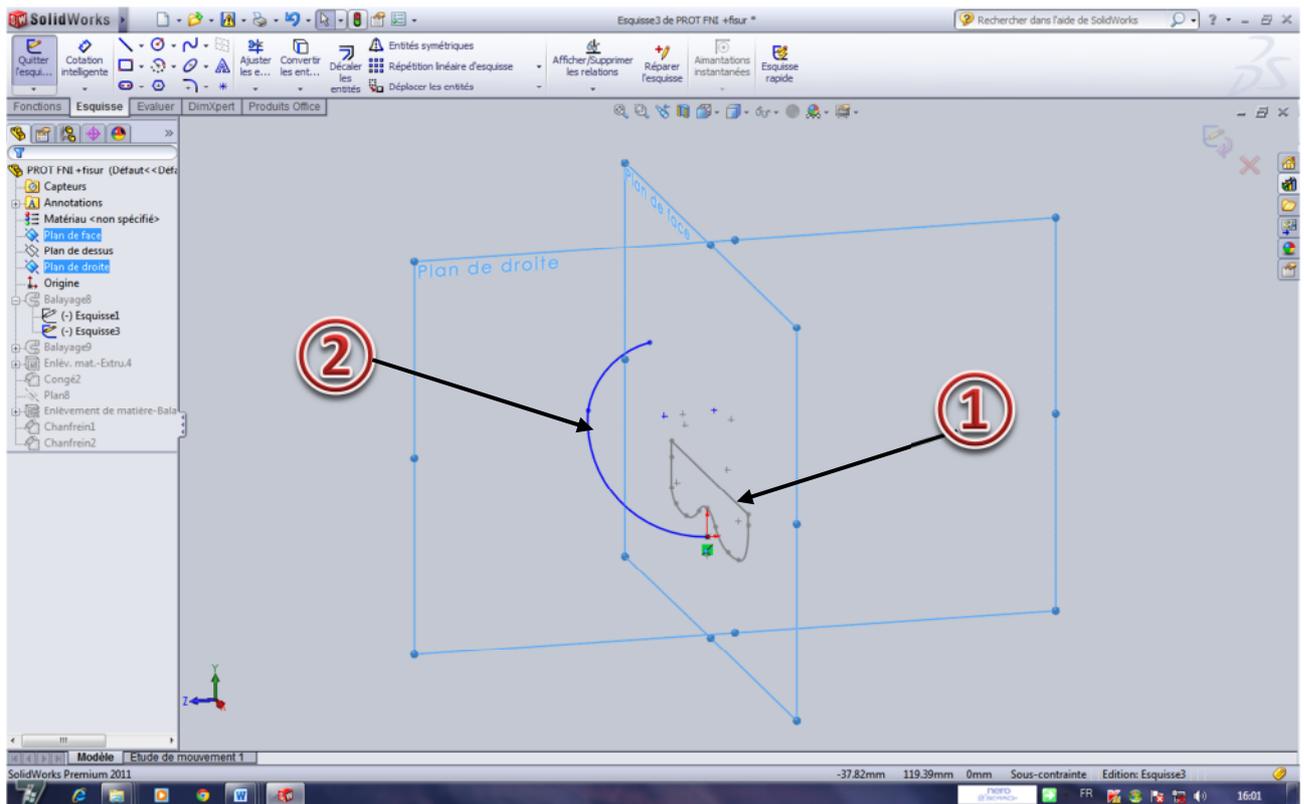
En se basant sur le dessin (debut face) réalisé sur le logiciel AutoCad :

- Sélectionné le dessin (**trajectoire 1**)
- Cliquer sur le bouton droit de la souris puis sélectionner **...copier...**



La suite du travail se fait sur le plan face :

- Sur le plan de face cliquez sur le centre du plan avec le bouton droit de la souris puis sélectionner **...coller...**
- Le dessin apparait ensuite sur le plan de face.



VII- Reconstruction de la prothèse du genou :

7-1- Balayage (de la 1^{ère} partie) :

Balayage crée une base, un bossage, un enlèvement de matière ou une surface en déplaçant un profil (section) le long d'une trajectoire.

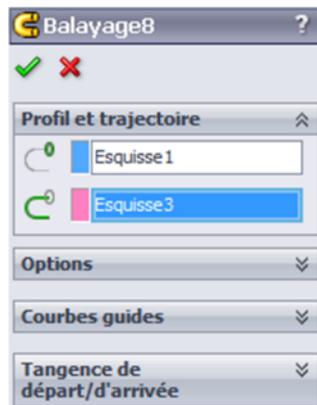
Créez la trajectoire à suivre par le profil. Utilisez une esquisse, des arêtes de modèle existantes ou des courbes.

1=Profil

2 = Trajectoire

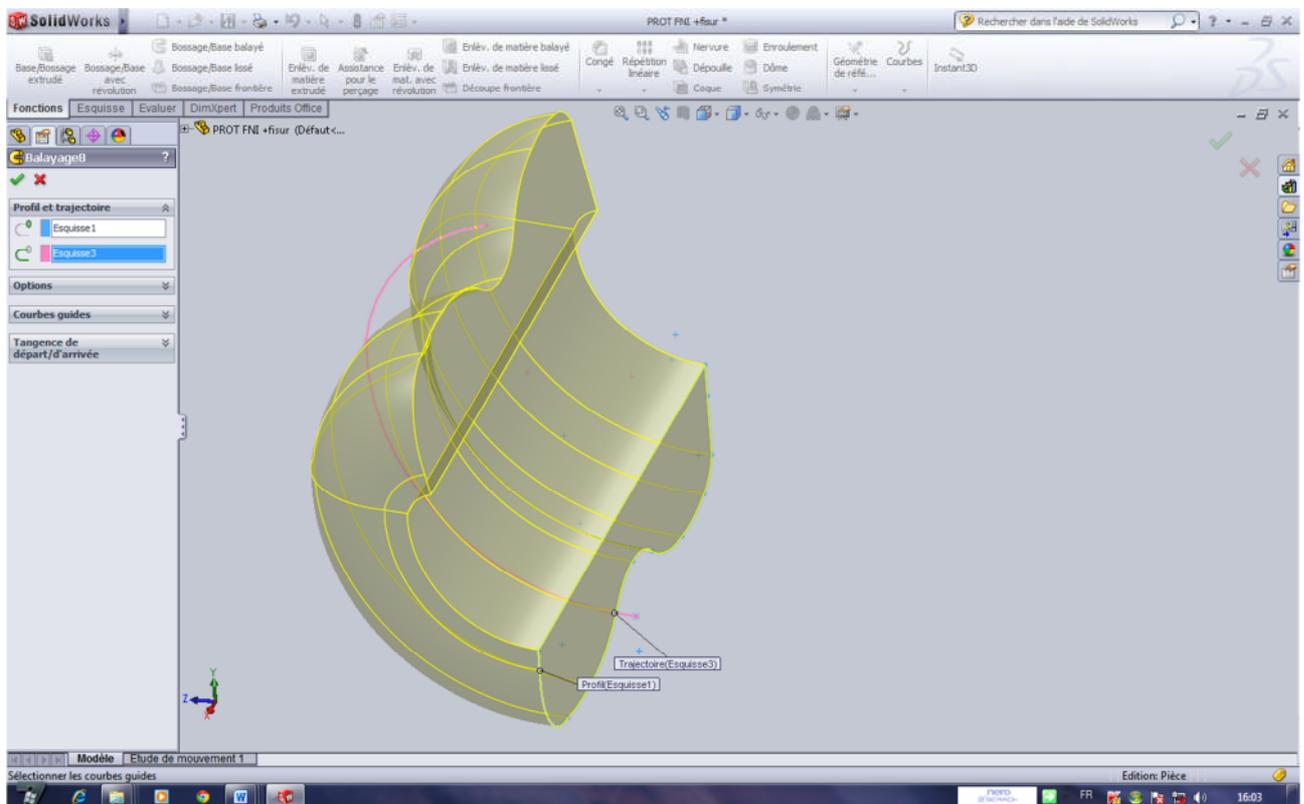
Cliquez sur **Bossage/Base balayé**  dans la barre d'outils Fonctions ou **Insertion, Bossage/Base, Balayage**

Dans la fenêtre qui apparait



- Sélectionnez une esquisse dans la zone graphique comme **Profil** 
- Sélectionnez une esquisse dans la zone graphique comme **Trajectoire** 
- Cliquez sur **OK**.

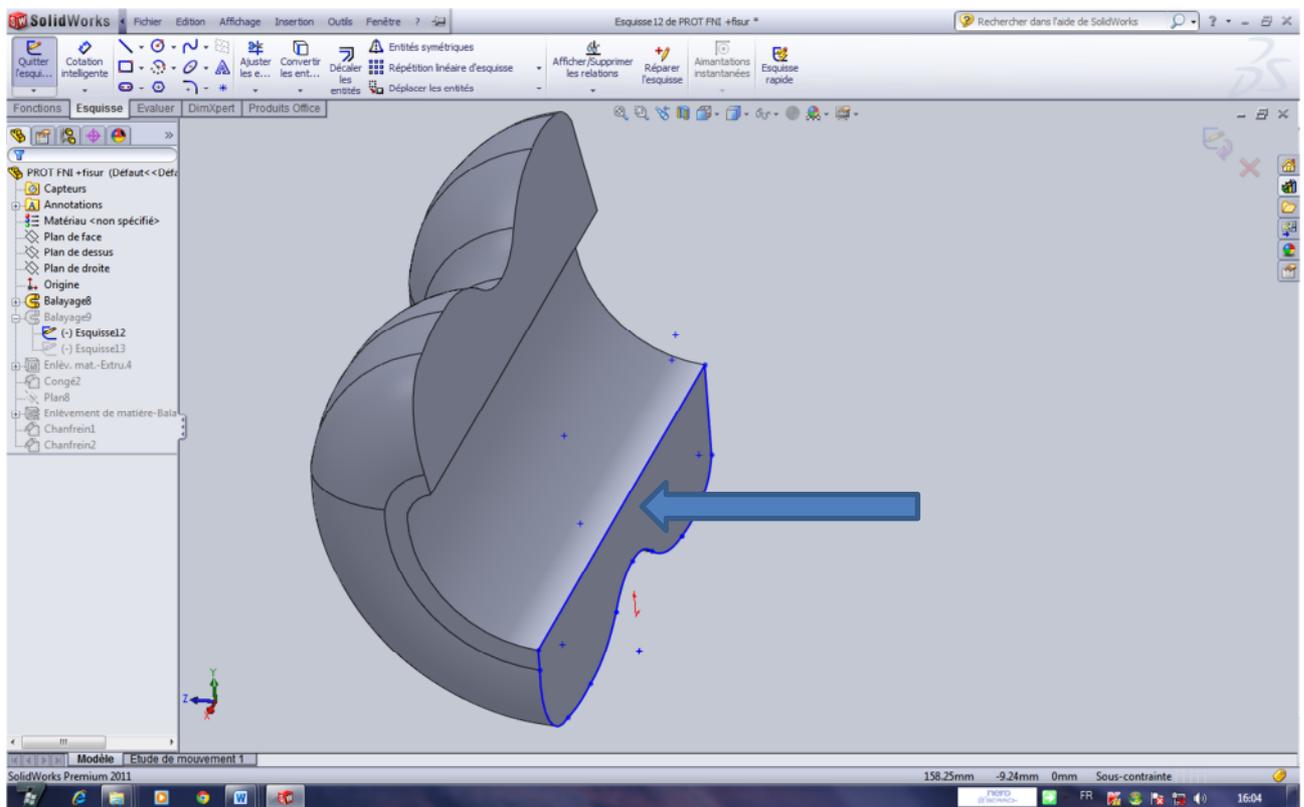
Le travail réalisé nous offre le résultat dans l'image ci-dessous



7-2- Balayage (de la 2^{ème} partie) :

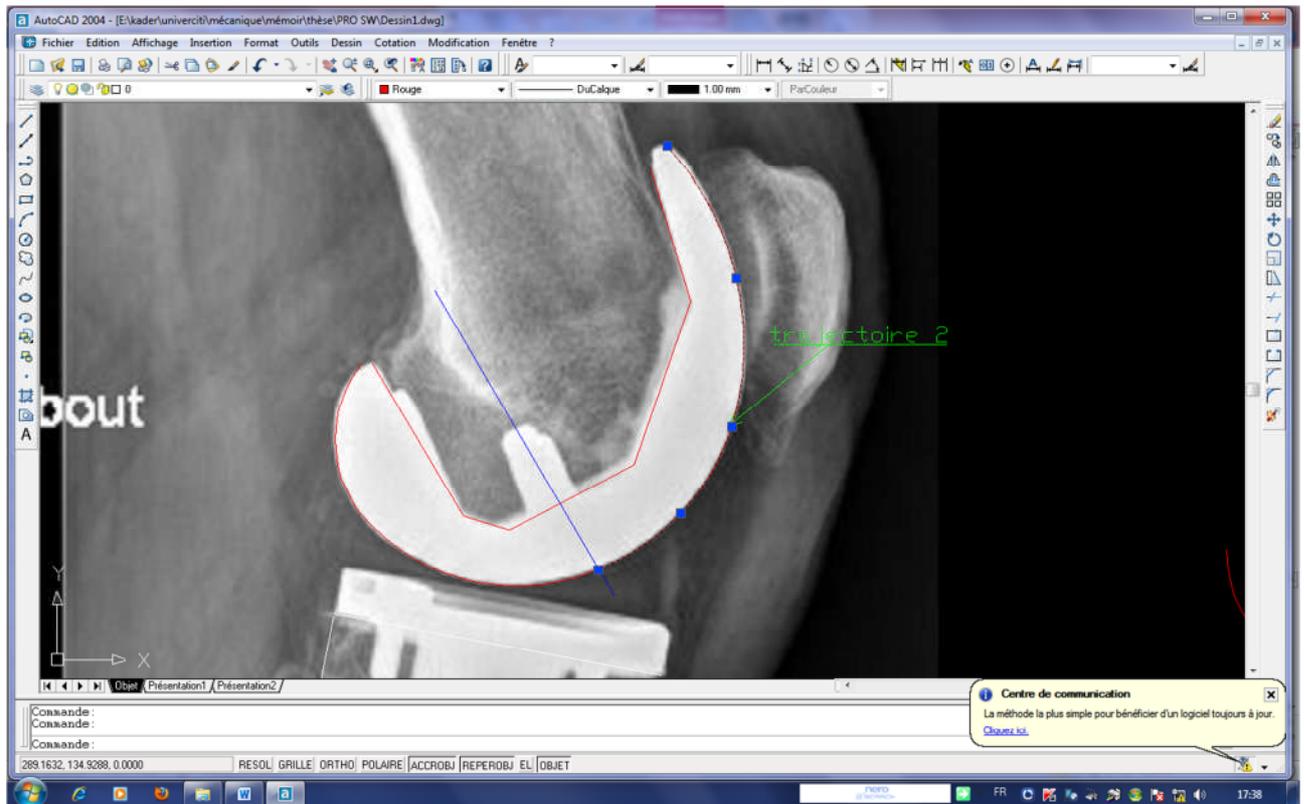
Pour créer un décalage d'esquisse:

1. Dans une esquisse ouverte, sélectionnez la face de modèle,
2. Cliquez sur **Décaler les entités**  (barre d'outils Esquisse) ou sur **Outils, Outils d'esquisse, Décaler les entités**.



En se basant sur le dessin (debout face) réalisé sur le logiciel AutoCad :

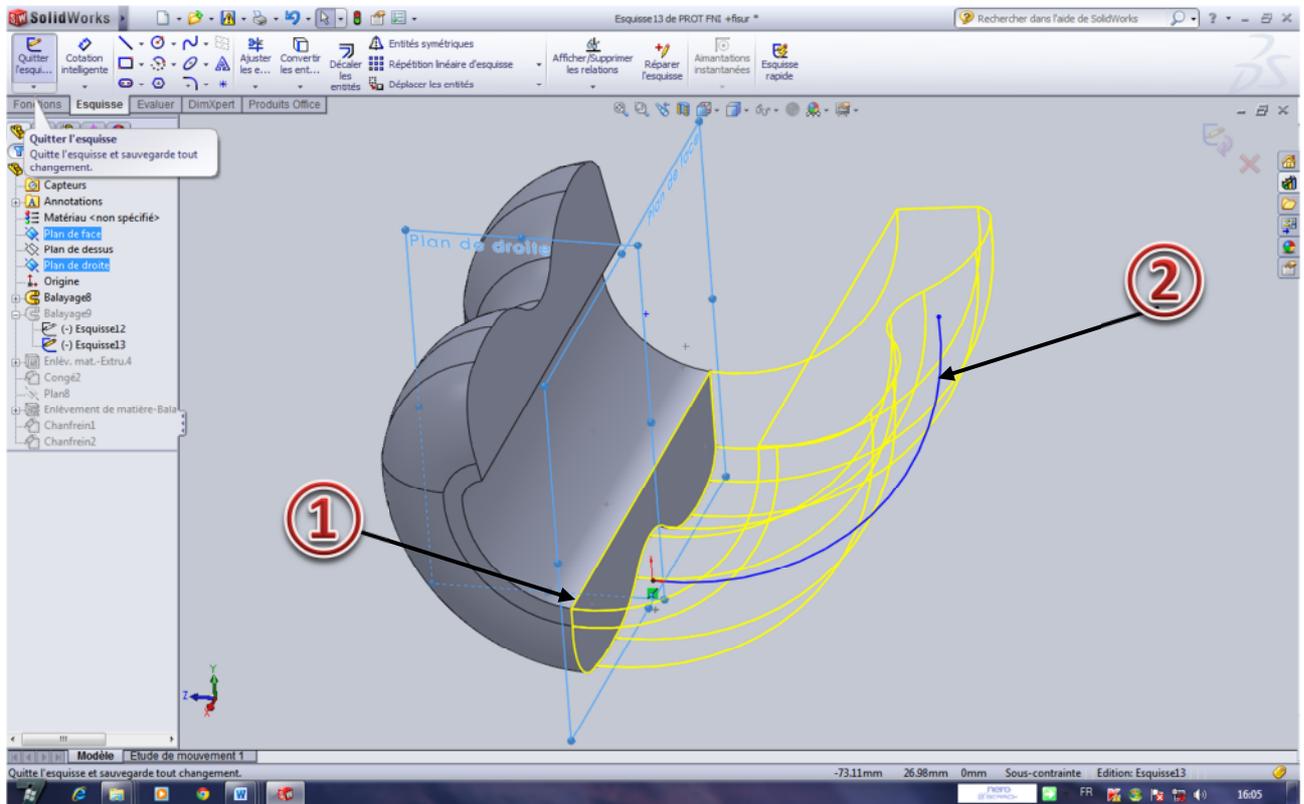
- Sélectionné le dessin (**trajectoire 2**)
- Cliquer sur le bouton droit de la souris puis sélectionner **...copier...**



Dans l'arbre de création (feature manager) sélectionnez un autre plan de dessin perpendiculaire par rapport au plan de face du dessin déjà réalisé.

La suite du travail se fait sur le plan de droite :

- Sur le plan de droite cliquez sur le centre du plan avec le bouton droit de la souris puis sélectionner **...coller...**
- Le dessin apparait ensuite sur le plan de droite .

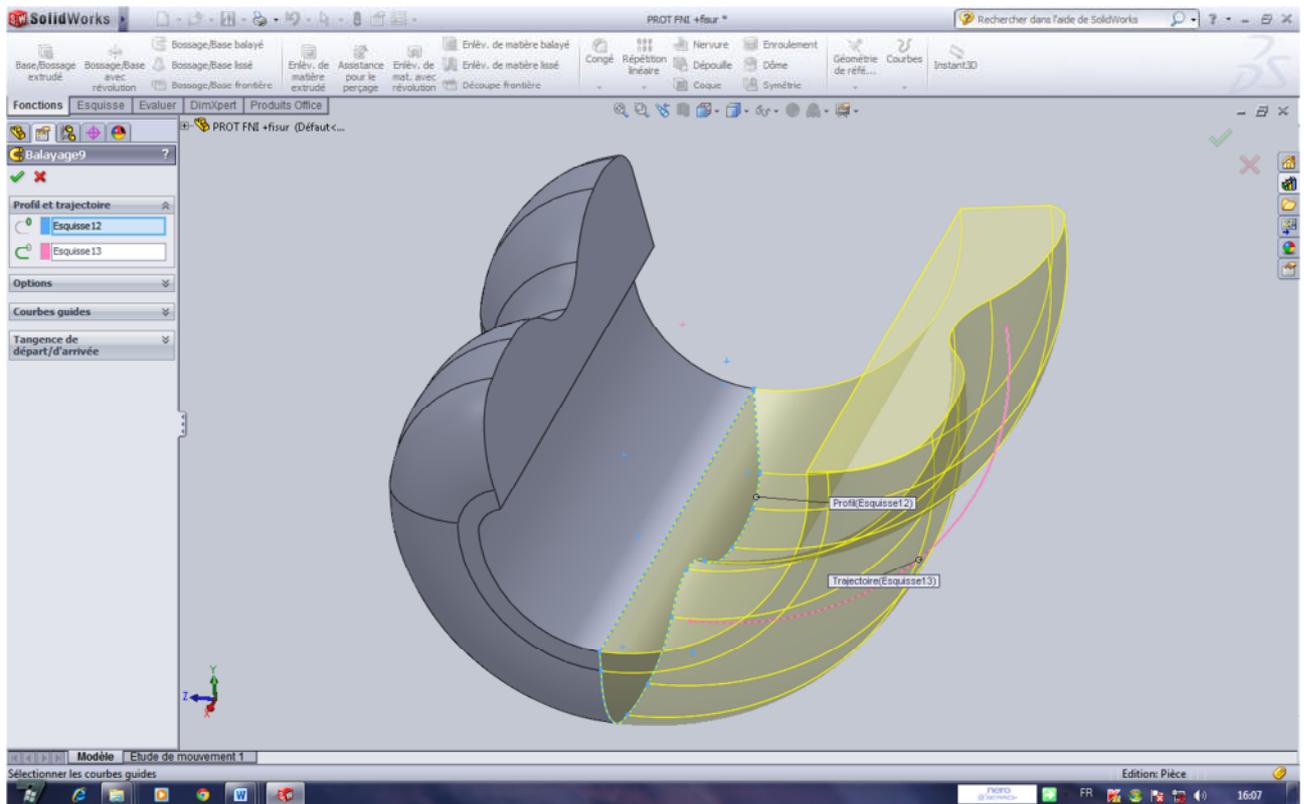


Créez la trajectoire à suivre par le profil. Utilisez une esquisse, des arêtes de modèle existantes ou des courbes.

1=Profil

2 = Trajectoire

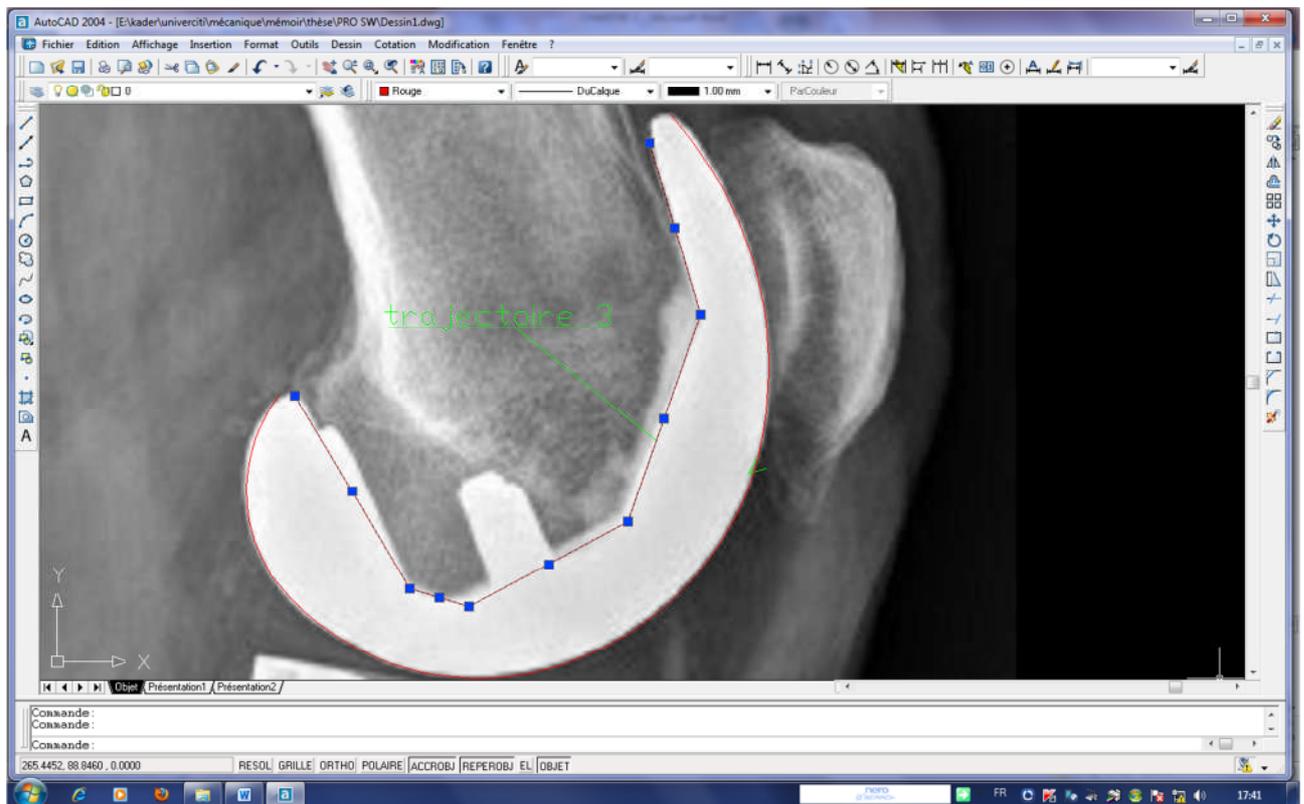
Cliquez sur **Bossage/Base balayé**  dans la barre d'outils Fonctions ou **Insertion, Bossage/Base, Balayage**



7-3- Enlèvement de matière (extrudé) :

En se basant sur le dessin (debout face) réalisé sur le logiciel AutoCad :

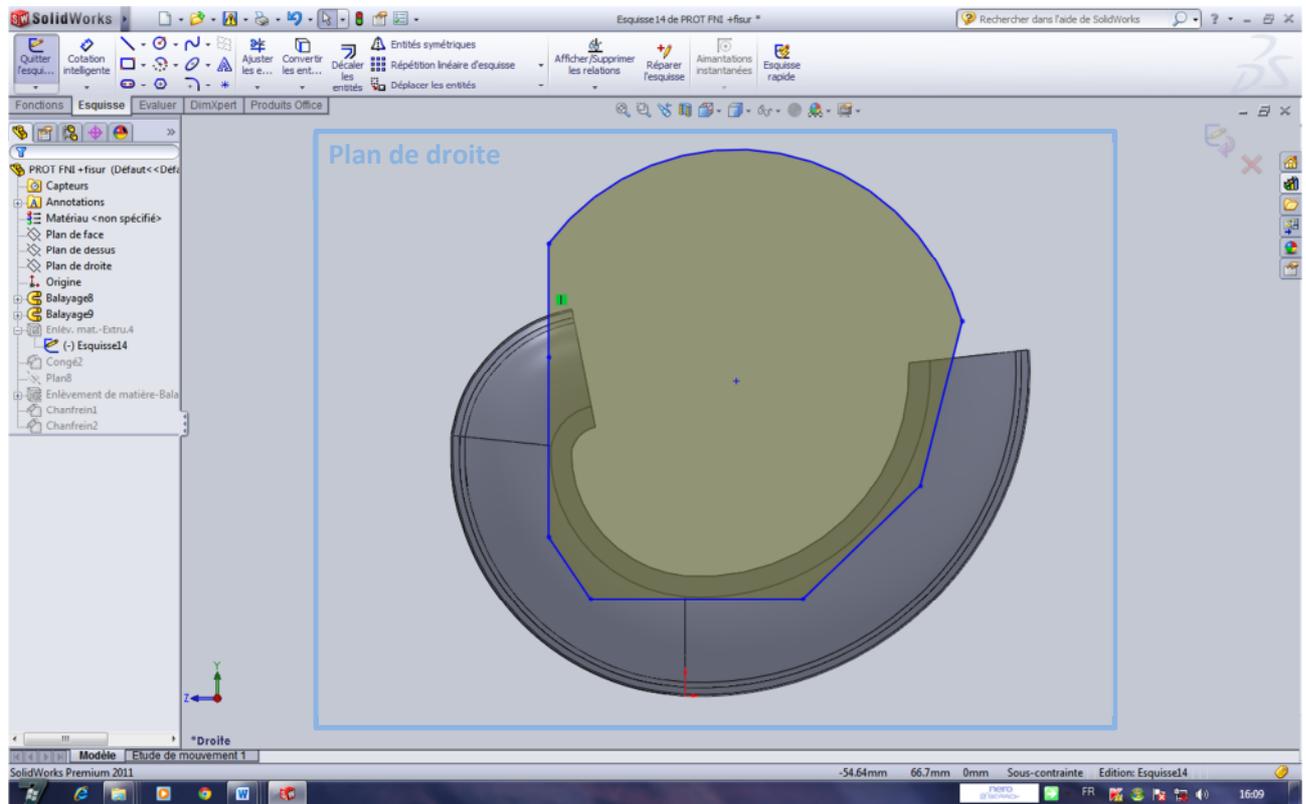
- Sélectionné le dessin (**trajectoire 3**)
- Cliquer sur le bouton droit de la souris puis sélectionner **...copier...**



Dans l'arbre de création (feature manager) sélectionnez un autre plan de dessin perpendiculaire par rapport au plan de face du dessin déjà réalisé et passe au milieu de la pièce réalisée.

La suite du travail se fait sur le plan de droite :

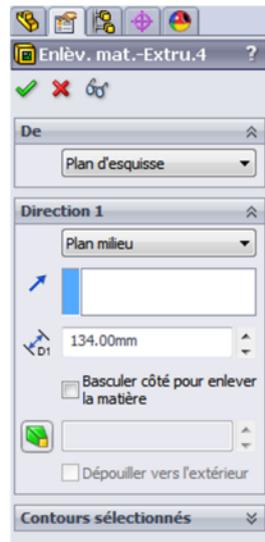
- Sur le plan de droite cliquez sur le centre du plan avec le bouton droit de la souris puis sélectionner **...coller...**
- Le dessin apparait ensuite sur le plan de droite.



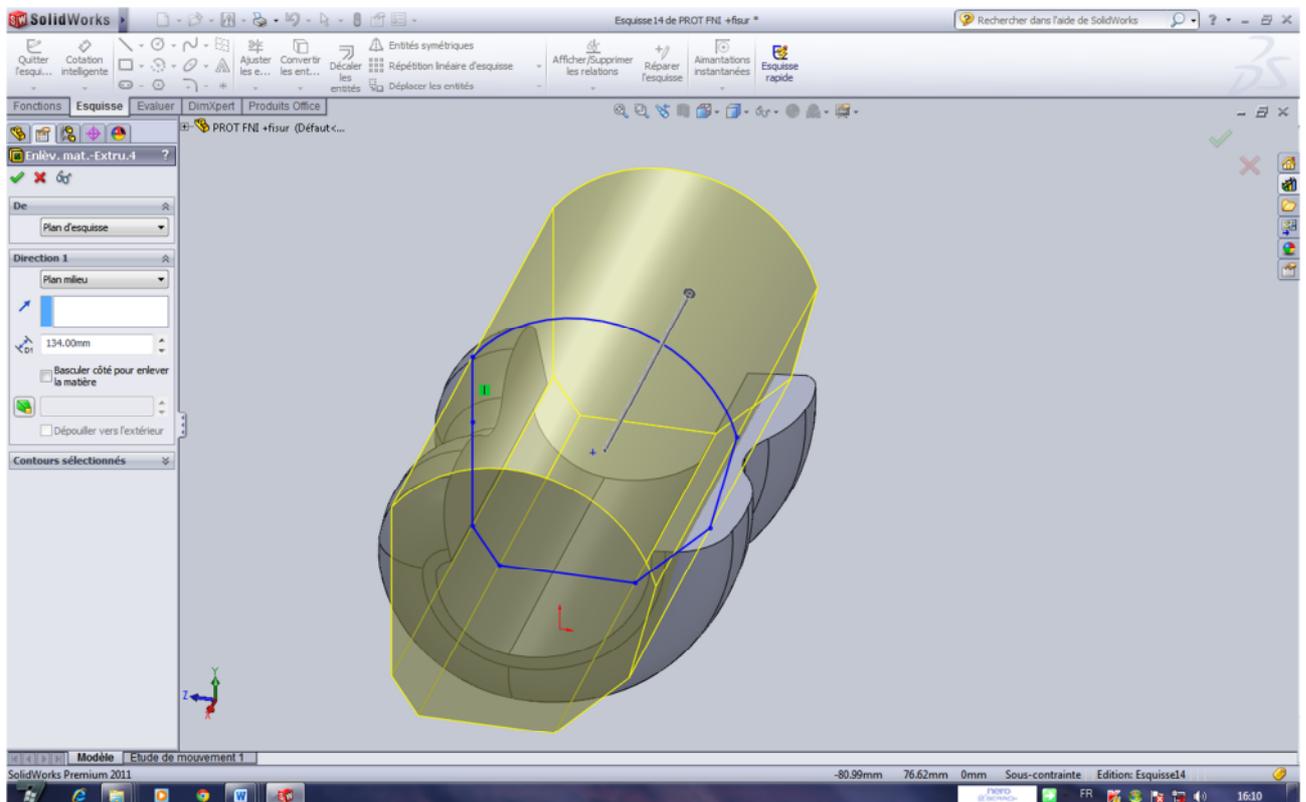
Pour créer une fonction d'enlèvement de matière (extrusion) :

1. En se basant sur l'esquisse collée sur le plan de droite .
2. Cliquez sur l'outil d'extrusion:

Enlèvement de matière extrudé  dans la barre d'outils Fonctions ou sur **Insertion, Enlèvement de matière, Extrusion**
Dans la fenêtre qui apparaît

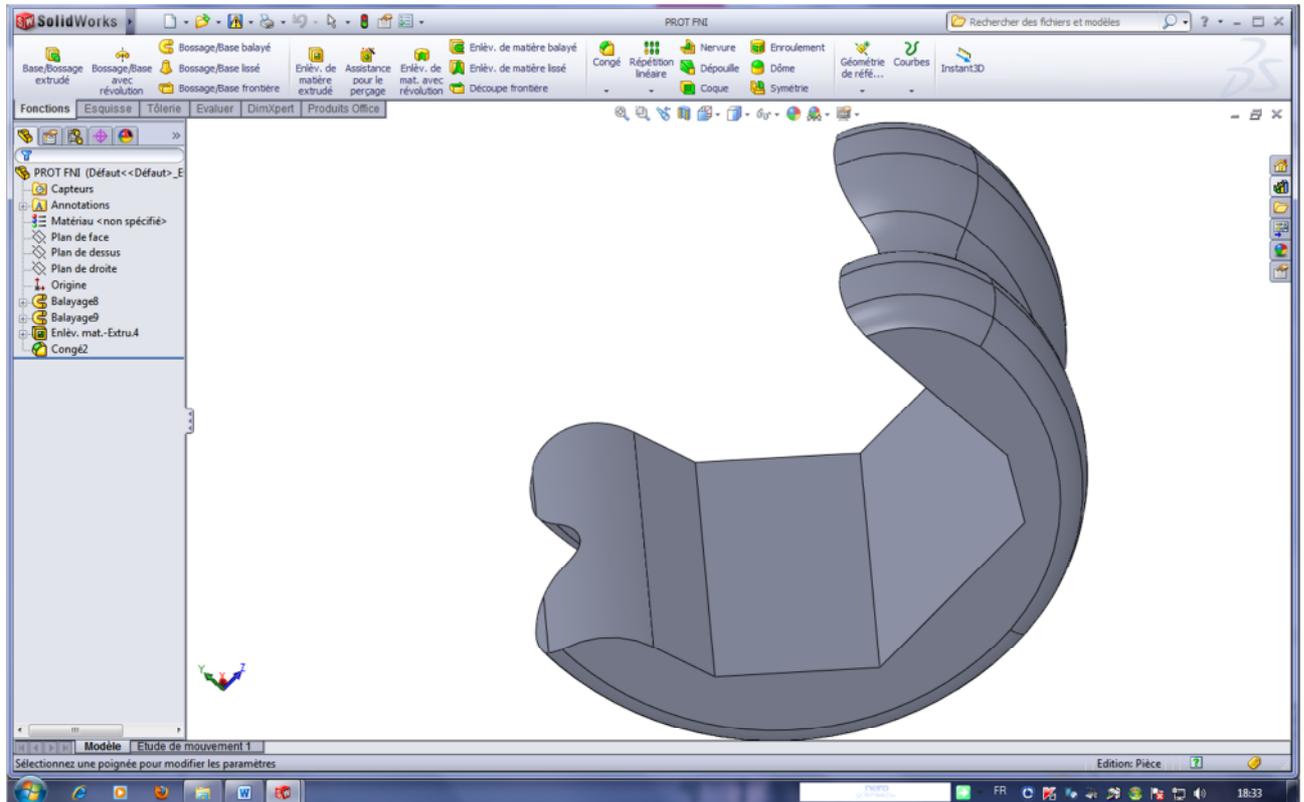


- Sélectionnez dans la **Direction 1** ...**Plan milieu**...
- Distance de décalage  . Spécifiez la valeur.
-



- Cliquez sur **OK** .

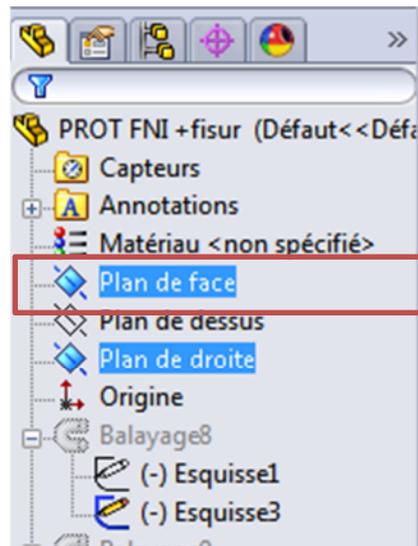
Le travail réalisé nous offre le résultat dans l'image ci-dessous



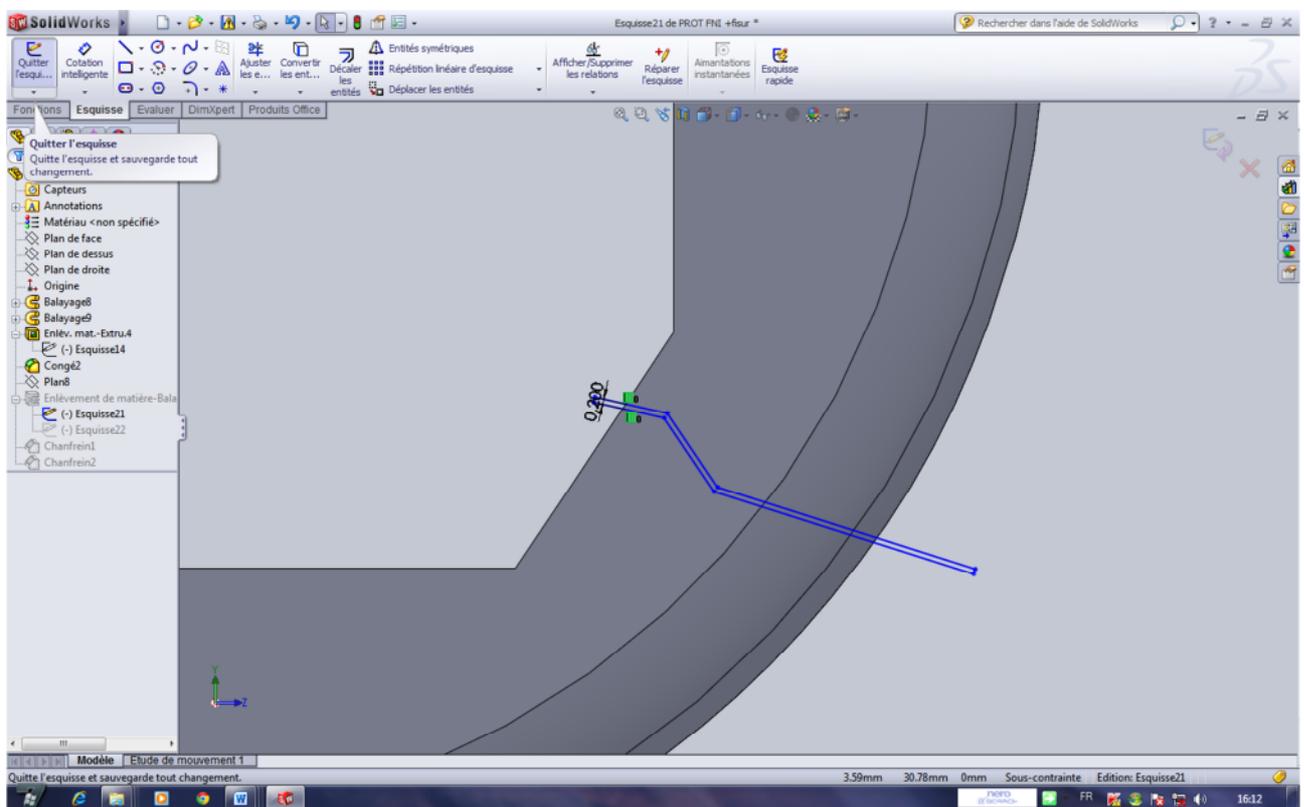
VIII- Réalisation de la fissure sur la prothèse du Genou :

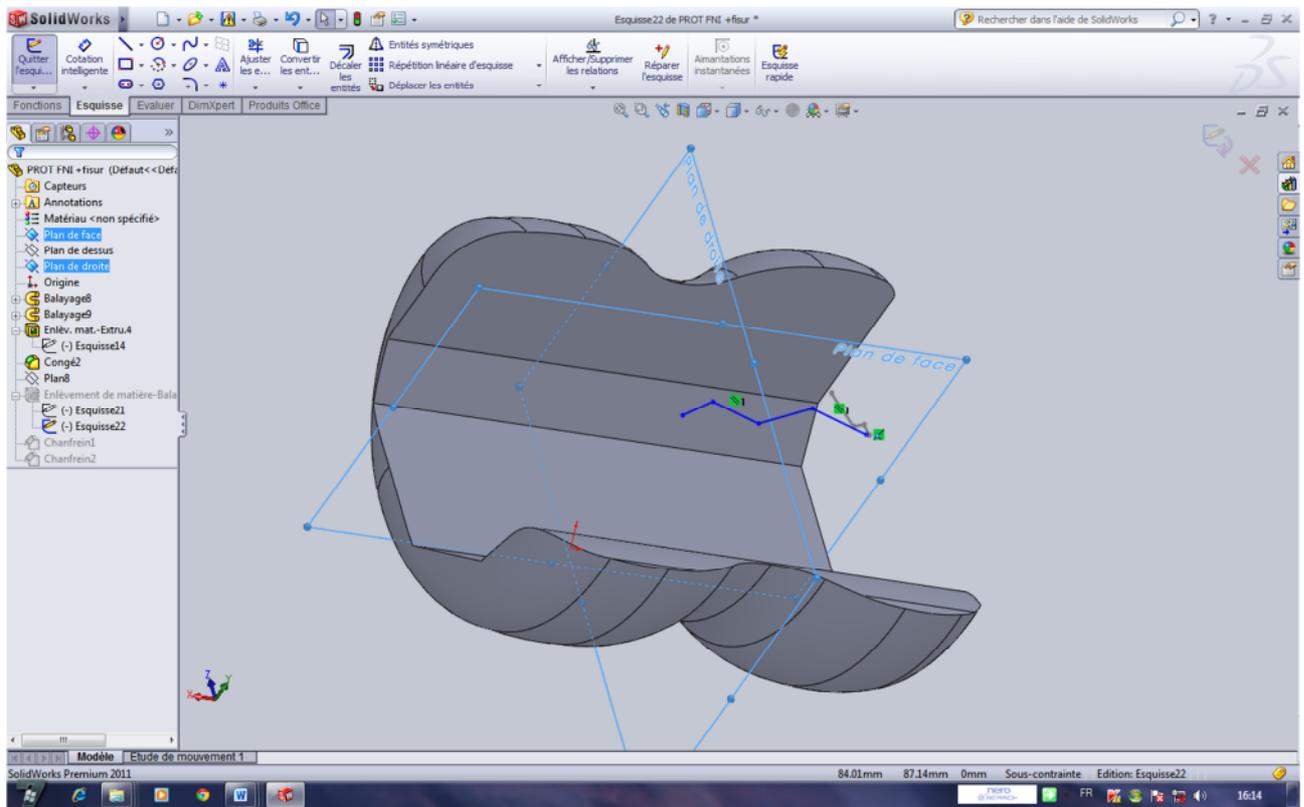
8-1- Le dessin de la fissure en 2D :

Dans l'arbre de création (feature manager) sélectionnez un plan de dessin (plan de face) .



Il faudra ensuite tracer sur le plan de face un dessin de fissure ordinaire respectant les dimensions suivantes (**épaisseur : $e = 0.2 \text{ mm}$**) ce qui apparaît dans les deux figures ci-dessous.





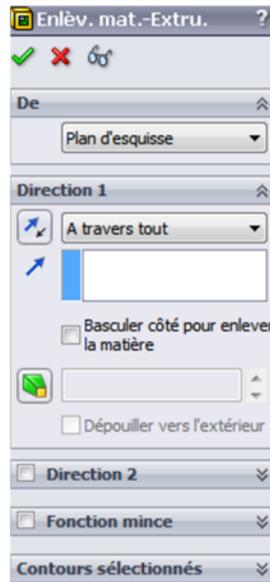
8-2- La réalisation de la fissure en 3D :

Afin de réaliser la fissure en 3D il faudra créer une fonction d'enlèvement de matière (extrusion) :

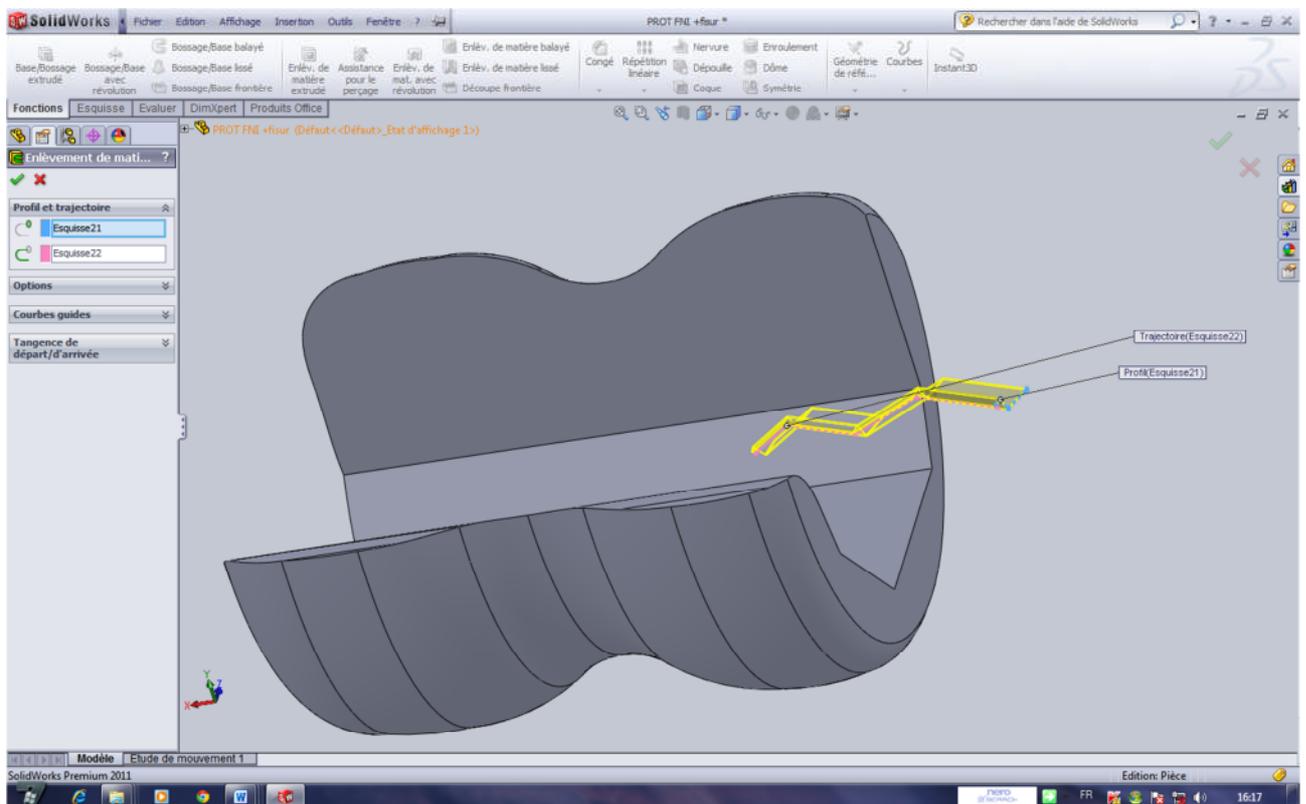
- 1- En se basant sur l'esquisse dessinée sur le plan de face avec une épaisseur de 2mm .
- 2- Cliquez sur l'outil d'extrusion:

Enlèv. de matière extrudé  dans la barre d'outils Fonctions ou sur **Insertion, Enlèvement de matière, Extrusion**

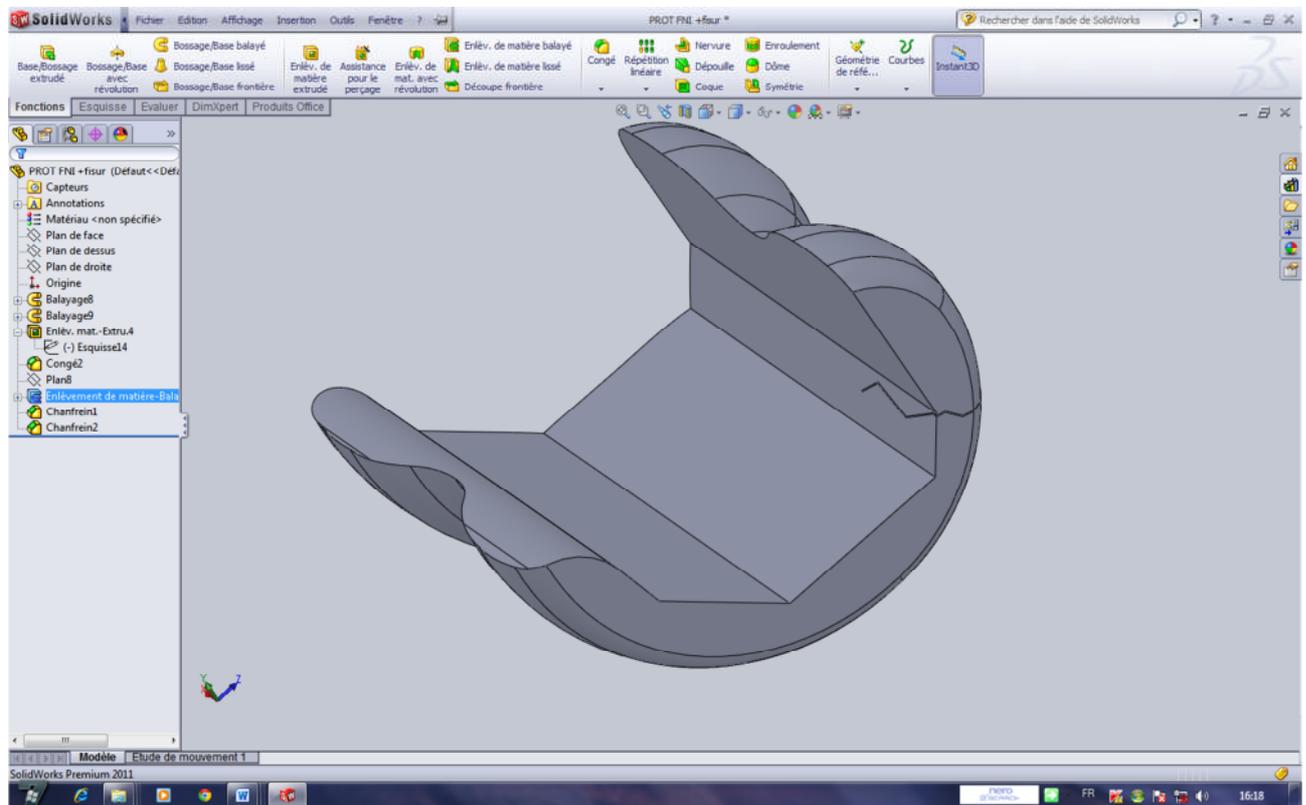
Dans la fenêtre qui apparaît



- Sélectionnez dans la **Direction 1** ... **A travers tout** ...



Le résultat apparaît dans la figure ci-dessous :



CHAPITRE-IV-

***MODELISATION PAR
ELEMENTS FINIS DU
COMPORTEMENT
MECANIQUE D'UNE
PROTHESE DU GENOU***

Le chapitre suivant sera consacré à l'étude par élément finis du comportement biomécanique d'une prothèse du genou. L'objectif du travail en question est d'avoir le soupèse du sujet qui est un homme âgé de 59 ans pesant 94kg sur la prothèse reconstruite à partir de deux biocéramiques : la **zircon** ZrO_2 et **l'alumine** Al_2O_3 afin de distinguer la meilleur résistance entre les deux biocéramiques utilisées dans cette étude ce qui nous permet de prévoir la durée de vie et la fiabilité de la prothèse réalisée

1. Modélisation par éléments finis du comportement biomécanique d'une prothèse du genou normale (sans fissure).
2. Modélisation par éléments finis du comportement biomécanique d'une prothèse du genou avec fissure.

I- Contraintes mécaniques élémentaires

Loi de Hooke simplifiée à une seule dimension

La contrainte normale σ est proportionnelle à l'allongement relatif ε et un facteur constant E désigné sous le nom de module d'élasticité ou encore module d'Young :

$$\sigma = E\varepsilon$$

- σ : est une contrainte qui s'exprime le plus souvent en MPa ou N/mm² ;
- E : est homogène à une contrainte ;
- ε : est sans dimension.

L'allongement relatif ε est le rapport entre les longueurs initiale l_0 et finale l :

$$\varepsilon = \frac{l - l_0}{l_0} = \frac{l}{l_0} - 1$$

Traction / Compression

Cette contrainte est dite contrainte normale due à la force de traction. σ est égale à l'intensité de la force F divisée par l'aire S de la surface normale à cette force :

$$\sigma = \frac{F}{S}$$

avec S la section initiale (avant déformation).

II- Méthode des éléments finis

Solution bidimensionnelle d'une équation obtenue par éléments finis (les lignes donnent la direction du champ et la couleur son intensité)

Maillage utilisé pour l'image du haut (le maillage est plus resserré autour de la zone d'intérêt)

Simulation numérique d'un Essai de choc sur une voiture : les cellules utilisées pour le maillage sont visibles sur la surface du véhicule [CUI2011].

En analyse numérique, la **méthode des éléments finis** est utilisée pour résoudre numériquement des équations aux dérivées partielles. Celles-ci peuvent par exemple représenter analytiquement le comportement dynamique de certains systèmes physiques (mécaniques, thermodynamiques, acoustiques, etc.).

Concrètement, cela permet par exemple de calculer *numériquement* le comportement d'objets même très complexes, à condition qu'ils soient continus et décrits par une équation aux dérivées partielles linéaire : mouvement d'une corde secouée par l'un de ses bouts, comportement d'un fluide arrivant à grande vitesse sur un obstacle, déformation d'une structure métallique, etc [ZIE2005] .

III- Matériaux utilisées

Les biocéramiques se caractérisent par un comportement purement élastique, avec un module d'Young élevé et ce jusqu'à ce que la contrainte à rupture soit atteinte (**TAB. 1**). Elles ne peuvent s'adapter au-delà de quelques microdéformations avant rupture. Bien que les biocéramiques présentent une rupture de type "fragile", certaines d'entre elles peuvent résister à des contraintes de compression très élevées, c'est le cas de la zircone, même malgré une

absence totale d'accommodation de la plasticité sous l'effet des concentrations de contraintes [BOU1988].

Caractéristiques mécaniques	Al_2O_3	ZrO_2
Pureté en %	99,9	95,6
Résistance à la compression [MPa]	$\cong 4000$	$\cong 6000$
Résistance à la flexion [MPa]	550-600	2200
Module d'Young [GPa]	380	220
Coefficient de Poisson (ν)	0,18	0,31
Taille moyenne du grain [μm]	1,3	0,35
Masse volumique [g/mm^3]	3,9	6,1
Ténacité statique en traction, KIC [$MPa\sqrt{m}$]	3,5 - 6	6 - 12

TAB. 1 - Caractéristiques mécaniques des matériaux étudiés [TRO2005]

IV- Présentation du logiciel utilisé pour l'étude par élément finis :



4-1- ANSYS Structural :

Ce produit permet d'effectuer des simulations mécaniques en calcul de structures. Ses principales capacités sont :

- l'analyse statique
- l'analyse modale
- l'analyse harmonique (réponse forcée)
- l'analyse temporelle
- la gestion de différentes situations non-linéaires (contacts, plasticité matériaux, grands déplacements ou grandes déformations).

Deux environnements logiciels permettent de mettre en œuvre le code ANSYS :

4-1-1-ANSYS classic : [ANSYS]

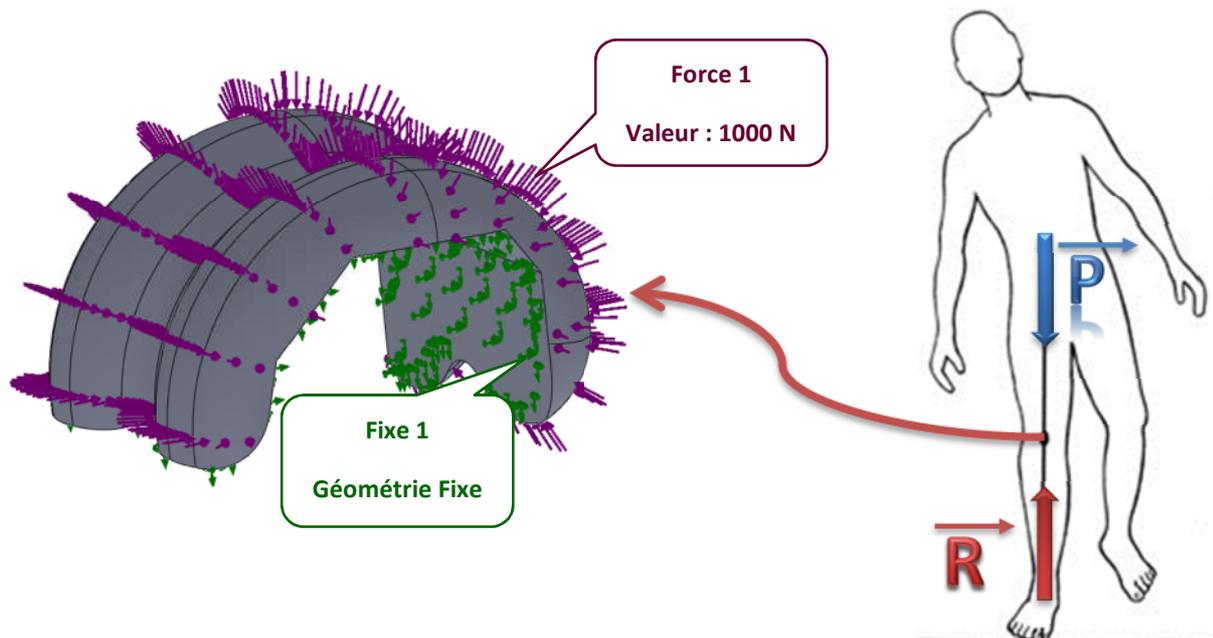
4-1-2-Chronologiquement, c'est la première solution logicielle développée par le constructeur. Elle est destinée à la construction de modèles éléments finis à la géométrie simple, facilement constructible à l'aide d'opérations basiques. À partir de cet environnement, l'utilisateur construit directement un modèle éléments finis en utilisant le langage de script APDL (*ANSYS Parametric Design Language*). *ANSYS classic* est donc destiné à des utilisateurs compétents dans le domaine de la simulation numérique.

4-1-3-ANSYS Workbench : [ISS2011]

Cette plate-forme propose une approche différente dans la construction d'un modèle en ré-utilisant le code ANSYS initial. Elle est particulièrement adaptée au traitement de cas à la géométrie complexe (nombreux corps de pièces) et aux utilisateurs non confirmés dans le domaine du calcul. Dans cet environnement, l'utilisateur travaille essentiellement sur une géométrie et non plus sur le modèle lui-même. La plate forme est donc chargée de convertir les requêtes entrées par l'utilisateur en code ANSYS avant de lancer la résolution. Le modèle éléments finis généré reste néanmoins manipulable en insérant des commandes propres au code ANSYS.

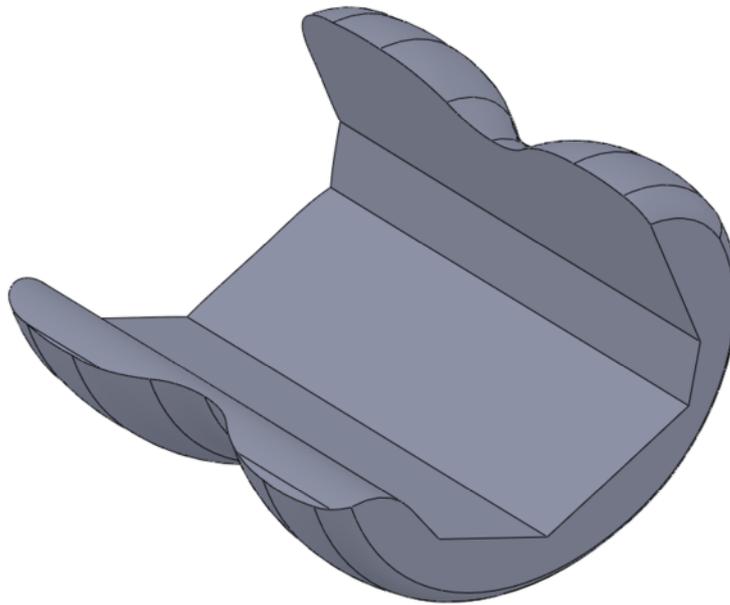
V- Etats des contraintes (chargement) :

On se met dans la position critique ou le sujet repose sur une seule jambe celle ayant subi une implantation de prothèse totale de genou pendant la marche en majorant ainsi le chargement au poids du corps.



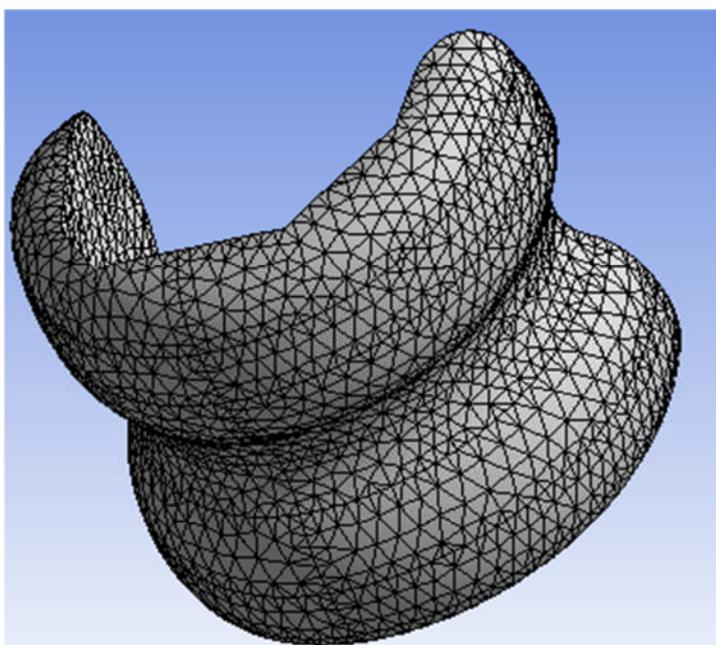
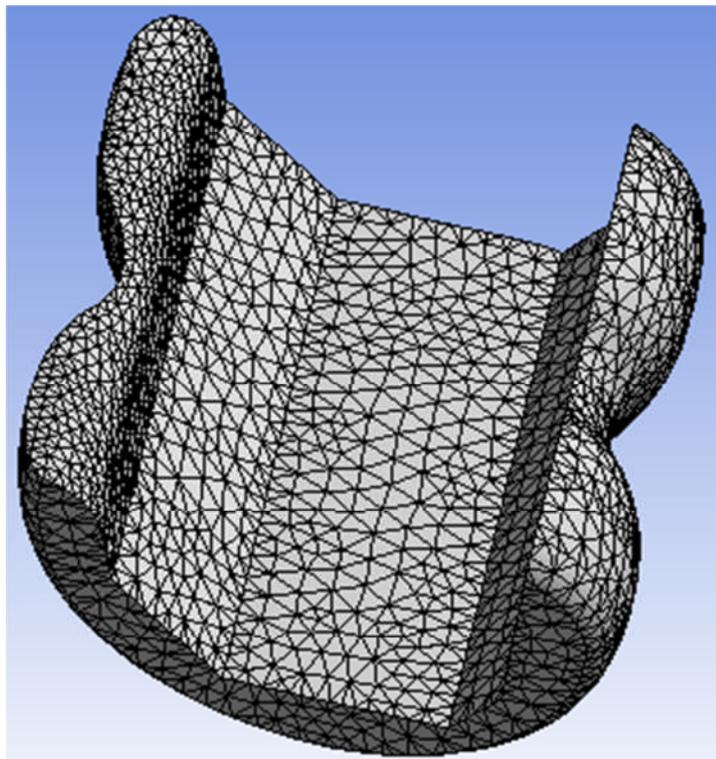
VI- L'étude par élément finis des contraintes normales de la prothèse du genou normale (sans fissure) :

6.1. présentation de la prothèse du genou normale (sans fissure) :



La prothèse qui apparait dans la figure a été reconstruite et présentée dans le chapitre III,

6.2. présentation de la prothèse du genou normale (sans fissure) avec millage :



La méthode d'analyse par éléments finis constitue une technique numérique fiable d'analyse de conception. Le processus commence par la création d'un modèle géométrique. Pour l'analyse, le modèle doit être subdivisé en petites

entités de formes simples (éléments), interconnectées en des points communs (nœuds). Les programmes d'analyse par éléments finis considèrent le modèle comme un réseau d'éléments discrets interconnectés.

La méthode par éléments finis permet de prévoir le comportement du modèle en combinant les informations obtenues à partir de tous les éléments qui le constituent.

Le maillage est une étape fondamentale de l'analyse de conception. Le mailleur automatique du logiciel génère un maillage s'appuyant sur une taille d'élément globale, une tolérance globale ainsi que sur les spécifications locales de contrôle du maillage. Le contrôle du maillage vous permet de définir différentes tailles d'élément pour les composants, faces, arêtes et sommets.

Pour ce faire, le logiciel évalue une taille d'élément globale en tenant compte du volume du modèle, de sa surface et d'autres paramètres géométriques. La taille du maillage généré (nombre de nœuds et d'éléments) dépend de la géométrie et des dimensions du modèle, de la taille des éléments, de la tolérance de maillage, du contrôle du maillage et des spécifications de contact. Dans les premières étapes de l'analyse de conception, où des résultats approximatifs peuvent être suffisants, vous pouvez spécifier une taille d'élément plus importante pour atteindre plus rapidement une solution. En général, une petite taille d'élément est nécessaire pour obtenir des résultats plus précis.

6.3. Résultat de l'étude par élément finis de la contrainte normale par rapport au chargement :

Étant donné le poids du sujet étudié est le suivant :

$$\left\{ \begin{array}{l} \|\vec{P}\| = 94 \text{ Kg} \\ \|\vec{g}\| = 9.81 \text{ m/s}^2 \end{array} \right.$$

On obtient le résultat suivant :

$$\|\vec{F}\| \approx 1000 \text{ N}$$

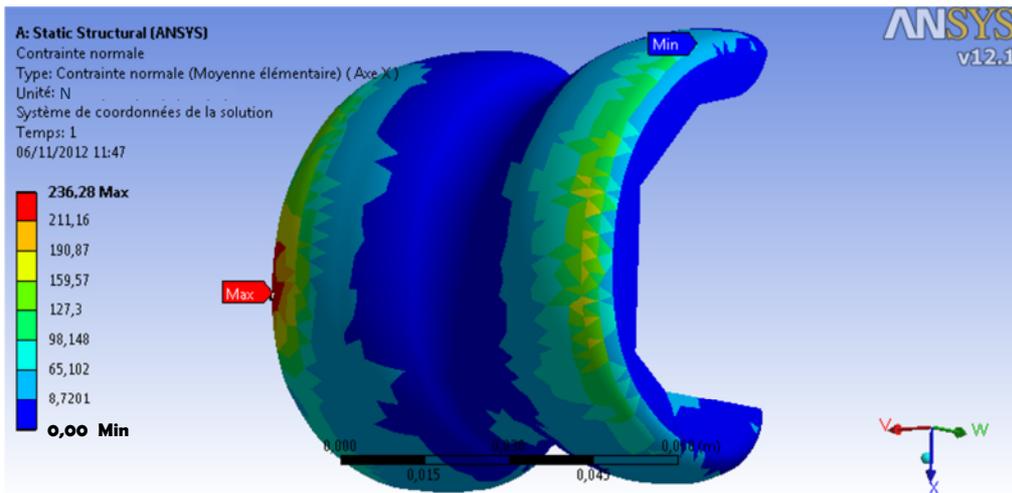
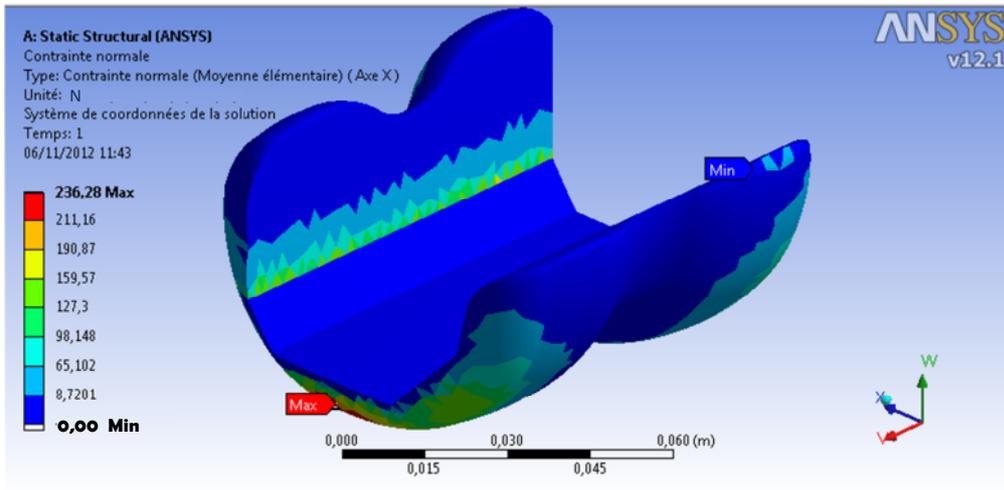
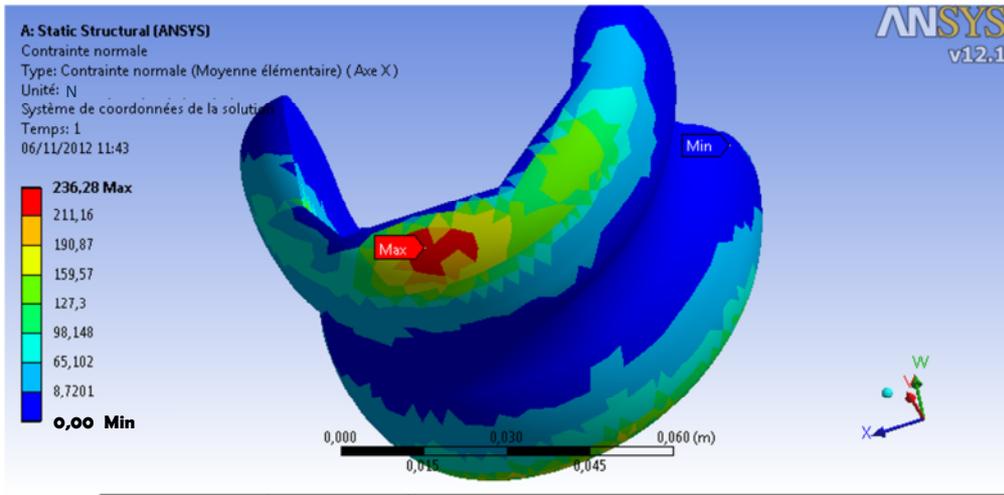
A condition que la pièce soit en état d'équilibre, il faut donc :

- $\sum \vec{F}_{exe} = 0$ (la somme des forces extérieur =0)
- $\sum \vec{M}_{exe} = 0$ (la somme des moments extérieur = 0)

6.3.1. Résultat obtenu à partir du biocéramique L'alumine AL_2O_3

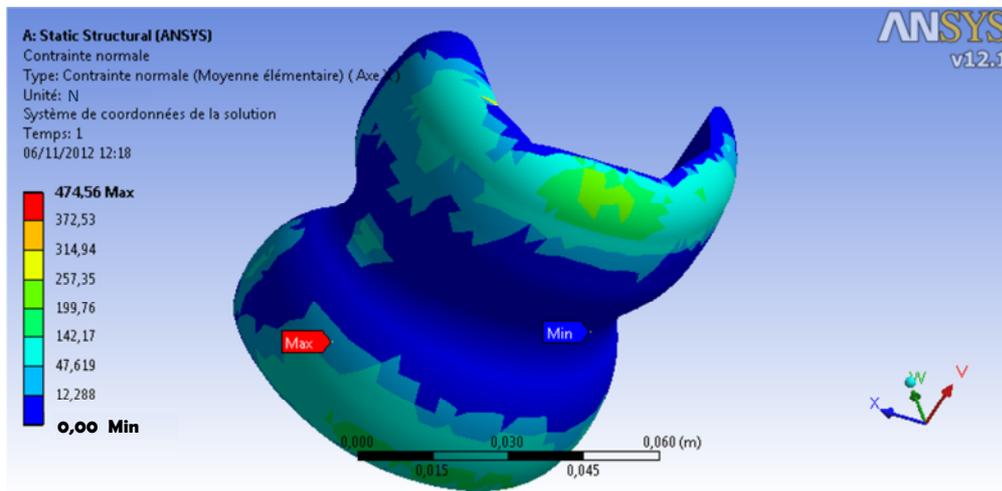
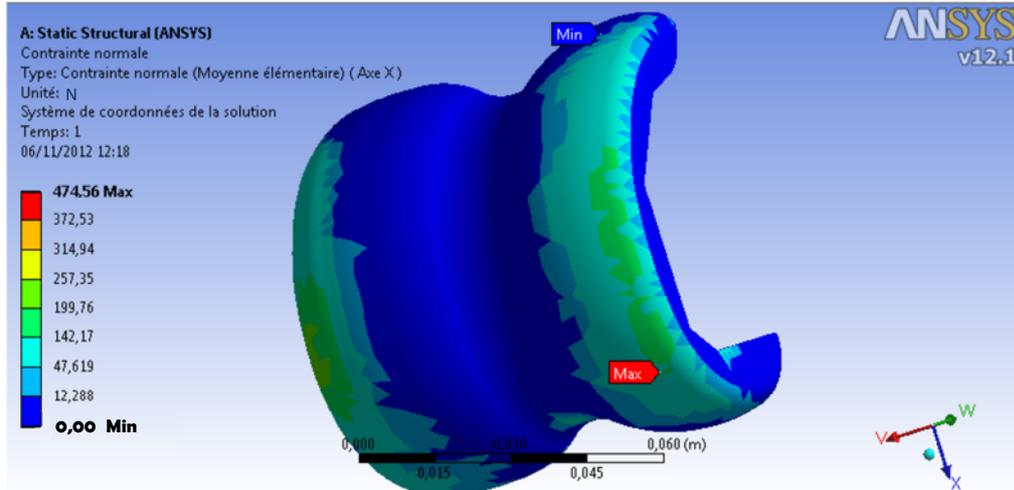
La variation des couleurs qui apparait dans l'image ci-dessous montre la distribution des contraintes du minimum (**0,00 Mpa**) au maximum

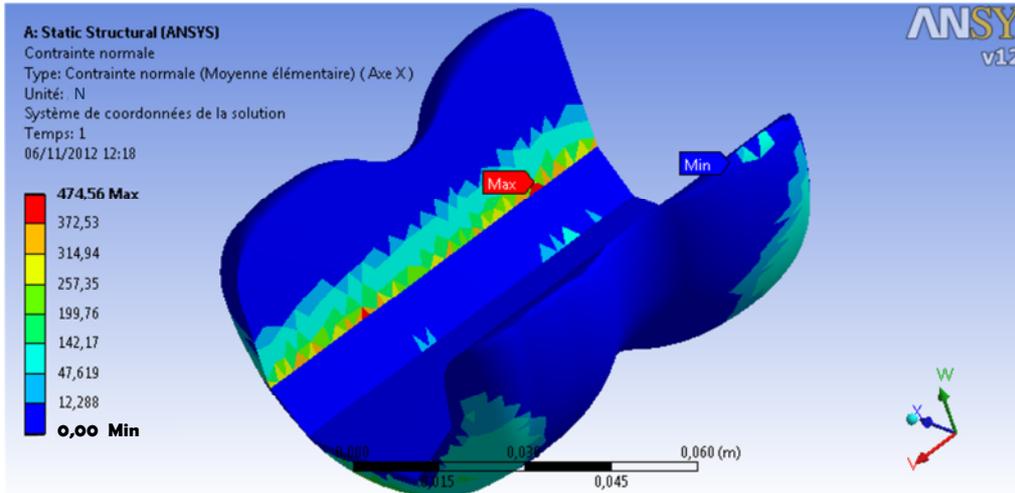
(**236,28 Mpa**) sous l'effet de la force $\|\vec{F}\| = 1000 \text{ N}$



6.3.2. Résultat obtenu à partir du biocéramique la zircone ZrO2 :

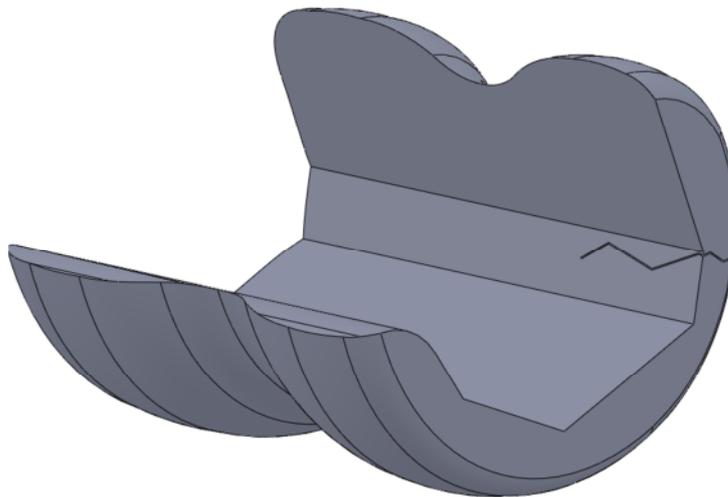
La variation des couleurs qui apparait dans l'image ci-dessous montre la distribution des contraintes du minimum (**0,00 Mpa**) au maximum (**474,56 Mpa**) sous l'effet de la force $\|\vec{F}\| = 1000\text{ N}$





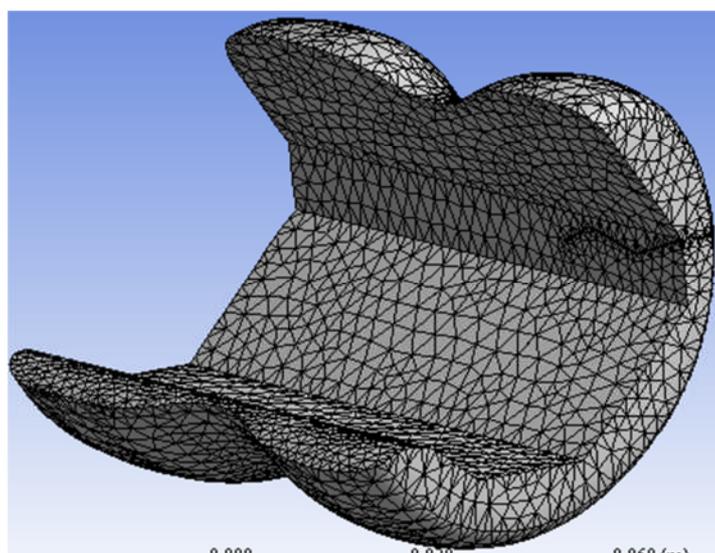
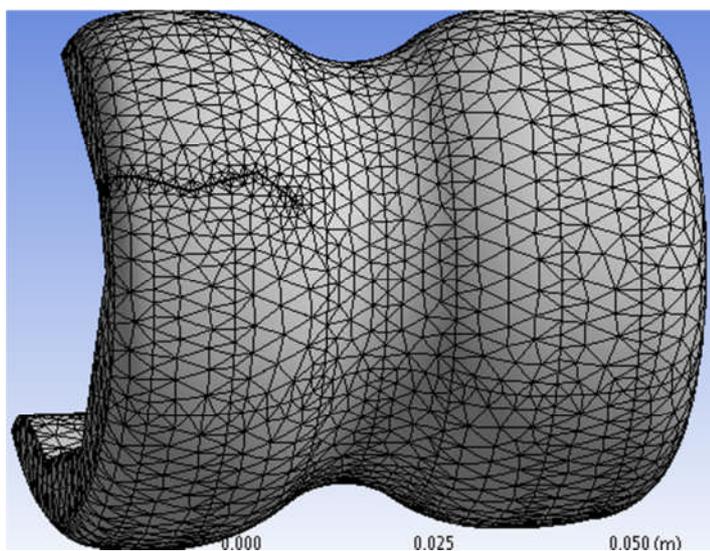
VII- L'étude par élément finis des contraintes normales de la prothèse du genou avec fissure :

7.1. présentation de la prothèse du genou avec fissure :



La prothèse qui apparaît dans la figure a été reconstruite et présentée dans le chapitre III,

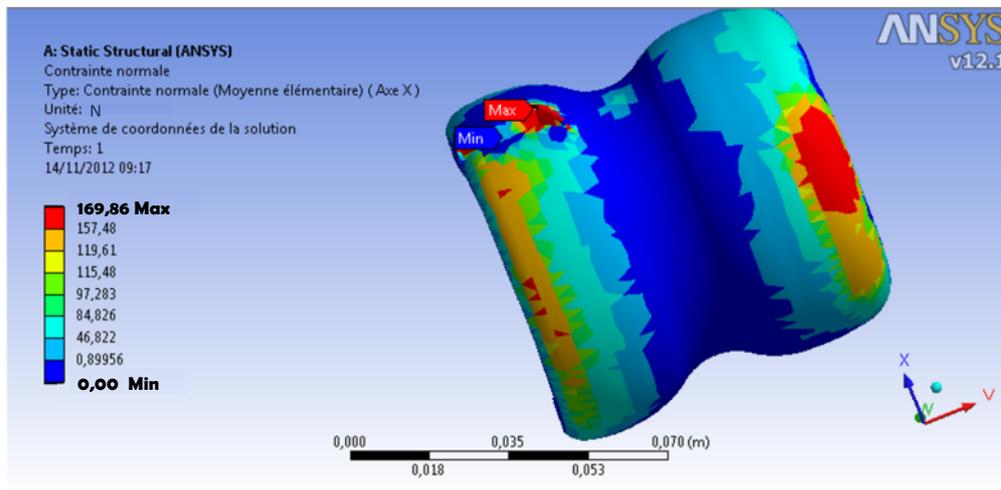
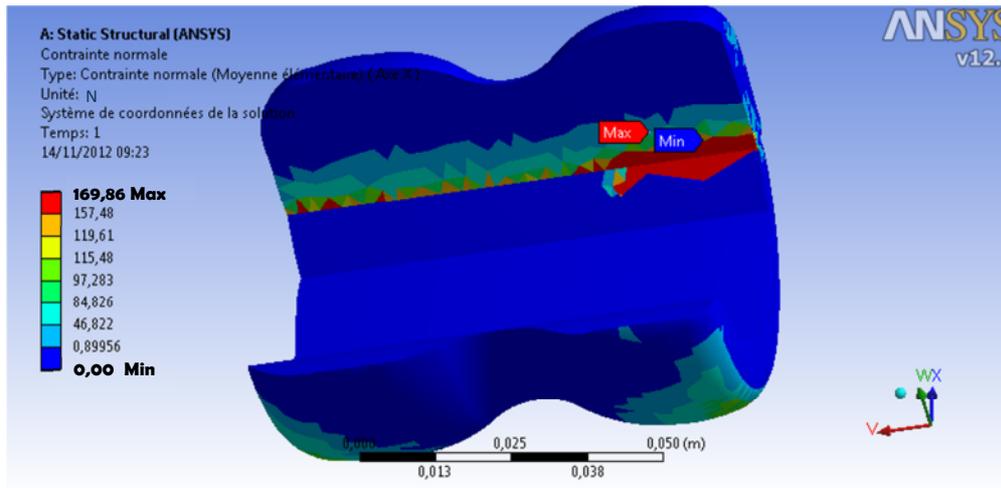
7.2. présentation de la prothèse du genou a fissure avec millage :

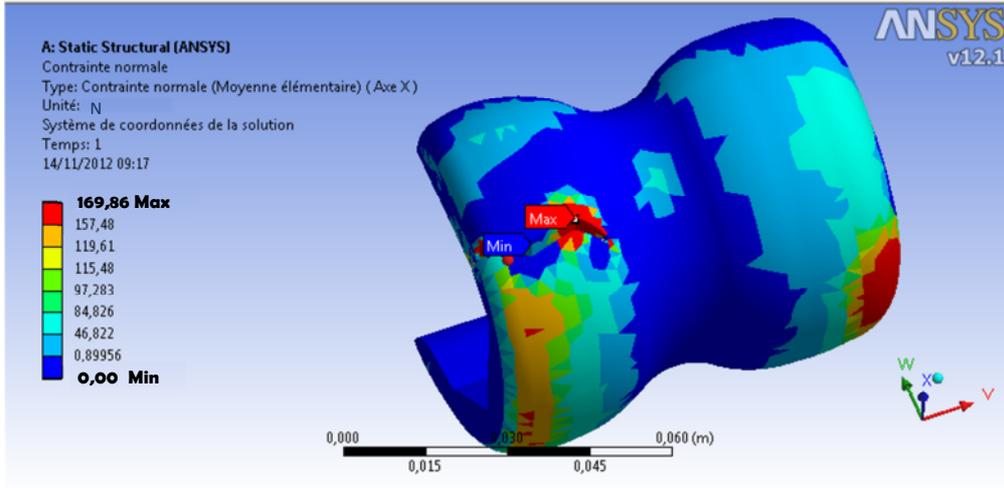


7.3. Résultat obtenu à partir du biocéramique L'alumine AL_2O_3

La variation des couleurs qui apparait dans l'image ci-dessous montre la distribution des contraintes du minimum (**0,00 Mpa**) au maximum

(**169,86 Mpa**) sous l'effet de la force $\left\| \vec{F} \right\| = 1000 \text{ N}$

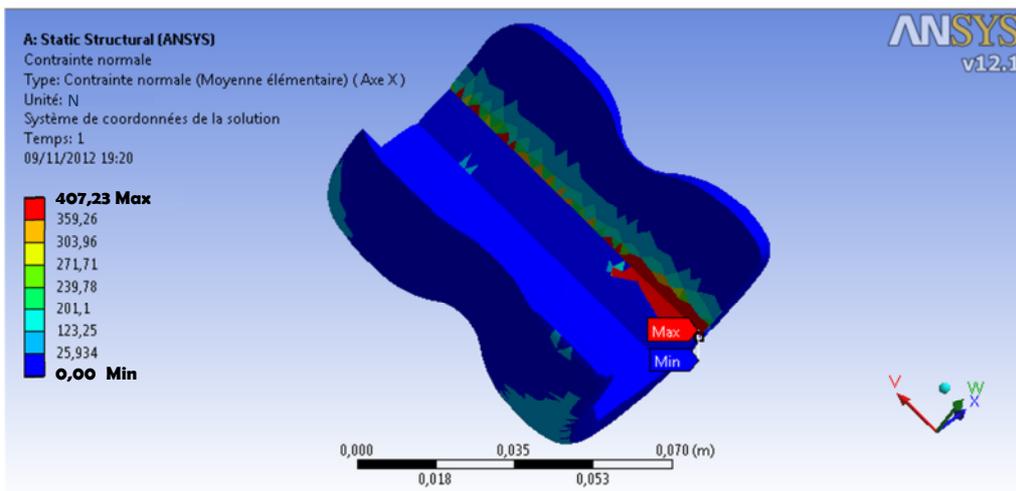


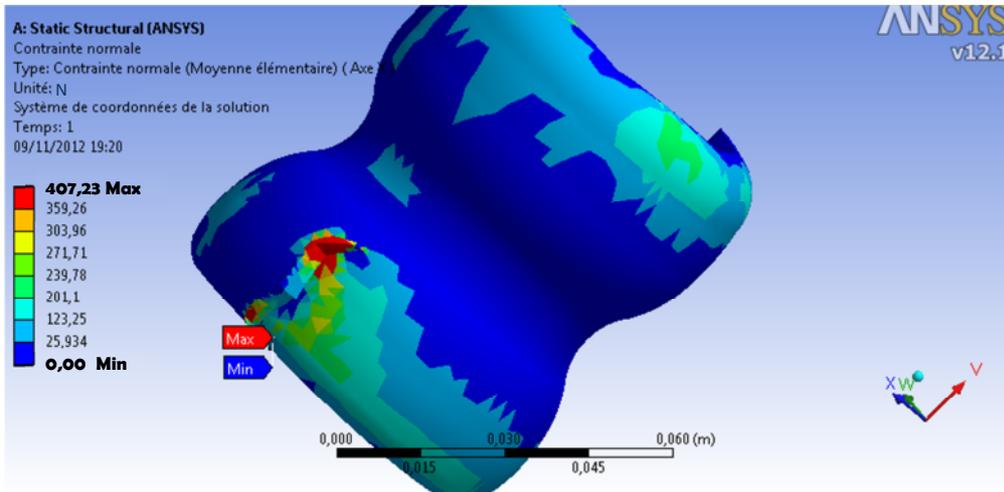
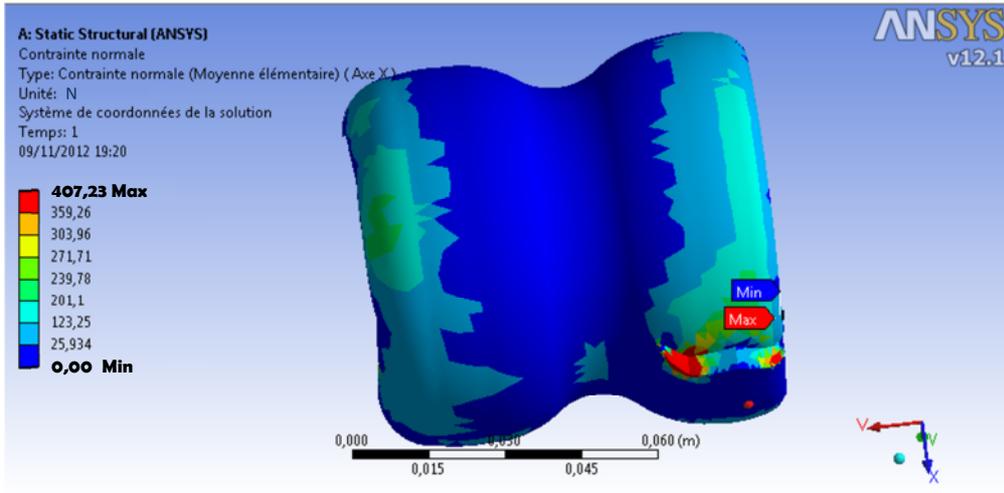


7.4. Résultat obtenu à partir du biocéramique la zircone ZrO2

La variation des couleurs qui apparait dans l'image ci-dessous montre la distribution des contraintes du minimum (**0,00 Mpa**) au maximum

(**407,23 Mpa**) sous l'effet de la force $\left\| \vec{F} \right\| = 1000 N$





CONCLUSION GÉNÉRALE

L'objectif visé par l'étude présente est d'avoir la différence entre deux matériaux essentiels l'Alumine Al_2O_3 et la Zircone ZrO_3 utilisés pour la conception des prothèses du Genou appartenant à la famille des biocéramiques ayant la capacité et l'endurance de supporter les contraintes liées à la charge imposée par le corps humain ce qui permet une durée de vie plus longue à la prothèse du genou.

L'étude a été réalisée par l'analyse par élément finis à l'aide du logiciel **ASYS** qui nous a permis un résultat optimal .

Le fil du travail a imposé l'utilisation de deux prothèses du Genou :

1. Une prothèse du Genou normale (*avec une force de 1000N et une autre de 500N*).
2. Une prothèse du Genou fissurée (*avec fissure brisée et une autre droite*).

La prothèse du Genou normal :

La **Fig.-1-** et **Fig.-2-** montrent les résultats concernant la contrainte normale σ de l'Alumine Al_2O_3 selon une Force $\left\| \vec{F} \right\| = 1000 N$ qui donne σ varie entre (0,00 Mpa et 236,28 Mpa), d'un autre coté on constate les résultats de σ la contrainte normale de la Zircone ZrO_3 selon la même Force qui donne σ varie entre (0,00 Mpa et 474,56 Mpa).

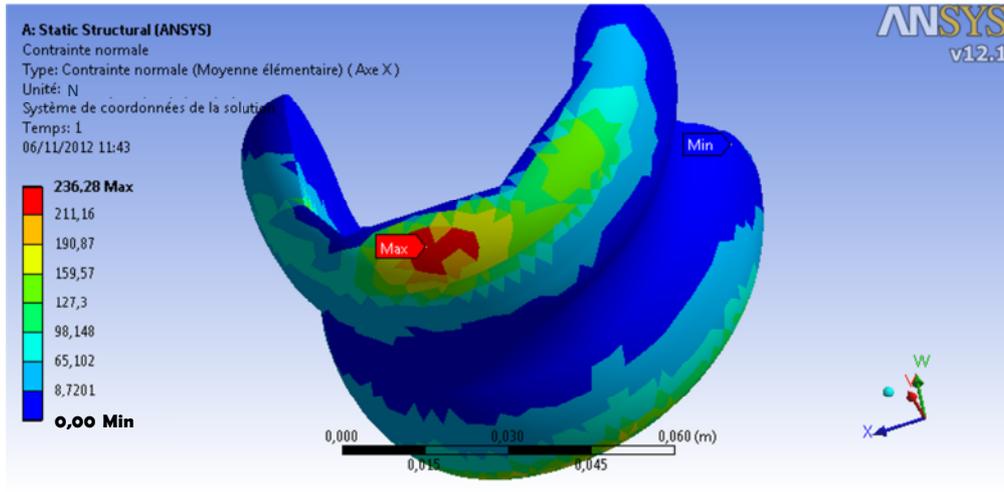


Fig. -1- Distribution de la Contrainte Normale σ sur l'implant en Al_2O_3 .

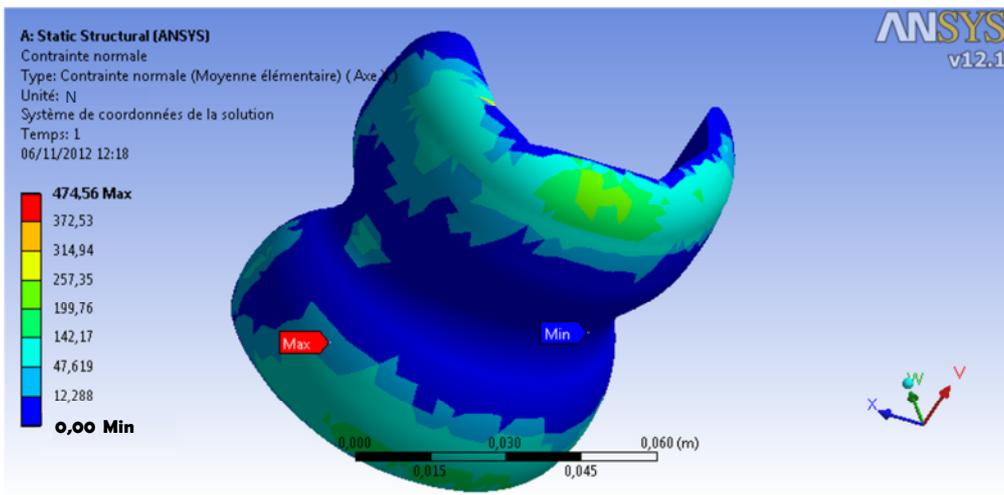
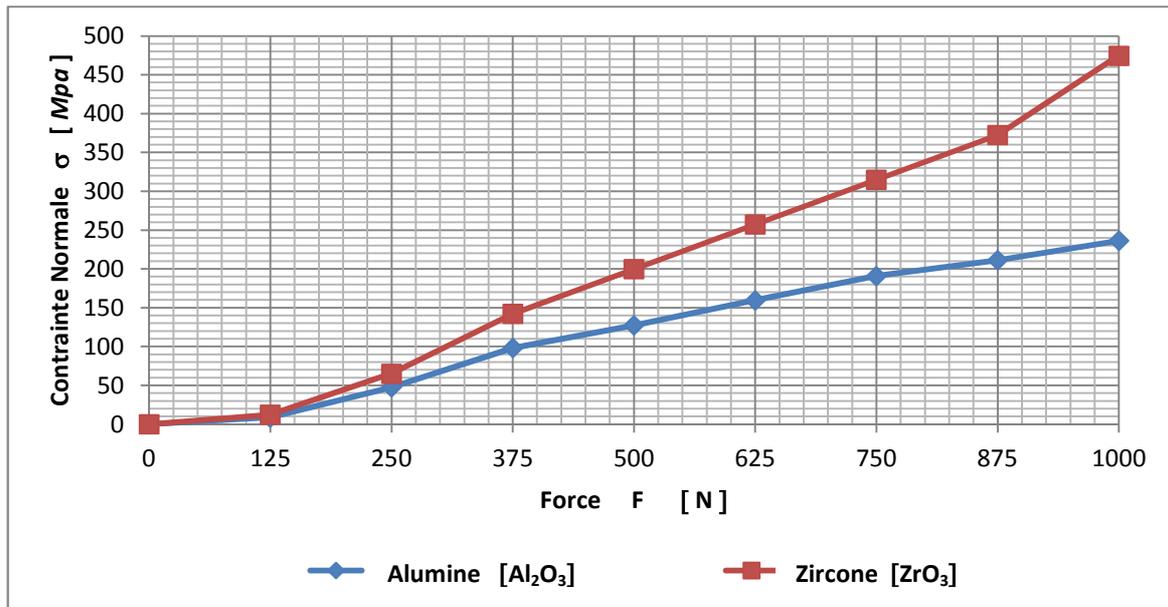


Fig. -2- Distribution de la Contrainte Normale σ sur l'implant en ZrO_3 .

Le résultat obtenu dans le TAB. -1- d'après l'étude par élément finis entre les deux matériaux utilisés dans la prothèse du Genou l'Alumine Al_2O_3 et la Zirconie ZrO_3 .

Matériaux	Al_2O_3	ZrO_3
Contrainte Normale σ [Mpa]	0	0
	8,72	12,28
	47,61	65,1
	98,14	142,17
	127,3	199,76
	159,57	257,35
	190,87	314,94
	211,16	372,53
	236,28	474,56

TAB. 1- Résultat de la Contrainte Normale pour Al_2O_3 et ZrO_3



Selon le dessin graphique obtenu par le logiciel de l'étude par éléments finis appelé ANSYS nous pouvons dire que la Zircone ZrO₃ est beaucoup plus performante que l'Alumine Al₂O₃ quoique les deux matériaux soient des biocéramiques.

Pour avoir plus de précisions vis à vis les résultats obtenus par le logiciel ANSYS concernant la contrainte normale σ de l'Alumine Al₂O₃ et la Zircone ZrO₃, on a proposé de diviser la force appliquée sur la prothèse du Genou en deux

La Fig.-3- et Fig.-4- montrent les résultats concernant la contrainte normale σ de l'Alumine Al₂O₃ selon une Force $\left\| \vec{F} \right\| = 500 \text{ N}$ qui donne σ varie entre (0,00 Mpa et 118,14 Mpa), d'un autre coté on constat les résultats de σ la contrainte normale de la Zircone ZrO₃ selon la même Force qui donne σ varie entre (0,00 Mpa et 237,28 Mpa).

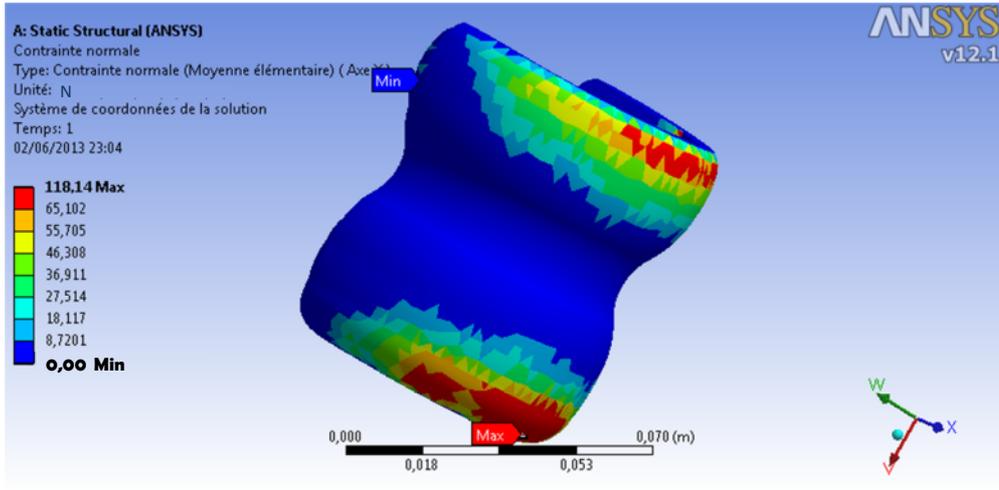


Fig. -3- Distribution de la Contrainte Normale σ sur l'implant en Al_2O_3 .

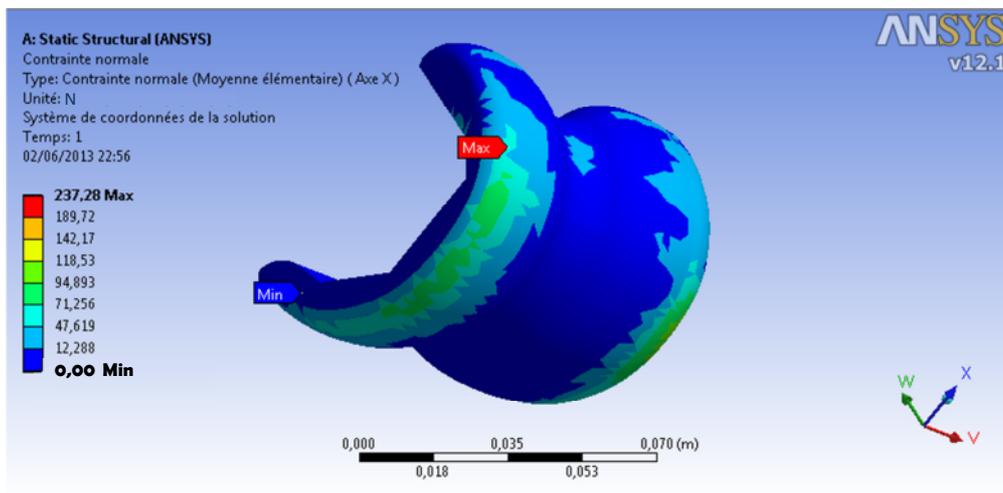
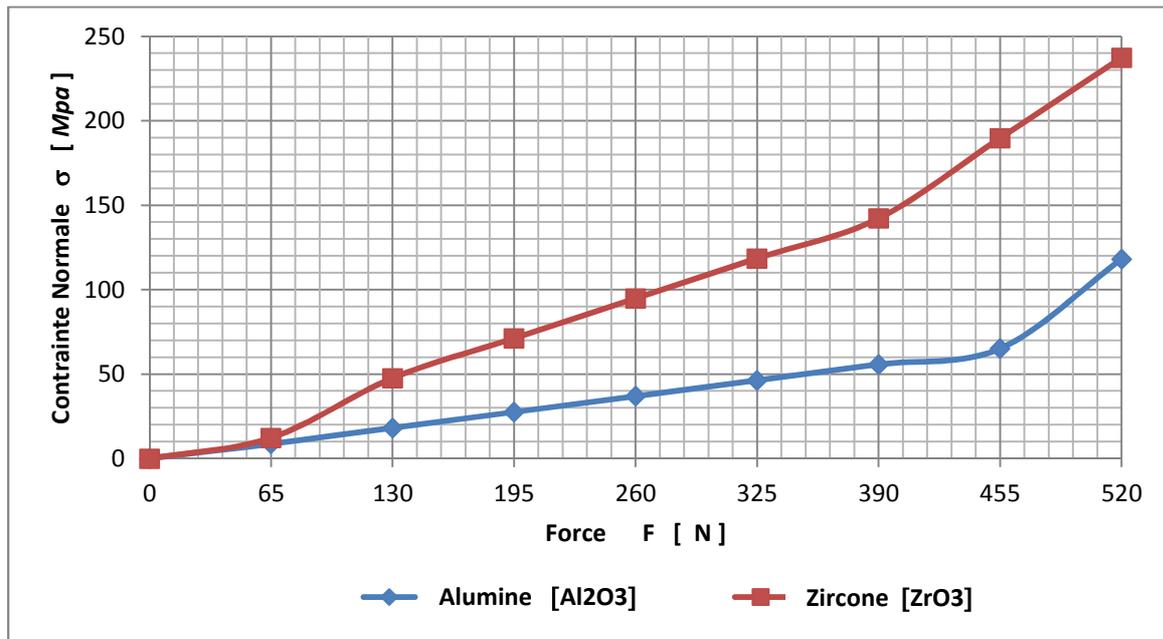


Fig. -4- Distribution de la Contrainte Normale σ sur l'implant en ZrO_3 .

Le résultat obtenu dans le TAB. -2- d'après l'étude par élément finis entre les deux matériaux utilisés dans la prothèse du Genou l'Alumine Al_2O_3 et la Zirconie ZrO_3 .

Matériaux	Al_2O_3	ZrO_3
Contrainte Normale σ [Mpa]	0	0
	8,72	12,28
	18,11	47,61
	27,51	71,25
	36,91	94,89
	46,30	118,53
	55,7	142,17
	65,10	189,72
	118,14	237,28

TAB. 2- Résultat de la Contrainte Normale pour Al_2O_3 et ZrO_3



Selon le dessin graphique obtenu par le logiciel de l'étude par éléments finis appelé ANSYS, on a obtenu des résultats approximatifs à la moitié de la contrainte normale σ par rapport aux résultats dans la *Fig.-1-* et *Fig.-2-*.

Ce qui confirme que la Zircone ZrO_3 est beaucoup plus performante que l'Alumine Al_2O_3 quoique les deux matériaux soient des biocéramiques.

La prothèse du Genou fissurée

Dans le but d'avoir une variété de résultats concernant la contrainte normale σ de l'Alumine Al_2O_3 et la Zircone ZrO_3 , on a proposé dans le travail suivant d'étudier deux types de fissures dans la prothèse du Genou (*la fissure brisée, la fissure droite*).

a- La prothèse du Genou avec fissure brisée :



La **Fig.-5-** et **Fig.-6-** montrent les résultats concernant la contrainte normale σ de l'Alumine Al_2O_3 selon une Force $\left\| \vec{F} \right\| = 1000 \text{ N}$ qui donne σ varie entre (0,00 *Mpa* et 169,86 *Mpa*), d'un autre coté on constat les résultats de σ la contrainte normale de la Zircone ZrO_3 selon la même Force qui donne σ varie entre (0,00 *Mpa* et 407,23 *Mpa*).

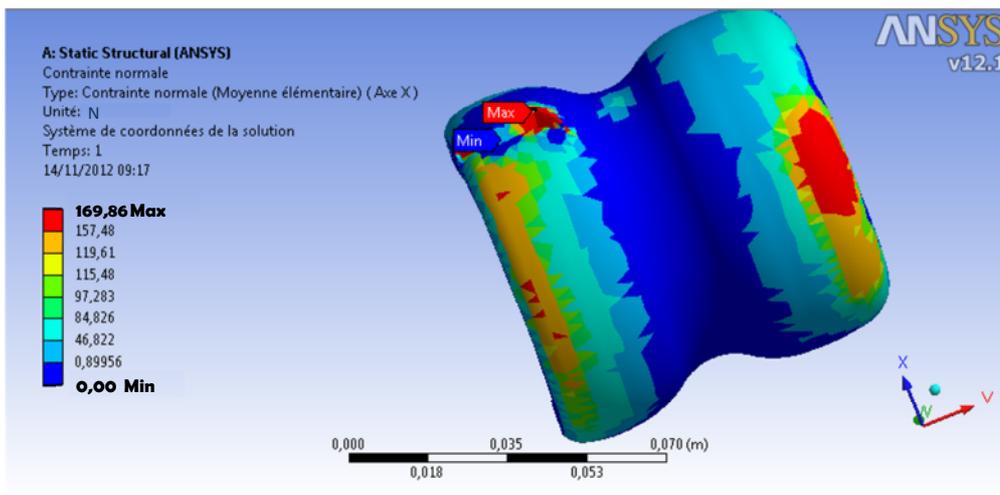


Fig. -5- Distribution de la Contrainte Normale σ sur l'implant en Al_2O_3 .

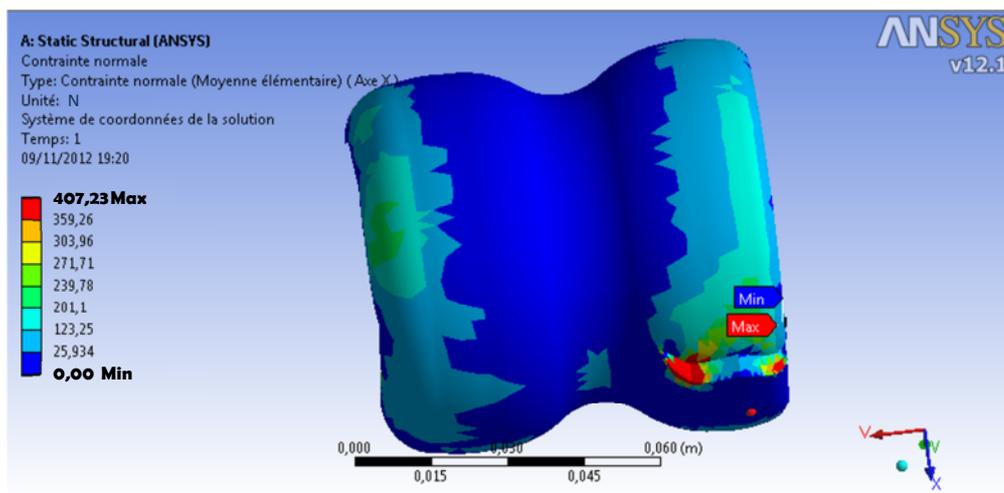
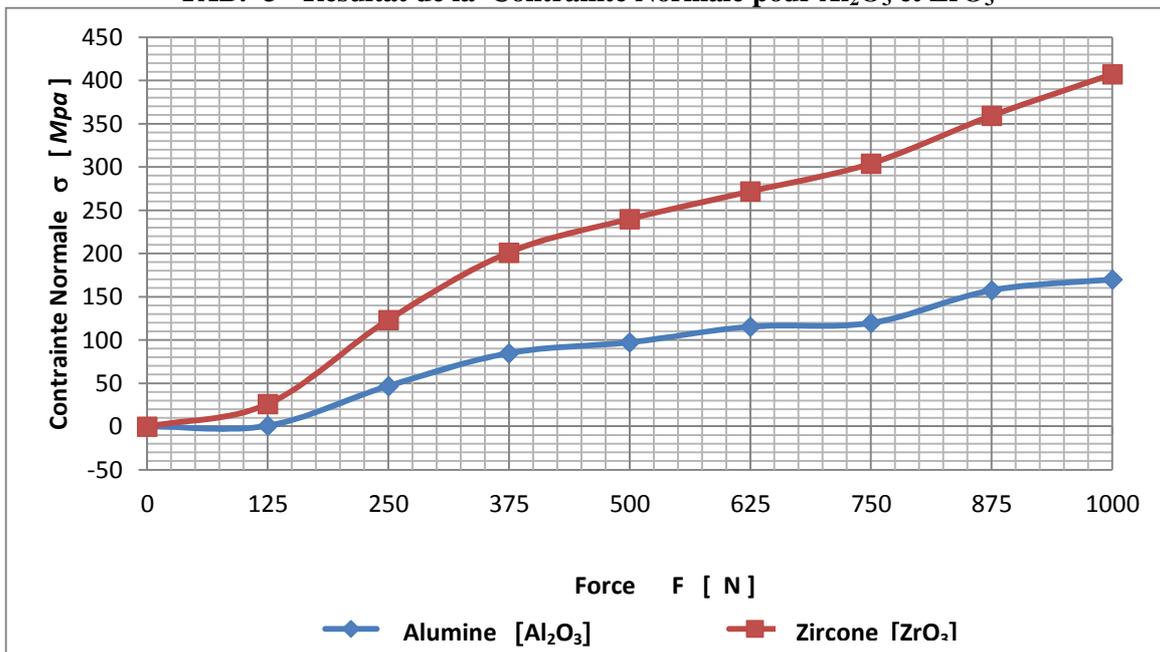


Fig. -6- Distribution de la Contrainte Normale σ sur l'implant en ZrO_3 .

Le résultat obtenu dans le **TAB. -3-** d'après l'étude par élément finis entre les deux matériaux utilisés dans la prothèse du genou l'Alumine Al_2O_3 et la Zircone ZrO_3 .

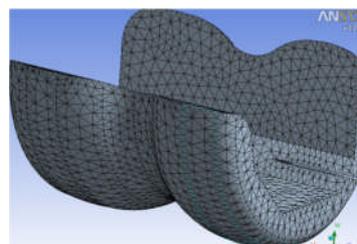
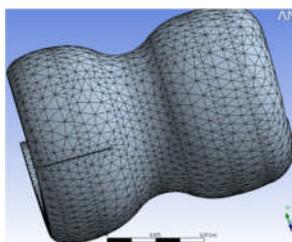
Matériaux	Al ₂ O ₃	ZrO ₃
Contrainte Normale σ [Mpa]	0	0
	0,89	25,93
	46,82	123,25
	84,82	201,1
	97,28	239,78
	115,48	271,71
	119,61	303,96
	157,48	359,26
	169,86	407,23

TAB. -3- Résultat de la Contrainte Normale pour Al₂O₃ et ZrO₃



Selon le dessin graphique obtenu par le logiciel de l'étude par éléments finis appelé ANSYS nous pouvons dire que la Zircone ZrO₃ est beaucoup plus performante que l'Alumine Al₂O₃ quoique les deux matériaux soient des biocéramiques.

b- La prothèse du Genou avec fissure droite :



La **Fig.-7-** et **Fig.-8-** montrent les résultats concernant la contrainte normale σ de l'Alumine Al_2O_3 selon une Force $\left\| \vec{F} \right\| = 1000\text{ N}$ qui donne σ varie entre (0,00 Mpa et 254,57 Mpa), d'un autre coté on constat les résultats de σ la contrainte normale de la Zircone ZrO_3 selon la même Force qui donne σ varie entre (0,00 Mpa et 291,94 Mpa).

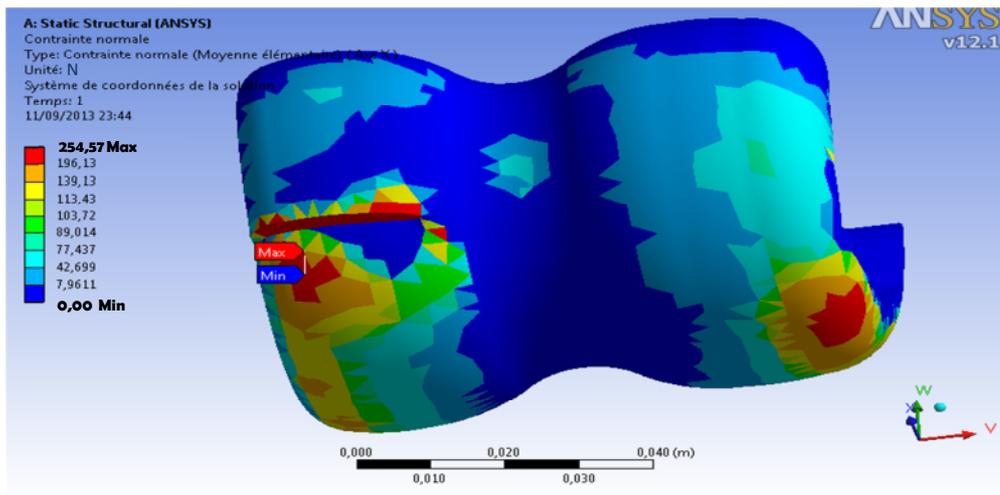


Fig. -7- Distribution de la Contrainte Normale σ sur l'implant en Al_2O_3 .

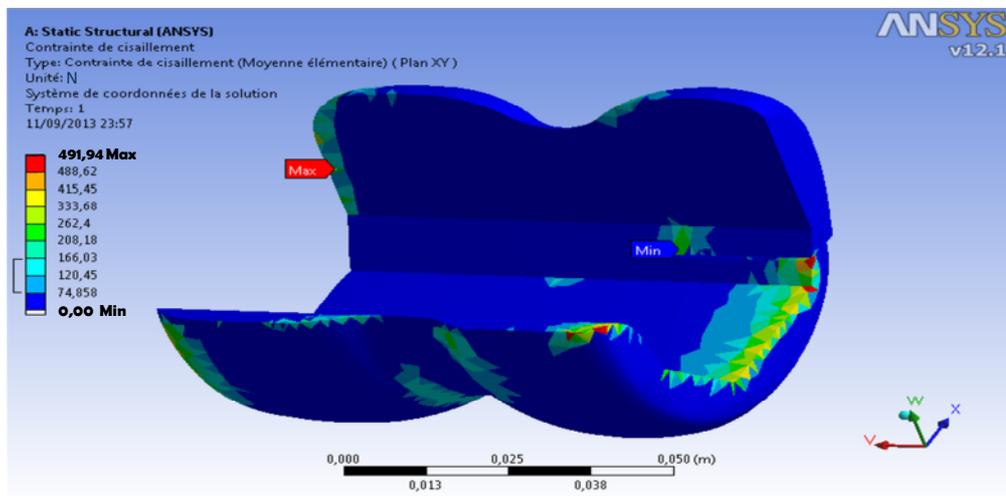
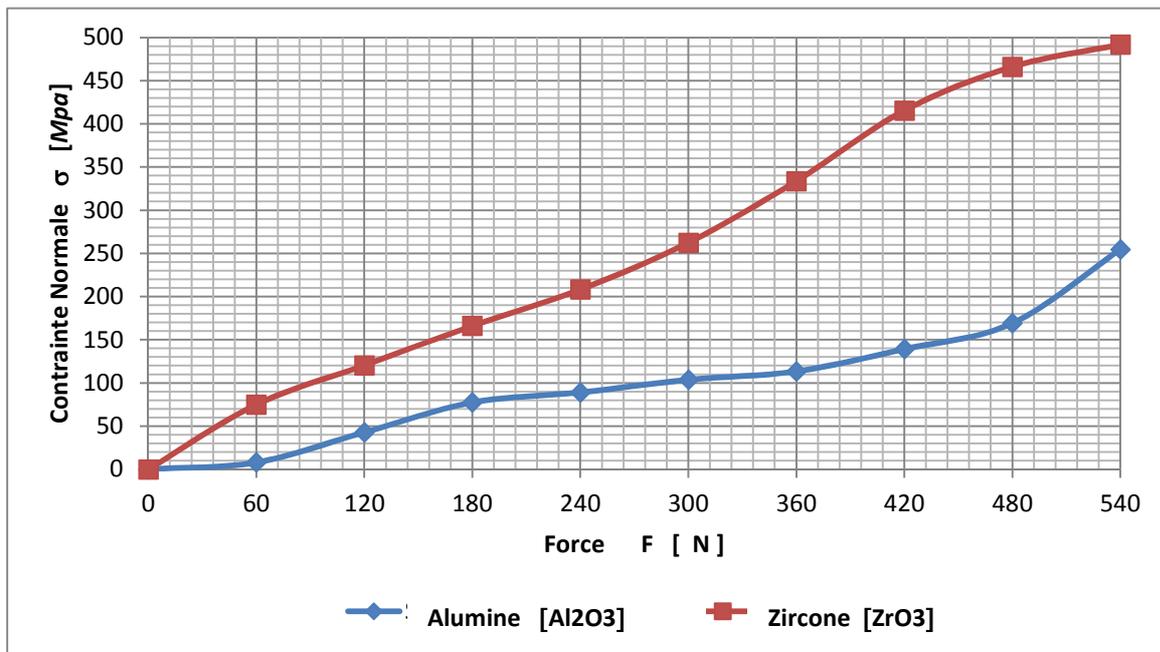


Fig. -8- Distribution de la Contrainte Normale σ sur l'implant en ZrO_3 .

Le résultat obtenu dans le **TAB. -4-** d'après l'étude par élément finis entre les deux matériaux utilisés dans la prothèse du genou l'Alumine Al_2O_3 et la Zircone ZrO_3 .

Matériaux	Al ₂ O ₃	ZrO ₃
Contrainte Normale σ [Mpa]	0	0
	7,96	74,85
	42,69	120,45
	77,43	166,03
	89,01	208,18
	103,72	262,40
	113,43	333,68
	139,13	415,45
	169,13	488,62
	254,57	491,94

TAB. -4- Résultat de la Contrainte Normale pour Al₂O₃ et ZrO₃



Selon le dessin graphique obtenu par le logiciel de l'étude par éléments finis appelé ANSYS nous pouvons dire que la Zircone ZrO₃ est beaucoup plus performante que l'Alumine Al₂O₃ quoique les deux matériaux soient des biocéramiques.

D'après les quatre dessins graphiques obtenus par le logiciel de l'étude par éléments finis appelée ANSYS (*la prothèse normale du Genou avec une force estimée à 1000N et à 500N, la prothèse fissurée du Genou avec une fissure droite et brisée*)

D'après les résultats on conclue que la Zircone ZrO_3 est donc beaucoup plus performante que l'Alumine Al_2O_3 quoique les deux matériaux soient des biocéramiques.

Enfin de travail, il faut dire que la Zircone ZrO_3 est le matériau idéal, le plus qualifié pour une prothèse du Genou, en revanche, cette performance se limite à notre étude : à la contrainte normale σ .

La Zircone ZrO_3 est un matériau qui appartient à la famille des biocéramiques il est qualifié dans cette perspective comme meilleur matériau à supporter la force et à durer plus longtemps. Mais il peut être disqualifié dans d'autres études présentant des contraintes diverses comme : la chaleur /les vibrations /le choc ...cela permet d'ouvrir des horizons plus étendus dans la recherche scientifique

BIBLIOGRAPHIE

[ROV2002]

Anatomie humaine. Descriptive, topographique et fonctionnelle. Membres par Henri Rouvière, André Delmas (15ème édition) **Édition** MASSON - 12/2002

[DRA2010]

Gray's Fiches d'anatomie par Richard L. Drake, A. Wayne Vogl, Adam W.M. Mitchell, Fabrice Duparc **Édition** ELSEVIER - 10/2010

[ADA2009]

Membre inférieur , Physiologie articulaire Tome 2 par Ibrahim Adalbert Kapandji **Édition** MALOINE - 10/2009

[WEI2010]

Anatomie du corps humain Atlas d'Imagerie par Jamie Weir, Peter H. Abrahams, Jonathan D. Spratt, Lonie R. Salkowski, Fabrice Duparc **Édition** ELSEVIER - 10/2010

[NET2011]

Mémofiches anatomie Netter , Tome 1 par Frank H. Netter, John T. Hansen **Édition** ELSEVIER-MASSON - 07/2011

[THI2008]

Bases d'anatomie fonctionnelle en 3D. Tome 1, par Patrice Thiriet, Olivier Rastello **Édition** DE BOECK -11/2008

[HER2004]

L'arthrose du genou , C. Herisson **Édition** ELSEVIER-MASSON - 03/2004

[TOF2002]

Tout savoir sur l'arthrose et les blessures du genou , Ménisques, ligaments, rotule, etc. Jurgen Toft **Édition** Favre Eds - 02/2002

[NEO.ORG]

Source : <http://www.neosante.org/arthrose-traitement-a02128593.htm>

[CHA2004]

La prothèse du genou Chambat, Neyret **Édition** Sauramps Eds - 10/2004

[NEY2012]

Prothèses partielles du genou Philippe Neyret **Édition** ELSEVIER-MASSON - 11/2012

[SER2011]

Repères et mesures utiles en imagerie ostéo-articulaire par Géraldine Serra-Tosio **Édition** ELSEVIER-MASSON - 09/2011

[CHA2006]

La Prothèse du Genou - 12e Journées Lyonnaises de Chirurgie du Genou par Pierre Chambat, Philippe Neyret, Gérard Deschamps, Michel Bonnin publication : 2006

[CHA2010]

R. CASANOVA (P. CHABRAND, M. PITHIOUX) Régénération osseuse : caractérisation biomécanique et bio-prothèse (2010)

[ARG2009]

X. FLECHER (J.-N. ARGENSON) Etude transversale de la réaction du corps humain aux matériaux prothétiques articulaires (2009)

[TRO2005]

17ème Congrès Français de Mécanique Troyes, du 29 Août au 2 Septembre 2005 « Comportement en fatigue en compression sur éprouvette »

[MEK2001]

EXPERTISE DES BIOCERAMIQUES EN ORTHOPEDIE 5ème Congrès de Mécanique, Meknes (MAROC) 17-20 Avril 2001

[BOU2011]

P. Boutin et D. Blanquaert, Les céramiques et ceramo-métalliques, Document de formation CERAVER. 09/2011

[COM2006]

Physique des polymères : Tome 1, Structure, fabrication et emploi Patrick Combette, Isabelle Ernoult, **Édition** Presses internationales Polytechnique 01/2006

[DOR1986]

«Des matériaux» J.-M. Dorlot, J.-P. Bailon, J. Masounave Editions de l'Ecole Polytechnique de Montréal (1986)

[CL.Chelia] CLINIQUE CHELIA

Chirurgie Orthopedique - Générale et rééducation fonctionnelle

Adresse :Bd des Falaises - Pont Zabana - Oran - Algérie

Tel : +213 (0) 41 53 39 84/85

Fax : +213 (0) 41 53 40 96

[AutoCAD-80]

Advanced Drafting Extensions (ADE)

AutoCAD-80 Development Log

[LAC1759]

M.Lacombe dans son *Dictionnaire portatif des Beaux-Arts*, Paris, 1759. Cité par André Béguin, *Dictionnaire technique du dessin*,

[MICROCAD]

AutoCAD MicroCAD, MicroCAD Status, Other Items, MICROCAD, General Background,

[SolidWorks]

PhotoWorks et SolidWorks MotionManager permettent de créer des représentations réalistes des modèles.

[CUI2011]

J. C. Cuillière, Introduction à la méthode des éléments finis (2011), Éd. Dunod.

[ZIE2005]

O. C. Zienkiewicz, R. L. Taylor, J. Z. Zhu : *The Finite Element Method: Its Basis and Fundamentals*, Butterworth-Heinemann ; 6^e édition (21 mars 2005)

[BOU1988]

P.Boutin , P.Christel et al., The use of dense alumina-alumina ceramic combination in total hip replacement, *Journal of Biomedical Materials Research*, Vol.22, 1203-1232 (1988)

[ANSYS]

FEM – ANSYS Classic Geometric modeling
Computational Mechanics, AAU, Esbjerg

[ISS2011]

Le magazine Advantage publié par ANSYS

ANSYS Advantage - Volume VII, Issue 1, 2011