

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE
MINISTRE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR ET DE LA RECHERCHE
SCIENTIFIQUE

UNIVERSITE ABBES LAGHROUR
KHENCHELA
FACULTE DES SCIENCES & DE LA
TECHNOLOGIE DEPARTEMENT
DE GENIE MECANIQUE



جامعة عباس لغرور خنشلة
كلية العلوم والتكنولوجيا
قسم الهندسة الميكانيكية

No. Réf. :

Mémoire de fin d'études
Pour l'obtention du Diplôme de Master (LMD)
Spécialité : Génie Mécanique
Option : Génie des matériaux

Thème

**Etude numérique de l'implant tibial pré-fissuré
en Alumine d'une prothèse totale de genou**

Réalisé par :

- AROUF Samir

- HALIMA Fatih

Directeur de mémoire : Dr. MEDDOUR Belkacem

Devant le jury :

Président	Dr. Berkia Abdelhak	Université Abbes Laghrour KHENCHELA
Rapporteur	Dr. Meddour Belkacem	Université Abbes Laghrour KHENCHELA
Examineur	Dr. Chitour Mourad	Université Abbes Laghrour KHENCHELA

Année universitaire 2021/2022

Résumé

L'articulation du genou paraît complexe du fait qu'elle soit très active et supporte des chargements et des mouvements importants, ce qui montre bien qu'elle est le siège de pathologies assez nombreuses. Le traitement nécessite parfois une intervention chirurgicale soit pour réparer soit pour implanter une prothèse totale. Le succès de l'arthroplastie réalisée dépend de plusieurs facteurs l'un d'eux est bien le bon choix du matériau. La proposition de l'alumine comme matériau alternatif émane du fait de ses avantages mais son inconvénient principal est bien la fragilité c'est dans ce contexte que ce travail a été réalisé. On a conçu la prothèse avec Solidworks et au moyen de Abaqus on a pu réaliser la simulation numérique en considérant un défaut préalable sur l'implant fémoral et en faisant augmenter la longueur de la fissure créée jusqu'à une valeur donnée. Les résultats obtenus montrent que l'alumine se comporte bien du point de vue de fragilité.

Mots Clés : prothèse totale, implant fémoral, pré-fissuré, contrainte, alumine.

Abstract

The knee joint seems complex due to the fact that it is very active and supports significant loads and movements, which clearly shows that it is the site of quite a number of pathologies. The treatment sometimes requires surgery either to repair or to implant a total prosthesis. The success of the arthroplasty performed depends on several factors, one of them is the right choice of material. The proposal of alumina as an alternative material comes from the fact of its advantages but its main disadvantage is the fragility it is in the context that this work was carried out. We designed the prosthesis with Solidworks and using Abaqus we were able to perform the numerical simulation by considering a prior defect on the femoral implant and by increasing the length of the crack created up to a given value. The results obtained show that alumina behaves well from the point of view of fragility.

Keywords: total prosthesis, tibial implant, pre-cracked, stress, alumina

ملخص

يبدو مفصل الركبة معقدًا نظرًا لحقيقة أنه نشط للغاية ويدعم الأحمال والحركات الكبيرة، مما يدل بوضوح على أنه موقع لعدد كبير من الأمراض. يتطلب العلاج أحيانًا إجراء عملية جراحية إما لإصلاح أو لزرع طرف اصطناعي كامل. يعتمد نجاح عملية تقويم المفاصل على عدة عوامل، أحدها هو الاختيار الصحيح للمادة. يأتي اقتراح الألومينا كمادة بديلة من حقيقة مزاياها ولكن عيبها الرئيسي هو هشاشتها وفي هذا

السياق تم انجاز هذا العمل. لقد صممنا الطرف الاصطناعي باستخدام سولدوركس وباستخدام ابيكس تمكنا من إجراء المحاكاة العددية من خلال النظر في عيب سابق في الغرسة الفخذية ومن خلال زيادة طول الشق الذي تم إنشاؤه إلى قيمة معينة. أظهرت النتائج التي تم الحصول عليها أن الألومينا تتصرف بشكل جيد من وجهة نظر الهشاشة.

الكلمات المفتاحية: طرف إصطناعي كامل، الغرسة الفخذية مشقوق مسبقا، اجهاد، الألومين.

إهداء

أهدى بحثي هذا

إلى من قال الله تعالى فيهما " واخفض لهما جناح الذل من
الرحمة وقل ربني ارحمهما كما ربياني صغيرا "

الاذان طالما حلما أن يبصرا نجاحي وأخذنا بيدي ووفرا لي
سبيل التعلم وقدمًا لي الدعم اللازم

"والدائي حفظكما الله و أسأل الله الرحمن الرحيم أن يجعل
هذا العمل في ميزان حسناتكما و أن يكون صدقة جارية
تفعلكما "

REMERCIEMENTS

À mon Directeur de Thèse

Monsieur le Docteur **MEDDOUR Belkacem**

Qui est à l'origine de ce travail et qui a su me donner la motivation et l'énergie pour l'accomplir. Sa qualité d'encadrement ainsi que l'aide précieuse qu'il m'as apportée lors de la phase de rédaction de ce mémoire. ses nombreux conseils, sa rigueur scientifique, son soutien et ses qualités humaines m'ont permis de mener à bien cette thèse. Veuillez trouver dans ce travail le témoignage de ma haute considération et de mon profond respect.

À Monsieur le Docteur **BECHOÛA Khaled**, Je vous remercie de l'honneur que vous me faites chaque fois que j'ai besoin de vous.

Je t'exprime mes plus sincères remerciements pour ta disponibilité et ta profonde gentillesse.

J'exprime mes sincères remerciements aux **membres de jury** pour l'intérêt qu'ils ont montré en acceptant de rapporter ma thèse.

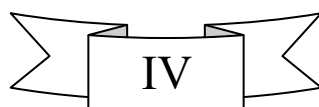
J'exprime toute ma gratitude à mes **professeurs de Département Génie Mécanique** pour leurs gentillesse, leurs patiences, leurs compétences scientifiques et qui ont contribués d'une façon indirect à me redonner l'envie de poursuivre mes études.

De plus, je tiens à remercier mes **amis de promotion** dont j'ai bénéficié d'un grand respect et d'une ambiance très sympathique aussi bien du coté scientifique que humain.

Je tiens à remercier **ma femme**, qui n'a cessée de m'encourager, m'aider, du début jusqu'à la fin.

Je remercie aussi **mes enfants**, Pour leurs encouragements. J'espère que je sois leur icône afin de bien étudier.

Enfin, mes pensées se tournent vers ma famille, mes proches et mes amis.



Résumé.....	I
Dédicace.....	III
Remerciements.....	IV
Sommaire.....	V
Liste des figures.....	IX
Liste des tableaux.....	XII
Nomenclature.....	XIII
Introduction.....	a

Chapitre I Etude bibliographique de l'articulation de genou

I. Anatomie de l'articulation du genou	1
I.1. Le cartilage.....	2
I.1.1. Muscles du genou.....	2
I.1.2. Les ménisques	3
I.2. Pathologies affectant l'articulation du genou	4
I.2.1. L'arthrose.....	4
I.2.2. l'arthrite	5
I.3. La prothèse totale de genou	5
I.3.1. Généralités.....	6
I.3.2. La prothèse totale	7
I.3.3. La prothèse unicondylienne.....	8
I.3.4. La prothèse fémoro-patellaire.....	9
I.4. Paramètres géométriques de la prothèse totale du genou.....	9
I.4.1. Définition des axes géométriques et angles	9

Chapitre II Etude bibliographique de l'Alumine

II.1. Cristallographie de l'Alumine.....	12
II.2. Nouveaux types d'Alumine.....	14
II.2.1. Hydroxydes d'aluminium.....	15
II.2.2. Oxyde d'aluminium Al_2O_3	15
II.3. Défauts de structure dans les alumines.....	16
II.3. Extraction de l'alumine.....	17

II.3.1. Procédé Deville.....17
II.3.2. Procédé Bayer.....18
II.4. Biocompatibilité de l'alumine.....20

Chapitre III Biomécanique de l'articulation du genou

III. Etude biomécanique du genou.....21
III.1.Définition de la biomécanique.....21
III.2.Types d'articulations du corps humain.....21
 III.2.1.Les énarthroses22
 III.2.2.Les condylarthroses.....22
 III.2.3.Diarthroses et articulations Pivot22
 III.2.4.Les articulations de selle.....22
 III.2.5.Les arthrodies22
III.3.Plans et axes de référence anatomiques23
III.4.Mouvements du genou23
 III.4.1.La libération de l'articulation fémoro-tibiale24
 III.4.2.Les mouvements des condyles sur les glènes24
 III.4.3.Les ménisques et leurs déplacements25
 III.4.4.Déplacements entre rotule et fémur26
 III.4.5.Déplacements entre rotule et tibia26
III.5.Appareil locomoteur27
 III.5.1.Les extenseurs du genou27
 III.5.2.Les fléchisseurs du genou.....30
III.6.Analyse de la marche32
 III.6.1.Les différentes phases du cycle de marche33
 III.6.2.Muscles intervenant dans la marche.....35
 III.6.3.Calcul des réactions au genou35
III.7.Conclusion.....37

Chapitre IV Simulation numérique de l'implant Pré-fissuré

IV.1. Présentation des Logiciels utilisés.....38
 IV.1.1. *Solidworks*.....38
 IV.1.2. *Abaqus*39
IV.2. Modélisation 3D de la Prothèse totale du Genou [*Solidworks*].....40

IV.2.1. Etapes à suivre.....	40
IV.2.2. Création d'esquisses.....	42
IV.2.3. Fonctions.....	42
IV.3. Construction de la prothèse totale du genou.....	43
IV.3.1. Implant fémoral	43
IV.3.2. L'implant tibial	46
IV.3.3. Pièce représentant le fémur.....	48
IV.4. Simulation numérique du cas statique et mécanique de la rupture de la prothèse de genou.....	50
IV.4.1. Présentation du problème	50
IV.4.1.1. Sujet.....	51
IV.4.1.2. Matériaux utilisés pour la prothèse totale.....	51
IV.4.1.3. Chargement.....	51
IV.5. Résultats	52
IV.5.1. Distribution des contraintes	52
IV.5.1.1. Cas de longueur de fissure de 0.5 mm	52
IV.5.2. Cas de longueur de fissure de 0.75 mm.....	53
IV.5.3. Cas de longueur de fissure de 1.00 mm	54
IV.5.4. Cas de longueur de fissure de 1.25 mm	55
IV.5.5. Cas de longueur de fissure de 1.50 mm	56
IV.5.6. Courbes d'évolution des contraintes.....	57
IV.5.7. Calcul du facteur de d'intensité de contraintes KI.....	63
IV.6. Discussion des résultats.....	67
IV.6.1. Distributions des contraintes.....	67
IV.6.2. Evolution des contraintes σ_{yy}	67
Conclusion générale.....	70
Références.....	71

CHAPITRE I

Figure.I.1:Vues frontale et sagittale des os du genou. Les os sont surlignés en couleur afin d'améliorer leur visibilité.....1

Figure.I.2:Le cartilage du genou.....2

Figure.I.3:Les muscles du genou.....3

Figure.I.4:Les ménisques du genou.....4

Figure.I.5:Déformation des membres inférieurs : (a) Genu-valgum, (b) Membres axés et (c) Genu-varum.....5

Figure.I.6:Prothèse totale de genou.....6

Figure.I.7:Prothèse contrainte à charnière.....6

Figure.I.8:Prothèse non contrainte à glissement.....7

Figure.I.9:La prothèse totale.....8

Figure.I.10:La prothèse unicondylienne.....8

Figure.I.11:La prothèse fémoro-patellaire.....9

Figure.I.12:Définition des axes géométriques..... 10

Figure.I.13:Angles axes fémur-tibia.....11

CHAPITRE II

Figure.II.1:Maille élémentaire de l'alumine- α12

Figure.II.2:Maille élémentaire de l'alumine- γ13

Figure.II.3:Maille élémentaire de l'alumine- θ 13

Figure.II.4:Maille élémentaire de l'alumine- κ 14

Figure.II.5:Séquence de déshydratation de l'alumine à l'air (voie b : favorisée par l'humidité, l'alcalinité ou de grosses particules (100 μ), voie a : favorisée par de fines particules (<10 μ)).....15

Figure.II.6:Le procédé Deville.....18

Figure.II.7:Procédé Bayer.....19

CHAPITRE III

Figure.III.1:Types d'articulations mobiles : 1-Enarthroses ; 2- Les condylarthroses ; 3- Lesdiarthroses ; 4- Les articulations pivot ; 5-Les articulations en selle ; 6- Les arthrodiés.....21

Figure.III.2:Plans et Axes de référence.....23

Figure.III.3:Amplitude de mouvements de flexion du genou.....24

Figure.III.4: Roulement puis glissement du fémur sur le tibia.....	25
Figure.III.5: Déplacement des ménisques pendant la flexion du genou.....	25
Figure.III.6: Déplacement de la rotule sur le fémur pendant la flexion.....	26
Figure.III.7: Déplacement de la rotule par rapport au tibia.....	27
Figure.III.8: Le quadriceps crural.....	28
Figure.III.9: Le quadriceps crural coupe schématique sagittale.....	29
Figure.III.10: Les fléchisseurs du genou.....	31
Figure.III.11: Cycle de marche.....	33
Figure.III.12: Différentes phases du cycle de marche.....	34
Figure.III.13: Courbes relatives à la flexion du genou lors du cycle de marche.....	34
Figure.III.14: Différents muscles agissant pendant la marche.....	35
Figure.III.15: Efforts agissant à l'articulation du genou.	36

CHAPITRE IV

Figure.IV.1: Présentation de Solidworks.....	38
Figure.IV.2: Présentation de Abaqus.....	39
Figure.IV.3: Architecture de modèle à créer.....	40
Figure.IV.4: Fenêtre de démarrage.....	41
Figure.IV.5: Document pièce.....	41
Figure.IV.6: Barres d'outils d'esquisse.....	42
Figure.IV.7: Barre d'outils de fonctions.....	42
Figure.IV.8: Esquisse du profil de l'implant fémoral.....	43
Figure.IV.9: Choix de plans d'esquisse.....	43
Figure.IV.10: Esquisse de la trajectoire.....	44
Figure.IV.11: Volume visualisé obtenu par balayage.....	44
Figure IV.12: Volume obtenu après avoir cliqué OK.....	45
Figure.IV.13: Enlèvement de matière.....	45
Figure.IV.14: Visualisation de l'enlèvement de matière.....	46
Figure.IV.15: Implant fémoral obtenu.....	46
Figure.IV.16: Esquisse.....	47
Figure.IV.17: Extrusion.....	47
Figure.IV.18: Pré-visualisation.....	48
Figure.IV.19: Implant tibial.....	48
Figure.IV.20: Esquisse.....	49

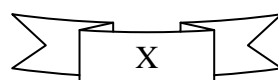


Figure.IV.21: Pièce fémorale pré-visualisée.....	49
Figure.IV.22: Pièce fémorale.....	50
Figure.IV.23: Détails du défaut prédéfini.....	50
Figure.IV.24: Appui sur une seule jambe.....	51
Figure.IV.25: Distribution des contraintes cas de longueur de fissure 0.5 mm.....	52
Figure.IV.26: Distribution des contraintes avec fissure 0.75 mm.....	53
Figure.IV.27: Distribution des contraintes cas de longueur de fissure 1.00 mm.....	54
Figure.IV.28: Distribution des contraintes cas de longueur de fissure 1.25 mm.....	55
Figure IV.29: Distribution des contraintes cas de longueur de fissure 1.50 mm.....	56
Figure.IV.30: a) Suivant la ligne de propagation.....	57
Figure.IV.31: b) suivant la ligne perpendiculaire au plan de la fissure.....	57
Figure.IV.32: Evolution des contraintes S_{yy} cas de longueur 0.5 mm , a) Suivant la ligne de propagation, b) suivant la ligne perpendiculaire au plan de la fissure.....	58
Figure.IV.33: Evolution des contraintes S_{yy} cas de longueur 0.75 mm, a) Suivant la ligne de propagation, b) suivant la ligne perpendiculaire au plan de la fissure.....	59
Figure.IV.34: Evolution des contraintes S_{yy} cas de longueur 1.00 mm, a) Suivant la ligne de propagation, b) suivant la ligne perpendiculaire au plan de la fissure	60
Figure.IV.35: Evolution des contraintes S_{yy} cas de longueur 1.25 mm, a) Suivant la ligne de propagation, b) suivant la ligne perpendiculaire au plan de la fissure	61
Figure.IV.36: Evolution des contraintes S_{yy} cas de longueur 1.50 mm, a) Suivant la ligne de propagation, b) suivant la ligne perpendiculaire au plan de la fissure.....	62
Figure.IV.37: Champs de contraintes au voisinage de la pointe de la fissure.....	63
Figure.IV.38: Evolution du facteur d'intensité de contraintes en fonction de la longueur de la fissure.....	66

CHAPITRE II

Tableau.II.1:Tableau récapitulatif des structures des polymorphes de l'alumine.....14
Tableau.II.2:Propriétés de l'alumine.....20

CHAPITRE III

Tableau.III.1:Nomenclature des plans, axes et directions de référence.....23
Tableau.III.2:Muscles agissant pendant la marche35

a	Demi-longueur du défaut.
Al ₂ O ₃	oxyde d'aluminium (Alumine).
cfc	cubique a face centré.
$\vec{F}_{i-1/j}$	Effort résultant SiO ₄ .
\vec{F}_{Mj}	Effort inter segmentaire ZrO ₂ .
hcp	structure cristalline de la phase α Zr
m	le nombre de points d'interpolation.
$\vec{M}_{i-1/j} (\mathbf{O}_{i-1})$	Moment résultant NaOH.
n :	le degré de polynôme.
NaOH	L'hydroxyde de sodium.
PTG	prothèse total de genou.
SiO ₄	oxyde de silicium.
<i>UHMWPE</i>	<i>ultra high molecular weight polyethylene.</i>
\mathbf{u}_j^p	Vecteur unitaire appartenant au repère de l'articulation.
Y	Facteur de correction.
K _I	Facture d'intensité de contrainte.
ZrO ₂	Zirconium dioxyde.
σ	Contrainte nominale.
σ_{yy}	Contraint sue l'axe yy.

A white mannequin torso is shown from the waist up, with its right hand holding a small, black, rectangular device. The background is a light blue gradient. The text "INTRODUCTION" is overlaid in the center of the image.

INTRODUCTION

GENERALE

Dès les années soixante, la prothèse du genou a connu d'importantes avancées surtout ces dernières années et plusieurs milliers de patients ont subi cette intervention avec de bons résultats.

Alors grâce aux prothèses de genou, de nombreux patients souffrant d'arthrose évoluée, de polyarthrite rhumatoïde, de nécrose articulaire, d'accident d'origine sportive ou autre... peuvent ainsi se déplacer de nouveau sans aide humaine ou mécanique.

Depuis une vingtaine d'années, le nombre de modèles de prothèse totale du genou (PTG) s'est considérablement diversifié. Le remplacement prothétique du genou est beaucoup plus complexe. Cela tient essentiellement à l'anatomie et à la biomécanique de cette articulation et au rôle important des structures ligamentaires périphériques et axiales.

Cela tient également à l'extrême diversité des détériorations graves du genou qu'elles soient arthrosiques, inflammatoires, post traumatiques ou nécrosantes. C'est dire qu'il semble difficile de résoudre l'ensemble des problèmes avec un seul type d'implant.

Cette intervention concerne le plus souvent des personnes âgées, mais il arrive aussi que des patients plus jeunes soient opérés. En général, elle n'est envisagée que lorsque les traitements médicaux ont échoué. Les motifs, qui conduisent à proposer le plus souvent un tel geste chirurgical, sont avant tout, l'existence de douleurs journalières ou suffisamment intenses pour perturber la vie de tous les jours et rendre la marche.

Les complications au long cours de ce type de chirurgie sont devenues rares et les prothèses du genou donnent des résultats très satisfaisants dans plus de neuf cas sur dix, pendant au moins 10 ans. On peut espérer récupérer après la pose de la prothèse une bonne mobilité du genou avec une flexion de l'articulation de l'ordre de 120°, ce qui permet la reprise d'une marche normale, sans cannes, ainsi que la montée et la descente d'escaliers, la pratique du vélo.

Afin de bien cerner les problématiques scientifiques et industrielles autour de l'évaluation de comportement mécanique de la PTG, le chapitre I sera consacré à l'étude bibliographique. Le corps humain et ses composants seront succinctement présentés d'un point de vue anatomique et mécanique, et une revue littérature

scientifique permettra de mettre en avant les différentes connaissances relatives à l'évaluation de l'os humain.

Le deuxième chapitre, donner 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 troisième chapitre, se consacre sur la biomécanique du genou et les composants mécaniques du genou, l'arthrose du genou, les types des prothèses du genou, la performance dynamique de la prothèse totale du genou est étudiée, le mouvement et la distribution des contraintes au cours du cycle de marche sont analysés.

Le quatrième chapitre traite l'analyse de la distribution et le niveau des contraintes sur l'implant fémoral de la PTG due à une fissure et la prédiction de la fissure au sein de de l'implant considéré.



CHAPITRE I

I. Anatomie de l'articulation du genou :

L'articulation du genou est l'articulation médiane du membre inférieur. En conséquence, il peut supporter presque tout le poids du corps dans une position sur un seul pied, comme lors de la marche, et encore plus lors de la montée et de la descente des escaliers. Il implique trois os, le fémur proximal, le tibia distal et la rotule antérieure (souvent appelée rotule). Cette articulation synoviale peut être divisée en 3 sous-articulations :

- L'articulation fémoro-tibiale : double articulation principale du genou, elle concerne le mouvement relatif des os longs entre eux (fémur et tibia). C'est une articulation bi-condylienne à ménisques interposés. Sa fonction principale est de permettre la flexion et l'extension du genou.
- L'articulation fémoro-patellaire : elle concerne le mouvement relatif de la patella par rapport au fémur. La fonction de cette articulation est principalement de placer la patella dans une position où elle ajoute un bras de levier à l'action du quadriceps sur le tibia tout au long de la flexion et extension.
- L'articulation tibio-fibulaire proximale (entre le tibia et la fibula), elle est mécaniquement liée à la cheville et ce malgré sa position proche de la zone morphologique du genou. Aussi par la suite seront-ils considérés comme immobiles l'un par rapport à l'autre et nous dénommerons indifféremment « tibia » ou « complexe tibia + fibula » pour parler des os de l'extrémité inférieure de la jambe. Les différents os composant l'articulation sont observables (Fig. I.1) [1]

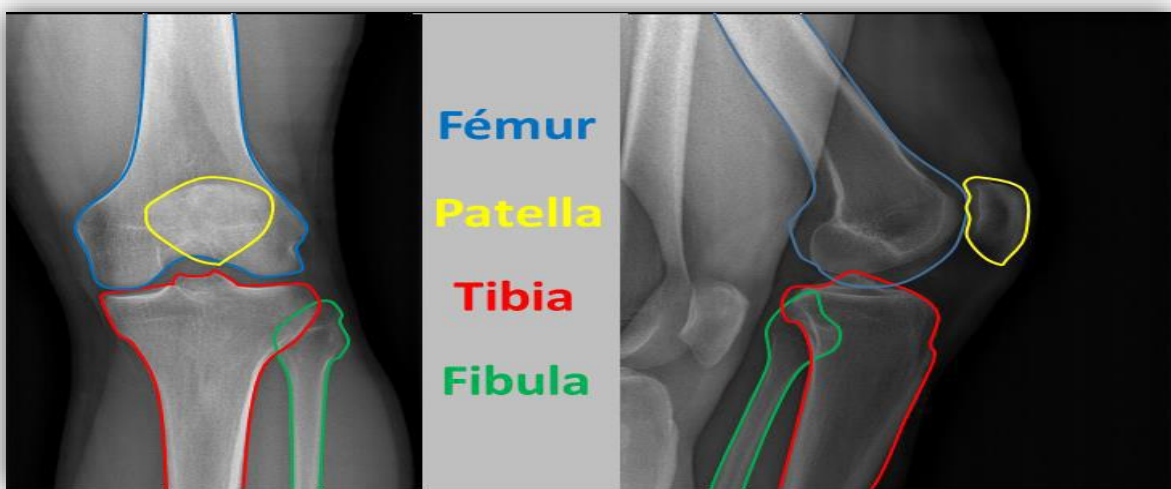


Figure I.1 : Vues frontale et sagittale des os du genou. Les os sont surlignés en couleur afin d'améliorer leur visibilité. [2]

I.1. Le cartilage :

C'est le revêtement articulaire sur les os dans la zone de friction qui permet aux os de l'articulation de glisser avec le moins de frottement possible, permettant le fonctionnement normal de l'articulation. Ainsi, le cartilage recouvre la zone de frottement de l'articulation avec une épaisseur moyenne de 3 à 4 mm. [3]

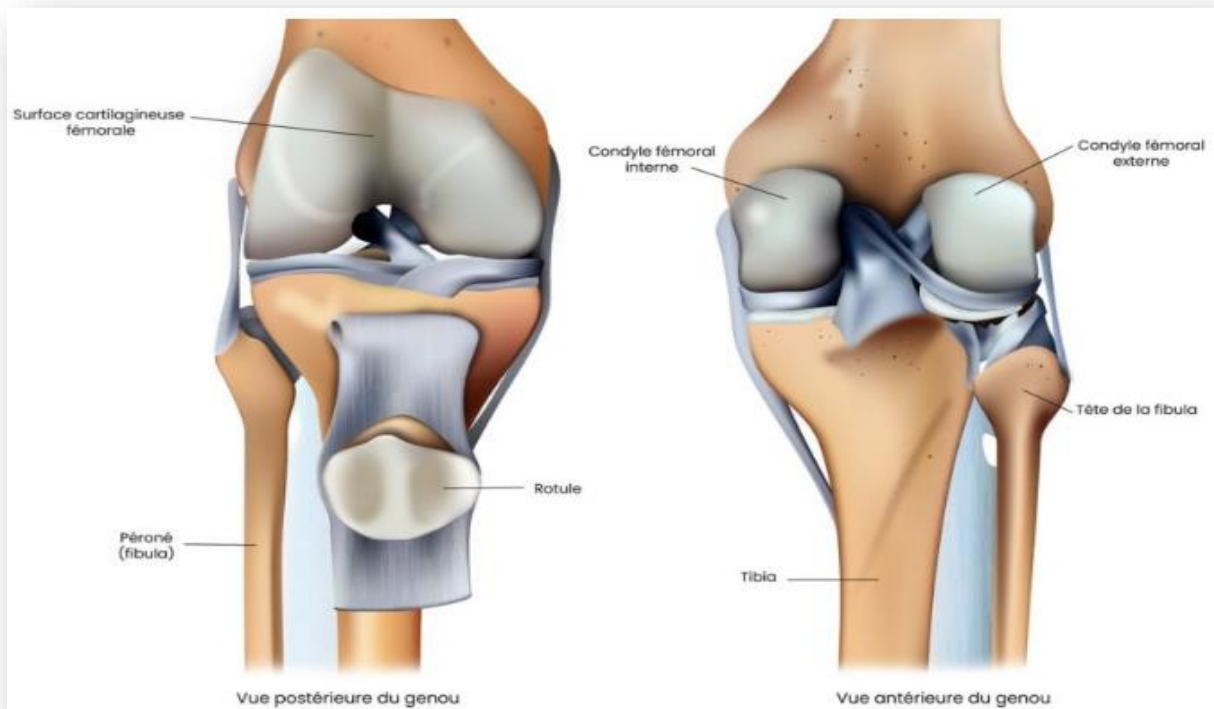


Figure I.2 : Le cartilage du genou. [3]

I.1.1. Muscles du genou :

Les principaux muscles du genou sont :

- Muscles extenseurs : muscle quadriceps qui est composé de 4 chefs musculaires : le droit antérieur, le vaste médial, le vaste latéral et le vaste intermédiaire : ils s'insèrent de la rotule et vont jusqu'au bassin.
- Muscles fléchisseurs : les muscles ischio-jambiers qui sont composés de 3 chefs : le biceps fémoral, le droit interne et le demi tendineux.

Une lésion musculaire lors d'un traumatisme est très fréquente : on parle de déchirure musculaire, ce qui peut correspondre à une élongation ou une déchirure des fibres musculaire. Cette pathologie n'est jamais chirurgicale mais peut nécessiter quelques semaines de

convalescence qui associe une contention musculaire (strapping), des massages et des étirements chez un kinésithérapeute. [3]

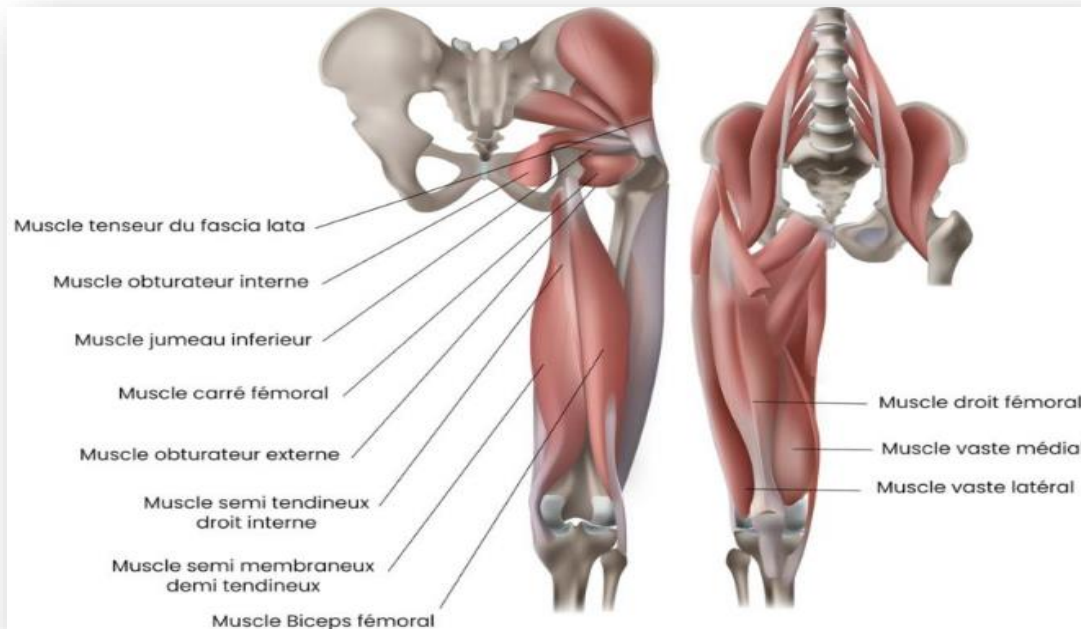


Figure I.3 : Les muscles du genou. [3]

I.1.2. Les ménisques :

Le ménisque est un fibrocartilage qui stabilise et impacte le genou. 2 par genou, 1 médial et 1 latéral, entre le fémur et le tibia, en 2 croissants opposés. Avec les racines du ménisque antérieur et postérieur, elles sont insérées au niveau du tibia et se connectent périphérieurement à la capsule articulaire de l'articulation du genou. Elles peuvent être le siège de lésions méniscales dégénératives ou post-traumatiques, allant de simples lésions méniscales à des déchirures méniscales complètes.



Figure I.4 : Les ménisques du genou. [3]

I.2. Pathologies affectant l'articulation du genou :

I.2.1. L'arthrose :

C'est un processus dégénératif du à l'usure du cartilage, qui s'amincit, et s'accompagne d'une condensation de l'os située sous le cartilage ainsi que de la formation d'ostéophytes de voisinage (prolifération anormale de tissu osseux autour du cartilage malade), situés en dehors de l'articulation, témoins des efforts de reconstruction de l'organisme. Il s'ensuit une diminution de la mobilité, une déformation des extrémités osseuses en contact et des douleurs au moindre mouvement articulaire. Les articulations le plus souvent atteintes par l'arthrose sont la hanche et le genou.

Cette usure peut être due à une déformation du membre inférieur, éventuellement sous la forme d'attelles (genou varus), où le poids de la marche est concentré sur la face interne du genou, là où se produit l'usure. Les membres peuvent être en forme de X (genou valgus) puis portés à l'extérieur du genou. Cette déformation peut être congénitale (vous l'avez toujours été) ou acquise après une fracture. [4]

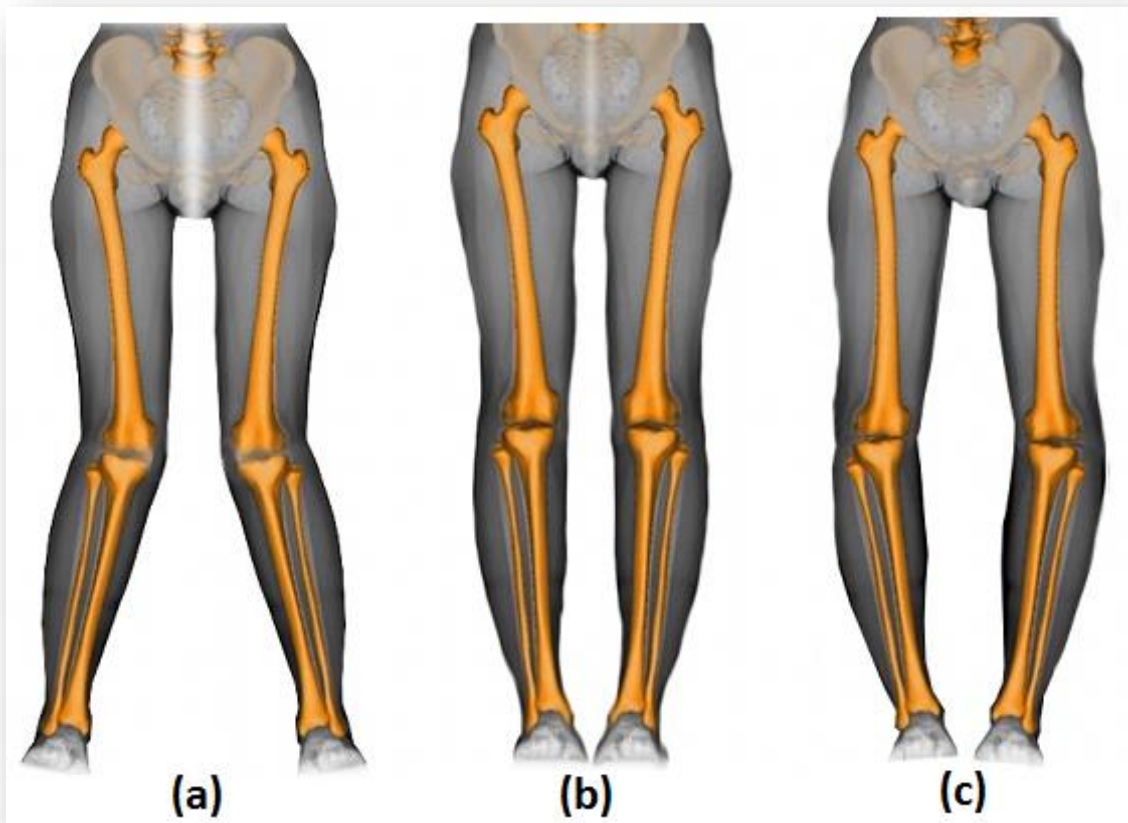


Figure I.5 : Déformation des membres inférieurs : (a) Genu-valgum, (b) Membres axés et (c) Genu-varum. [4]

I.2.2.l'arthrite :

C'est un processus inflammatoire de l'articulation ou de la synoviale qui peut être d'origine inflammatoire ou infectieuse, microcristalline ou nerveuse. Des poussées d'arthrite peuvent précéder ou accompagner l'arthrose.

Un cartilage usé est caractéristique d'une arthrose ou d'une arthrite, qui sont les deux principales arthropathies : dans l'arthrose, l'épaisseur du cartilage diminue dans la zone de lésion ; dans l'arthrite, l'inflammation atteint l'ensemble des surfaces articulaires. Le renouvellement régulier du cartilage n'est plus assuré. [4]

I.3. La prothèse totale de genou :

Le but de la pose d'une prothèse de genou est de restaurer la fonction motrice sans douleur. Cependant, les articulations artificielles ne peuvent jamais complètement remplacer la perfection des articulations naturelles.

Votre médecin vous expliquera la chirurgie et ses procédures à l'avance. Il vous indiquera également quel type de prothèse de genou doit être placé. Cependant, l'état précis de l'articulation ne peut être vu que pendant la chirurgie. À ce stade, il peut s'écarter de la procédure chirurgicale discutée avec vous (Fig I.6). [5]

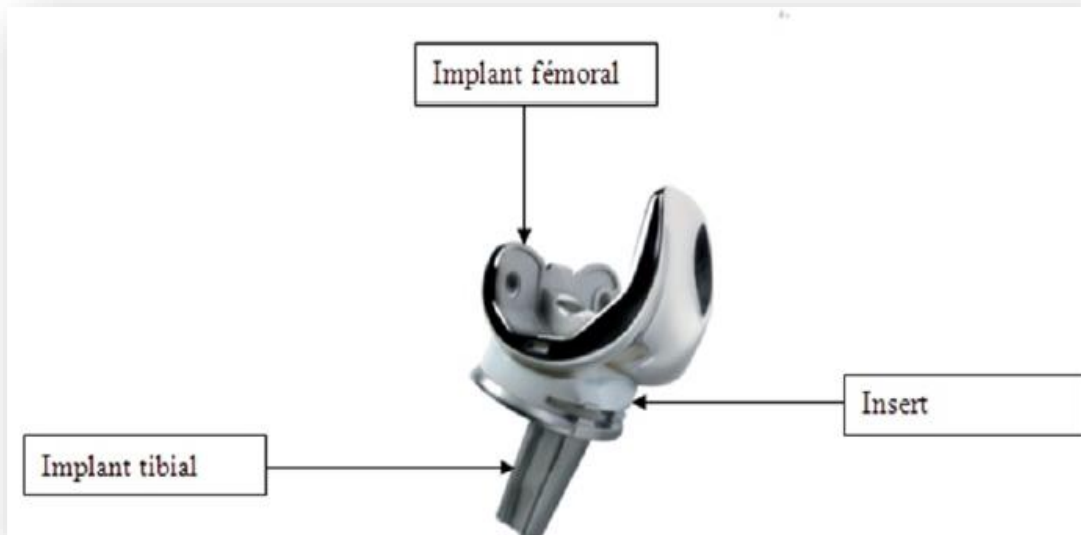


Figure I.6 : Prothèse totale de genou. [6]

I.3.1. 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 (Fig I.7). [7]



Figure I.7 : Prothèse contrainte à charnière. [8]

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 (Fig I.8). Cette innovation donnera naissance aux prothèses unicondyliennes ou unicompartmentales que nous ne développerons pas ici. [7]

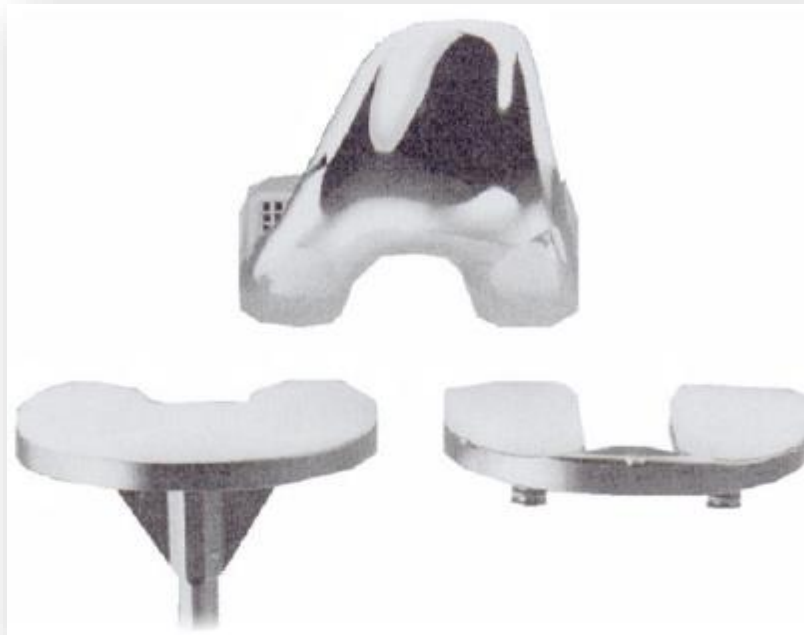


Figure I.8 : Prothèse non contrainte à glissement. [8]

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

I.3.2. 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 (Fig I.9). [9]



Figure I.9 : La prothèse totale. [9]

I.3.3. 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 (Fig I.10).



Figure I.10 : La prothèse unicondylienne. [9]

I.3.4. La prothèse fémoro-patellaire :

Cet implant est utilisé lorsqu'il ne faut remplacer que la surface de glissement entre le fémur et la rotule (Fig I.11). [9]



Figure I.11 : La prothèse fémoro-patellaire. [10]

I.4. Paramètres géométriques de la prothèse totale du genou :

I.4.1. Définition des axes géométriques et angles :

La goniométrie classique consiste à tracer directement sur le pangonogramme, quatre segments géométriques reliant différentes références anatomiques (Fig. I.12) :

- **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 bi-condylien distal** : Passe par le sommet des deux condyles distaux fémoraux,
- **L'axe des fonds de plateaux ou axe bi-glénoïdien** : Joint les deux compartiments tibiaux.

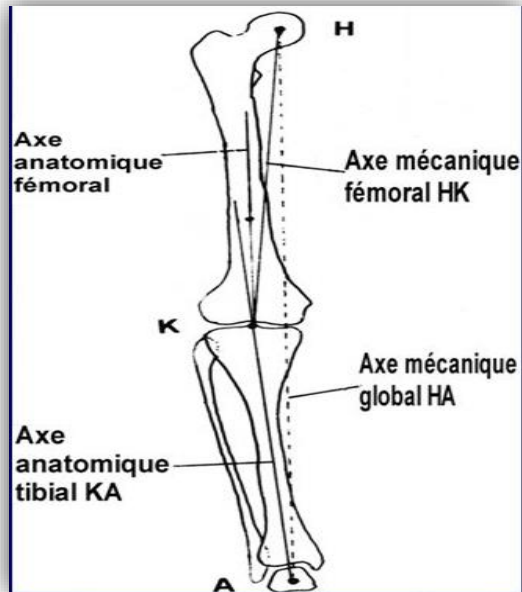


Figure I.12 : Définition des axes géométriques. [11]

- **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. [12]
- **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 des littératures ont 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 bi-condylien 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. [7]

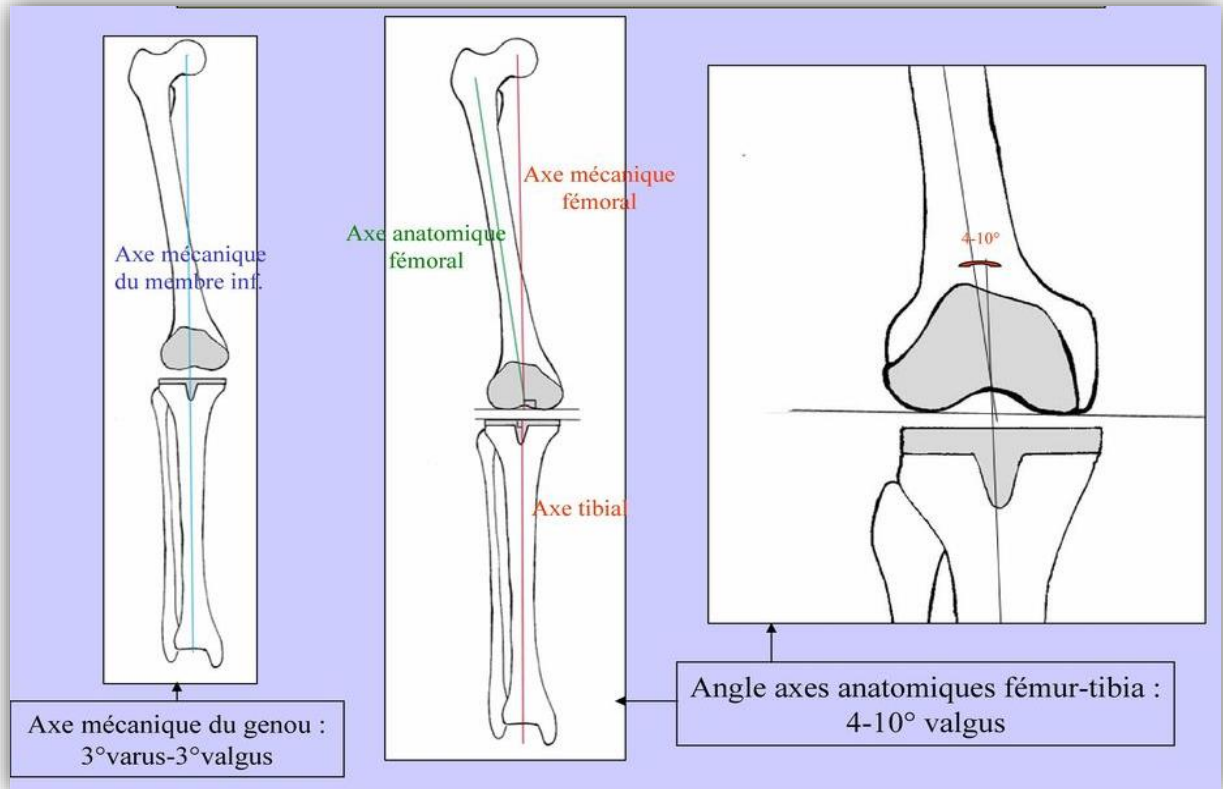


Figure I.13 : Angles axes fémur-tibia. [13]



CHAPITRE II

II.1. Cristallographie de l'Alumine :

L'alumine (Al_2O_3) cristallise sous différentes formes, l'une est stable ($\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$) et l'autre est métastable (γ -, δ -, θ -, κ -, ε -, η -, χ - Al_2O_3). Il existe aussi à l'état amorphe. La phase métastable est généralement considérée comme de l'alumine de transition (ou basse température). Les phases alpha, gamma, delta, thêta et kappa sont observables sous forme d'alumine pure, tandis que les autres phases (ε , η , χ) ne sont observées qu'avec l'ajout de zircone (ZrO_2), de silicate (SiO_4) et d'alcalins. [14]

a) **Phase alpha** : A une structure rhomboédrique. Les ions O^{2-} forment des empilements hexagonaux denses et les cations Al^{3+} occupent les $2/3$ des sites octaédriques (Fig.II.1). Cette phase est stable au-dessus de 1150°C . La transition conduisant à sa formation est exothermique et irréversible.

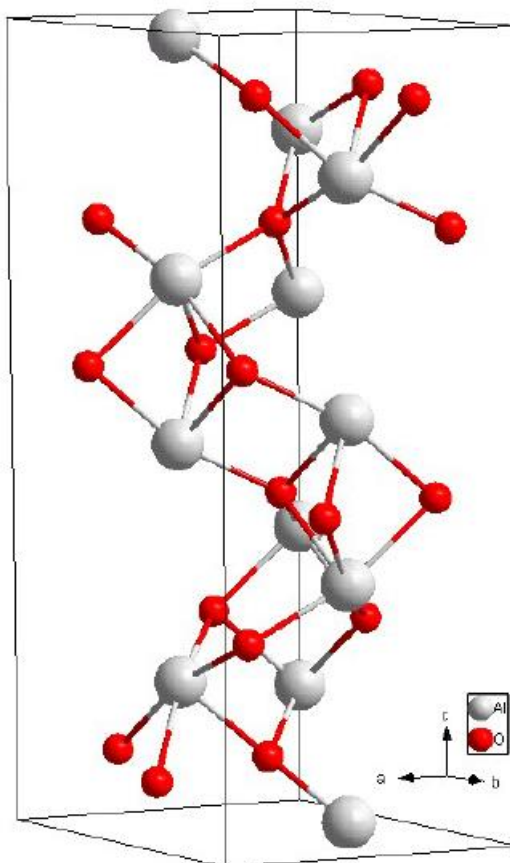


Figure II.1 : Maille élémentaire de l'alumine- α . [15]

b) **Phase gamma** : C'est un spinelle lacunaire de type AB_2O_4 , 32 ions O^{2-} occupent tous les sites spécifiques aux ions oxygène dans la structure de type spinelle (empilement

cubique compact) (Fig. II.2), et les ions $211/3 \text{ Al}^{3+}$ sont répartis dans 24 sites dédiés aux points A et B cations et forment deux types de couches : sur une couche, tous les sites octaédriques sont occupés, tandis que sur la deuxième couche, les ions Al^{3+} sont répartis en sites tétraédriques et octaédriques, et $22/3$ lacunes réparties aléatoirement sur des positions tétraédriques. [14]

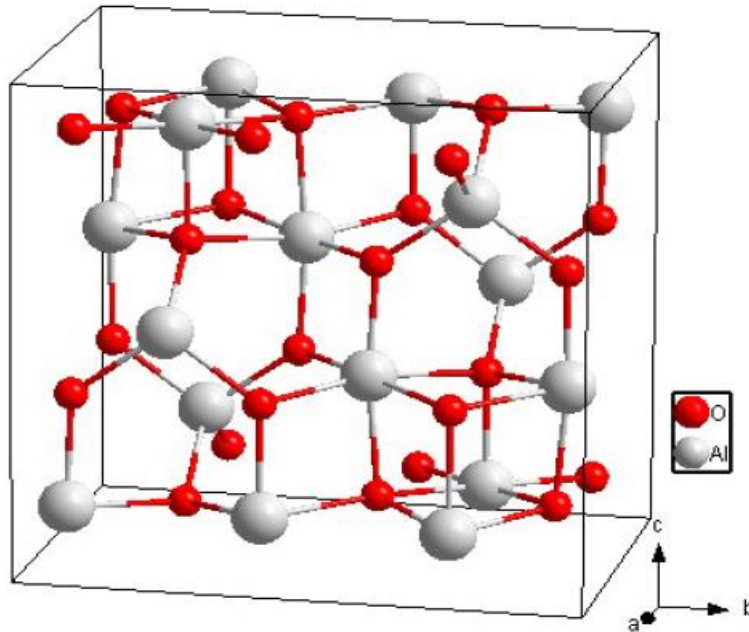


Figure II.2 : Maille élémentaire de l'alumine- γ . [15]

c) **Phases êta, delta et thêta :** également composées de sous-réseaux d'oxygène en empilements cubiques compacts (Fig. II.3), la répartition des ions Al^{3+} en positions interstitielles octaédriques et en tétraèdres diffère d'une phase à l'autre, se séquence progressivement avant de passer au stade alpha.

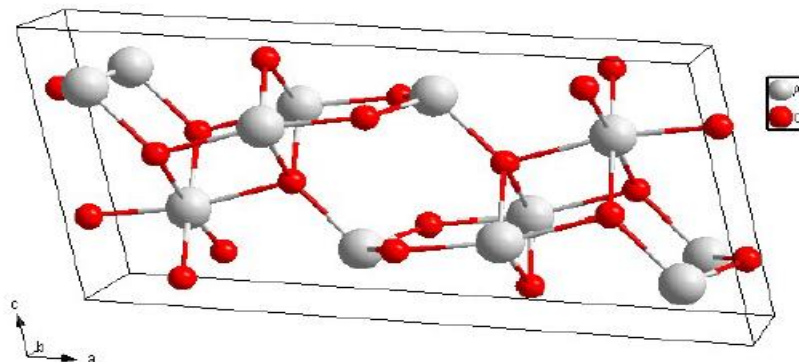


Figure II.3 : Maille élémentaire de l'alumine- θ . [15]

d) Phase kappa: A une structure orthorhombique, avec des plans compacts d'ions O^{2-} , les ions Al^{3+} occupants des sites tétraédriques et octaédriques (Fig. II.4).

Ces phases peuvent être obtenues par déshydratation partielle des hydroxydes d'aluminium, $\gamma-Al(OH)_3$ (gibbsite) ; $\alpha-Al(OH)_3$ (bayerite) ; $\gamma-AlO(OH)$ (boehmite), $\alpha-AlO(OH)$ (diaspore), ou de l'oxyde hydraté $Al_2O_3 \cdot H_2O$ (tohdite).

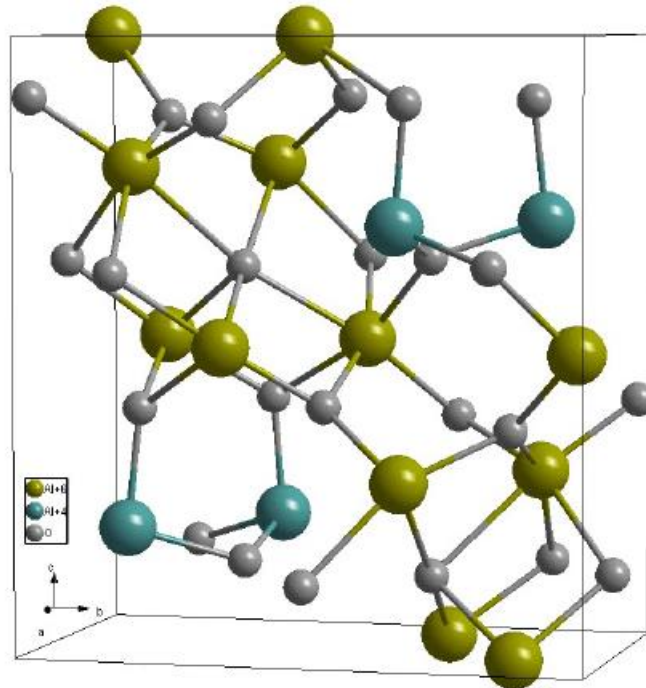


Figure II.4 : Maille élémentaire de l'alumine-κ. [15]

Le (tab II.1) récapitule les principales caractéristiques des structures des polymorphes de l'alumine.

	Maille	Symétrie	Atome/ maille	Structure oxygène	Coordinance oxygène	Site cristallo.	Octa : Tétra
$\alpha-Al_2O_3$	Hexagonal	$R\bar{3}c$	30	hcp	4	O : 1 ; Al : 1	1 : 0
$\theta-Al_2O_3$	Monoclinique	$C2/m$	20	cfc	3 et 4	O : 3 ; Al : 2	1 : 1
$\gamma-Al_2O_3$	Monoclinique	$P21/m$	40	cfc	3 et 4	O : 8 ; Al : 6	2 : 1
$\kappa-Al_2O_3$	Orthorhombique	$Pna21$	40	hcp	3, 4 et 5	O : 6 ; Al : 4	3 : 1

Tableau II.1 : Tableau récapitulatif des structures des polymorphes de l'alumine. [15]

II.2. Nouveaux types d'Alumine :

Parmi ces différents produits, six composés (oxydes ou hydroxydes d'aluminium) sont parfaitement définis.

II.2.1. Hydroxydes d'aluminium :

Qui existent sous deux formes et qui sont souvent dénommés dans le langage industriel hydrates d'alumine : [16]

- Les trihydroxydes d'aluminium ou trihydrates d'alumine ou $\text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 3\text{H}_2\text{O}$:
 - Bayerite, $\text{Al}(\text{OH})_3$
 - Gibbsite ou hydrargillite (contenue dans les bauxites américaines obtenue par le procédé BAYER),
 - Nordstrandite.
- Les oxyhydroxydes d'aluminium ou monohydrates d'alumine ou $\text{Al}_2\text{O}_3 \cdot \text{H}_2\text{O}$:
 - Boehmite qui est le constituant essentiel des bauxites européennes,
 - Diaspore qui est une variété minérale peu répandue. [17]

II.2.2. Oxyde d'aluminium Al_2O_3 :

Variété stable thermiquement qui est appelée alumine alpha ou corindon et est le résultat de la calcination au-dessus de 1200°C de toutes les autres espèces d'alumine. [12]

Sa bonne résistance mécanique à haute température, sa dureté élevée, son excellente résistance à l'usure, sa haute résistivité électrique et sa grande inertie chimique font de l'alumine un matériau largement utilisé. [14]

La (Fig. II.5) résume les différentes transitions et montre de façon simplifiée les domaines d'existence des diverses espèces d'alumines, faisant apparaître que toutes évoluent vers l'alumine, forme thermodynamiquement stable.

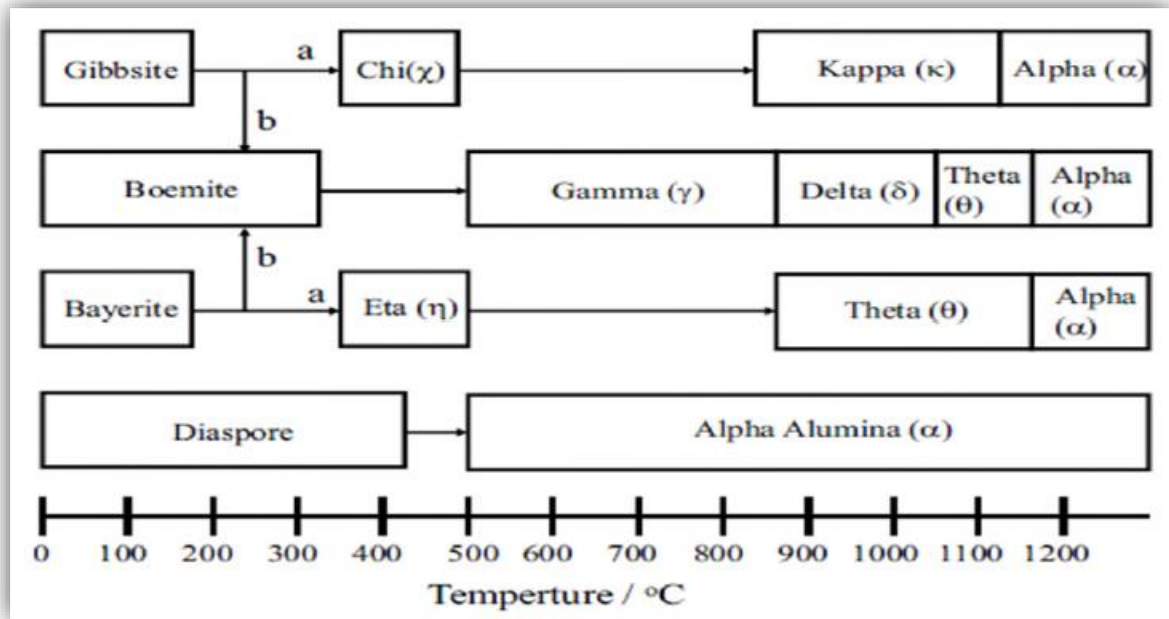


Figure II.5 : Séquence de déshydratation de l'alumine à l'air (voie b : favorisée par l'humidité, l'alcalinité ou de grosses particules (100μ), voie a : favorisée par de fines particules ($<10\mu$)). [18]

II.3. Défauts de structure dans les alumines :

On rencontre généralement dans les cristaux des imperfections locales (lacunes, insertions, dislocations...). Les lacunes se forment lorsqu'un atome quitte un nœud du réseau pour aller sur un site en surface (défaut de SCHOTTKY) ou en position interstitielle (défaut de FRENIOEL). Il existe également des composés non stœchiométriques (défaut de WAGNER). En ces points, des défauts apparaissent dus à la présence d'un atome étranger dans le cristal (une impureté substitutionnelle si cet atome remplace un atome dans la matrice ; une lacune s'il est placé dans les vides de la grille). Ces impuretés affectent les propriétés du cristal (propriétés optiques, conductivité, luminescence, etc.).

De nombreuses études ont mis en évidence ces défauts dans l'alumine, mais principalement sous la forme alpha [19, 20, 21]. Le défaut le plus courant est de type Schottky. Il existe des lacunes d'aluminium et des lacunes d'oxygène qui peuvent être ionisées). [22]

Les lacunes facilitent la diffusion des espèces dans les solides et les discontinuités réticulaires (pièges associés à des impuretés substitutionnelles) ont également un rôle dans les phénomènes de diffusion).

La mise en évidence de certains types de défauts dans le réseau des alumines de transition devrait permettre de comprendre, voire d'expliquer leur comportement dans certains milieux

et sous l'influence de certaines conditions (chauffage, pression d'oxygène ou de vapeur d'eau, impuretés...) et de connaître leur rôle dans les mécanismes de transformation. [17]

II.4. Extraction de l'alumine :

L'alumine d'une grande variété de sources peut être extraite par le biais du procédé Orbite, beaucoup moins polluant.

II.4.1. Procédé Deville :

Il est basé sur l'extraction de l'alumine contenu dans la bauxite par du carbonate de sodium (Fig. II.6).

La première opération consiste à calciner à 1200°C un mélange de bauxite broyé avec du carbonate de sodium et un peu de charbon. L'alumine se transforme en aluminat de sodium. L'oxyde de fer reste inchangé et la silice forme un silicate double. Par addition de soude (NaOH), il y a dissolution de l'aluminat de sodium alors que les autres composés restent sous forme solide. La quantité de soude utilisée dépend de la quantité de silice contenue dans le minerai. Par filtration, on sépare la liqueur d'aluminat de sodium des autres corps. On fait barboter du dioxyde de carbone gazeux dans la liqueur afin de précipiter de l'alumine hydratée et de reconstituer du carbonate de sodium. Ce dernier peut être réutilisé. L'alumine hydratée est ensuite calcinée pour obtenir de l'alumine. [17]

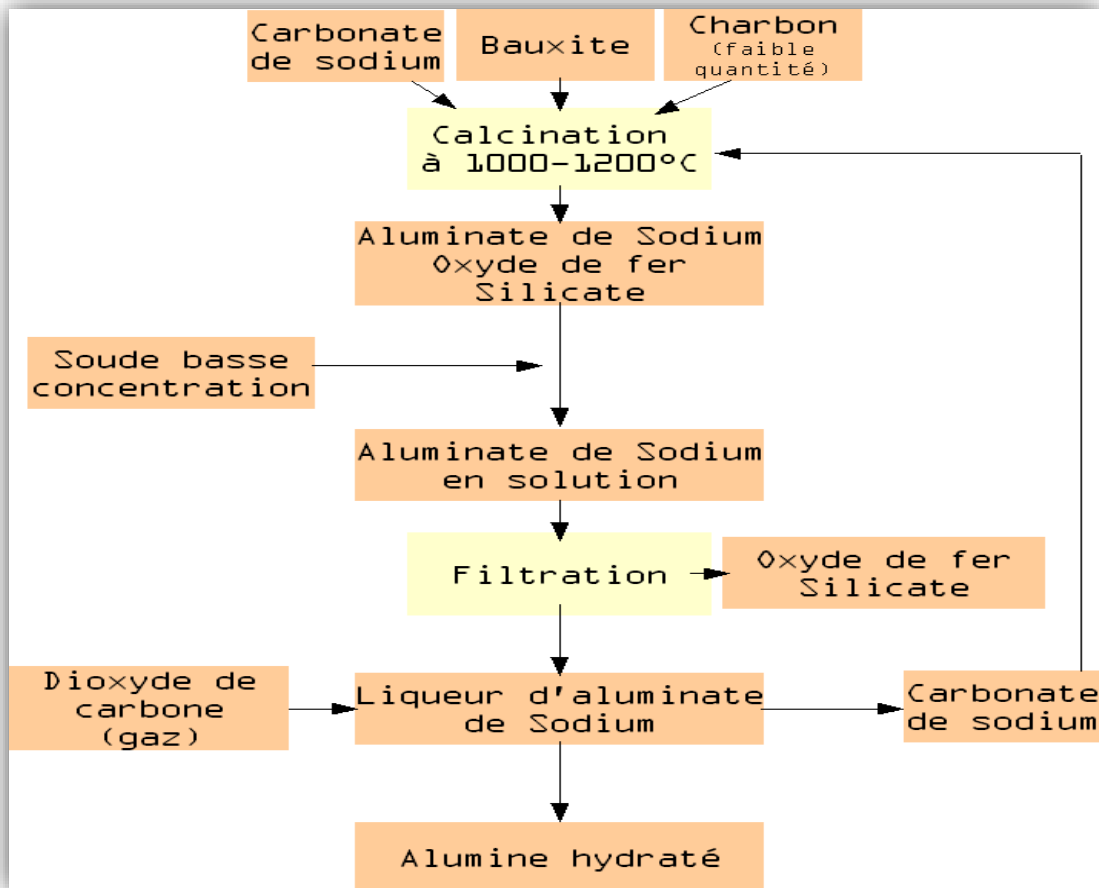


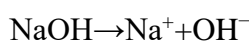
Figure II.6 : Le procédé Deville. [23]

II.4.2. Procédé Bayer :

L'extraction de l'alumine de la bauxite est réalisée suivant un procédé chimique appelé procédé Bayer inventé par l'Autrichien Karl Josef Bayer en 1887. Il est basé sur la dissolution de l'alumine provenant de la bauxite par de la soude (Fig. II.7). La bauxite y est attaquée par la soude à haute température et sous pression. La première usine à exploiter ce procédé est l'usine de Gardanne (anciennement Pechiney) en 1894. Cette usine produit toujours à ce jour des alumines hydratées et calcinées suivant ce procédé

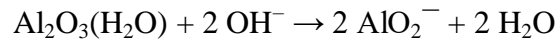
Dans la bauxite, l'alumine est présente sous forme d'hydrate:

Gibbsite: trihydrate, $\text{Al}_2\text{O}_3 \cdot (\text{H}_2\text{O})_3$; boehmite ou diaspore: monohydrate, $\text{Al}_2\text{O}_3 \cdot (\text{H}_2\text{O})$ La soude caustique ou hydroxyde de sodium est une base forte qui fournit des ions hydroxyde:



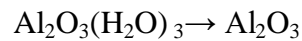
À chaud, la soude dissout l'alumine alors que les impuretés (oxyde de fer, silice, oxydes divers), restent insolubles.

Les réactions de dissolution sont les suivantes :



Pour être efficace, la décomposition demande la présence d'hydrate d'alumine fraîchement extrait. Une partie de l'hydrate d'alumine produit est réutilisée dans le processus de production.

Les impuretés ; oxyde de fer, hydroxyde de fer et diverses silicates hydratés, sont séparées de la liqueur d'alumine par décantation et filtration, formant un déchet toxique très alcalin riche en hydroxyde de sodium : la boue rouge. En refroidissant et en diluant la liqueur, la réaction est inversée. Il y a précipitation d'un hydrate d'alumine. Le tri-hydrate d'alumine est calciné afin de produire de l'alumine à 1050°:



La calcination permet donc au trihydrate d'alumine de perdre ses 3 molécules d'eau pour devenir de l'alumine. [17]

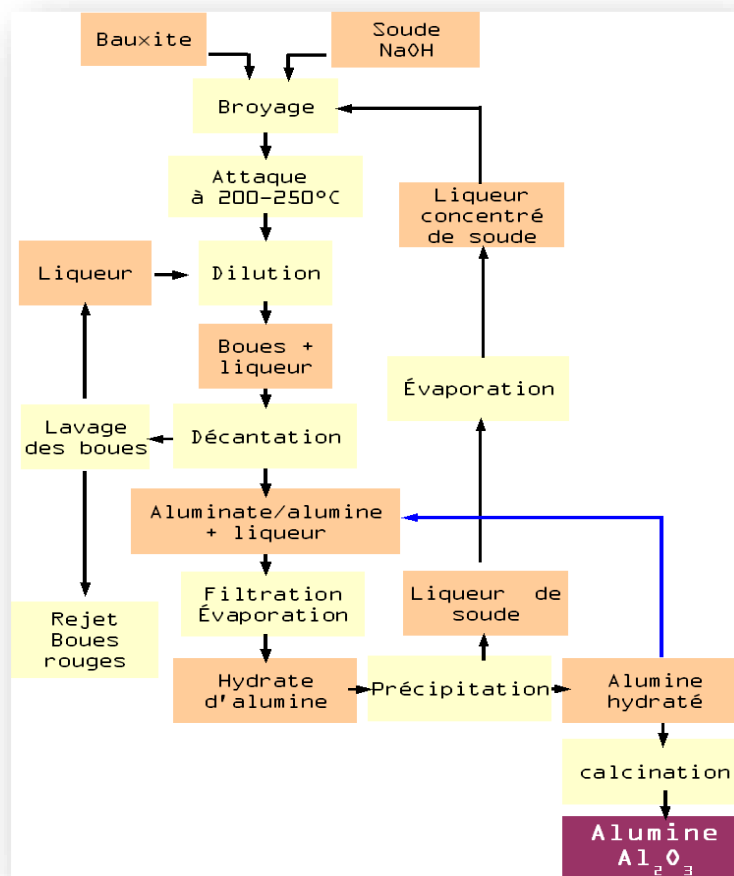


Figure II.7 : Procédé Bayer. [23]

II.5. Biocompatibilité de l'alumine :

L'alumine est un composé très dur : seul le diamant et quelques produits de synthèse ont une dureté supérieure. A température ambiante, elle est inattaquée par les composés chimiques courants. Elle fond à plus de 2000 °C. L'alumine très pure peut être utilisée jusqu'à 1700°C. Elle est étanche aux gaz jusqu'à 1300°C. La combinaison d'un coefficient thermique élevé, d'une faible dilatation thermique et d'une résistance élevée à la compression permet une bonne tenue aux chocs thermiques. On l'utilise donc comme matériau réfractaire, par exemple pour le revêtement de fours ou comme creusets, tubes et gaines de thermocouples soumis à des chocs thermiques. L'alumine offre également une bonne isolation électrique à température élevée et une bonne résistance à l'usure, ce qui permet de l'utiliser comme matériau d'outillage. [16]

Le (Tab.II.2) présente ses principales propriétés mécaniques, physiques, chimiques et mécaniques de l'alumine.

Propriétés chimiques	
Formule brute	Al ₂ O ₃ [Isomères]
Masse molaire	101,9613 ± 0,0009 g·mol ⁻¹ , Al 52,93 %, O 47,07 %,
Propriétés physiques	
T° fusion	2 054 °C
T° ébullition	3 000 °C
Solubilité	lentement soluble dans les solutions aqueuses alcalines ; pratiquement insoluble dans les solvants organiques non polaires, l'éther di éthylique, l'éthanol (95%), l'eau
Masse volumique	3,97 g.cm ⁻³
Pression de vapeur saturante	133.3 Pa à 2158 °C
Conductivité thermique	10,9 W.m ⁻¹ .K ⁻¹ (500 °C); 6,2 W.m ⁻¹ .K ⁻¹ (1 000 °C)
Densité	3.98g/cm ³
Indice de réfraction	1.76 à 1.77
Dureté Mohs	9
Dureté Knoop	(K100) :2100, 650 à 800°C, 150 à 1400°C
Chaleur massique à 25°C	0.79 J/g.°C.
Conductivité thermique à 25°C	46 J/m.s.°C
Coefficient de dilatation à 25°C	5.5 10 ⁻⁶ °C ⁻¹
Résistance au choc thermique	500 K ⁻¹
Propriétés mécaniques	
Dureté Vickers	18 à 23 GPa
Ténacité	2.7 à 4.2 MPa.m ^{1/2}
Module d'Yong	380 GPa

Tableau.II.2 : Propriétés de l'alumine. [24]



CHAPITRE III

III. Etude biomécanique du genou :

III.1. Définition de la biomécanique :

La biomécanique est l'étude de la mécanique appliquée au corps humain. Le terme dérive de la science de la biologie et de la mécanique grecques, l'étude des forces et des effets produits par leur application. C'est un aspect dynamique et pratique de l'arthrologie. Il permet de comprendre les forces agissant sur le corps lors de l'exercice et de déterminer le meilleur moyen de les atteindre avec un maximum d'efficacité : appui (articulations), fonction motrice (muscles) et régulation. Modèles anatomiques réalistes (prothèse, reconstruction ligamentaire, etc.). Pour rétablir le contrôle, ainsi que la fonction de tentative de reproduction.

Les études biomécaniques de l'articulation du genou semblent essentielles pour comprendre la cinématique et la dynamique de cette articulation.[25]

III.2. Types d'articulations du corps humain :

Les articulations sont les connexions entre le cartilage et/ou les parties osseuses du squelette. Ils permettent le mouvement entre les différents segments du tronc et les membres et transmettent la force. Selon le type de connexion, il peut être divisé en deux types : fixe et mobile. Seuls les mouvements articulaires m'intéressent. Les articulations mobiles peuvent être classées selon différentes perspectives, en fonction du nombre d'axes mobiles, du degré de liberté et des composants de l'articulation. Les classifications suivantes sont basées sur des types de surface courants. (Fig.III.1).[26]

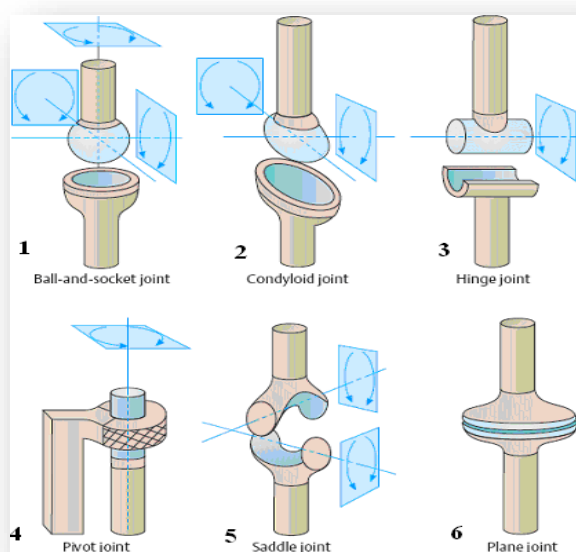


Figure.III.1 : Types d'articulations mobiles :1-Enarthroses ;2-Les condylarthroses ;3-Les diarthroses;4-Les articulations pivot;5-Les articulations en selle;6- Les arthrodies.

III.2.1. Les énarthroses :

(Articulations sphériques) sont composées d'une tête sphérique et une douille également concave possèdent 3 axes principaux et perpendiculaires entre eux permettant six mouvements principaux. Les types d'énarthrose sont la hanche et l'épaule.

III.2.2. Les condylarthroses :

(Articulations condylaires) possède une tête elliptique adaptée dans une douille convexe et concave. Elles ont 2 axes principaux et perpendiculaires entre eux permettant 4 mouvements principaux. Le type de condylarthrose l'articulation entre les os de l'avant-bras et le poignet.

III.2.3. Diarthroses et articulations Pivot :

Connus aussi comme trochlée arthroses. Dans le cas des diarthroses, la fin d'un os cylindrique est appliquée à une gouttière pareille à dans un cylindre creux squelettique. À cause de cette forme, les diarthroses ont seulement un axe de mouvement et deux mouvements principaux. Dans le cas des articulations pivot, la partie cylindrique du squelette est adaptée à une cavité cylindrique correspondante et un ligament annulaire. Un exemple typique l'articulation du coude.

III.2.4. Les articulations de selle :

Composées de deux surfaces concaves courbées avec deux axes principaux de mouvement perpendiculaires l'un à l'autre, permettant quatre mouvements principaux. Un exemple est l'articulation poignet.

III.2.5. Les arthrodies :

(Articulations avec glissement) permettent des mouvements de glissement entre les surfaces, comme dans les petites articulations des vertèbres.

III.3.Plans et axes de référence anatomiques:

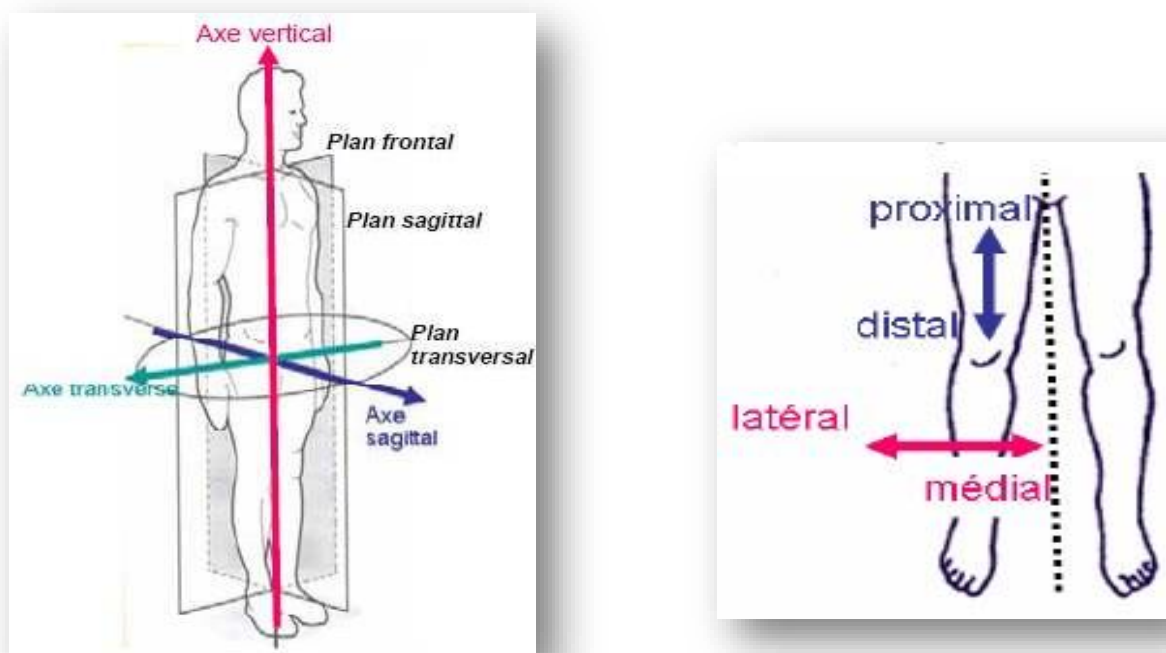


Figure.III.2 : Plans et Axes de référence. [27]

Axes	
Vertical	Longitudinal du corps, perpendiculaire au sol en position érigée
Transverse	Axe horizontal, allant de la gauche à la droite
Sagittal	Traverse le corps comme une flèche (sagitta en latin), normal aux deux autres axes
Plans	
Médian	Plan normal à l'axe transverse, il coupe le corps en deux
Sagittal	Tout plan parallèle au plan médian
Frontal	Plan normal à l'axe sagittal
Transverse	Plan normal à l'axe vertical
Directions	
Médial/Latéral	Vers le plan médian/l'extérieur
Antérieur/Postérieur	Vers l'avant/arrière dans le sens du regard
Proximal/distal	Vers l'insertion du membre le plus proche/éloigné du tronc

Tableau.III.1 : Nomenclature des plans, axes et directions de référence.

III.4. Mouvements du genou :

Le genou possède un degré de liberté majeur : la flexion et l'extension qui permettent de pédaler. Les squats sont des mouvements qui rapprochent l'arrière de la jambe de l'arrière de la cuisse. Son amplitude va de 0° lorsque l'axe de la jambe coïncide avec l'axe de la cuisse à 120° lorsque l'articulation de la hanche est en extension. Cependant, si vous pliez les hanches au préalable, cela peut atteindre 140° . Asseyez-vous ensuite sur vos talons, touchez vos talons à vos hanches, même à

160°. Le genou a un deuxième degré de liberté de rotation autour de l'axe vertical de la jambe uniquement lorsqu'il est fléchi. Si le genou est droit, cette rotation est gênée par la tension des ligaments collatéraux et croisés. La rotation de l'axe du genou se produit comme un mouvement parasite lors du pédalage. Cependant, c'est lui qui libère la chaussure des cales automatiques de la pédale et permet au talon de s'écartier vers l'extérieur lorsque la pédale est relevée. Lorsque vous appuyez sur la pédale, le genou fléchit moins et c'est le mouvement de rotation de la hanche qui déplace le talon vers l'extérieur et l'ensemble du membre inférieur (Fig.III.3). [28]

III.4.1. La libération de l'articulation fémoro-tibiale:

Dans les gestes du quotidien, les articulations fémorale et tibiale fonctionnent sous l'effet de la gravité. En position debout, ils portent près de 95% de leur poids corporel. Le vélo n'a plus d'effets liés à la gravité. Seule la contrainte causée par le mouvement de pédalage demeure. [28]

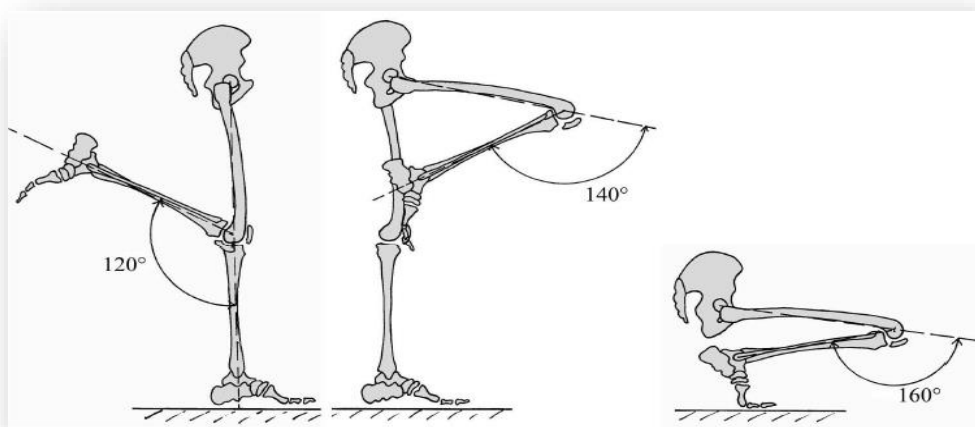


Figure.III.3 : Amplitude de mouvements de flexion du genou.

III.4.2. Les mouvements des condyles sur les glènes: (Fig.III.4) [28]

Dans le sens antéropostérieur, correspondant au mouvement de flexion-extension du genou, le développement de la surface articulaire du condyle fémoral est deux fois plus grand que la longueur de la glène tibiale. Pour éviter que chaque tour de pédalier ne se conclue par une luxation du genou (le condyle qui bascule en arrière de la glène), l'extrémité inférieure du fémur se déplace sur le plateau tibial à la fois en roulant et en glissant. À partir de la position de rectitude, le condyle commence par rouler sans glisser, puis le glissement devient progressivement prédominant et, en fin de flexion, le condyle glisse sans rouler. La longueur du roulement initial est différente suivant le condyle. Elle est moins importante pour le condyle interne. Le roulement n'a lieu que pendant les 10 à 20 premiers degrés de flexion. Sauf si la selle est trop haute, ou les manivelles trop longues, il ne concerne pas le cycliste dont le genou est fléchi de 30 - 40° à environ 115°. Pendant le pédalage, les mouvements du fémur sur le tibia sont donc des mouvements de glissement. Par contre, les premiers degrés de

roulement correspondent à l'amplitude des mouvements de flexion-extension lors de la marche normale.

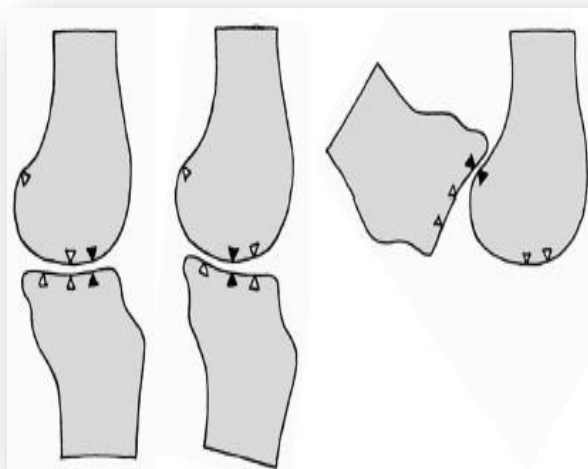


Figure.III.4 : Roulement puis glissement du fémur sur le tibia.

III.4.3. Les ménisques et leurs déplacements:

Quand le genou se fléchit, le point de contact entre le condyle et la glène recule. Les ménisques suivent ce mouvement tout en se déformant, notamment parce qu'ils sont fixés par leurs cornes au plateau tibial. Les ménisques sont poussés par les condyles, mais aussi entraînés par les mouvements de la capsule et de ses renforts. Le ménisque externe recule deux fois plus que le ménisque interne. En position debout, les condyles appuient sur les glènes par leur plus grand rayon de courbure. Les ménisques sont alors idéalement interposés entre les surfaces de contact. Les efforts de compression sont bien répartis. Le genou assure sa stabilité. A l'inverse, dans le mouvement de flexion les condyles sont progressivement en contact avec les glènes par leur plus petit rayon de courbure. Les ménisques ne collent plus totalement aux condyles. Le genou privilégie alors la mobilité. (Fig.III.5). [28]

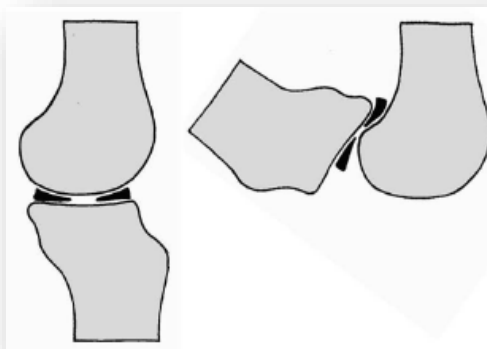


Figure.III.5 : Déplacement des ménisques pendant la flexion du genou.

III.4.4. Déplacements entre rotule et fémur :

La rotule glisse dans le fond de la gouttière verticale formée par la poulie fémorale (la trochlée et l'échancrure inter-condylienne). Par rapport au fémur et pendant la flexion du genou, la rotule suit un mouvement de translation verticale et circonférentielle, centré par l'axe de flexion-extension du genou. Ce mouvement est important entre ses deux extrêmes, de deux fois la hauteur de la rotule. Il amène la rotule à regarder, par sa face postérieure, d'abord en arrière, puis, petit à petit, vers le haut. Pendant le pédalage, du fait des déplacements conjoints du fémur et du tibia, la rotule reste à peu près orientée de la même manière, c'est-à-dire avec une face postérieure qui regarde toujours en arrière et en haut. Elle se déplace par rapport au fémur d'un peu plus de sa longueur. Il existe autour de l'articulation du genou de nombreuses bourses séreuses péri-articulaires qui jouent un rôle de lubrification, notamment entre la rotule et le fémur. (Fig.III.6). [28]

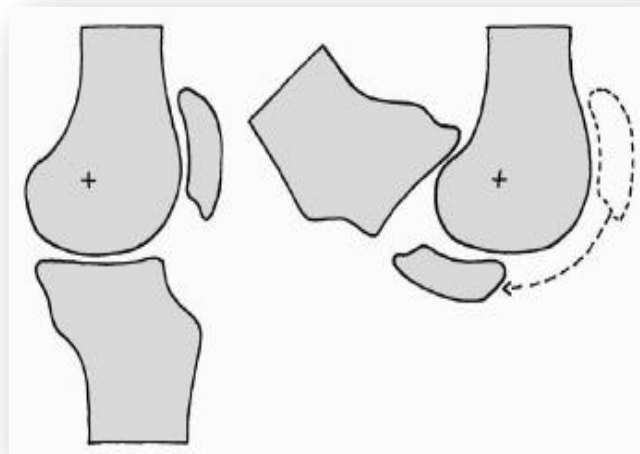


Figure.III.6 : Déplacement de la rotule sur le fémur pendant la flexion.

III.4.5. Déplacements entre rotule et tibia:

La rotule est solidement reliée au tibia par le tendon rotulien. Pendant les mouvements de flexion-extension du genou, elle se déplace par rapport au tibia, dans un plan sagittal, le long d'un arc de cercle dont le centre est situé sur la tubérosité tibiale antérieure et dont le rayon est égal à la longueur du tendon rotulien. La rotule subit un mouvement de translation circonférentiel qui l'amène à reculer et à basculer en arrière et en bas. Ce mouvement est dû au déplacement vers l'arrière du point de contact entre les condyles et les glènes, au fur et à mesure que la flexion s'accroît. Il est aussi dû au profil des condyles qui diminue d'avant en arrière la distance de la rotule à l'axe de flexion-extension du genou (Fig.III.7). [28]

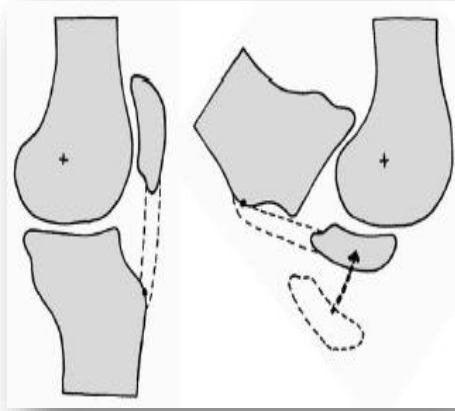


Figure.III.7 : Déplacement de la rotule par rapport au tibia.

III.5.Appareil locomoteur:

III.5.1.Les extenseurs du genou :

Quatre corps musculaires forment un même muscle extenseur du genou, le quadriceps crural, qui vient s'insérer sur la tubérosité tibiale antérieure. Il s'agit du crural, du vaste externe, du vaste interne et du droit antérieur. Le quadriceps crural est le muscle le plus puissant du corps avec le grand fessier. Trois muscles sont mono-articulaires : le crural et les deux vastes. Le droit antérieur est un bi-articulaire et agit aussi sur la flexion de la hanche. Dans son action sur le genou, le quadriceps est exclusivement extenseur et il a théoriquement le monopole de cette extension. Il est trois fois plus puissant que les fléchisseurs du genou.[28]

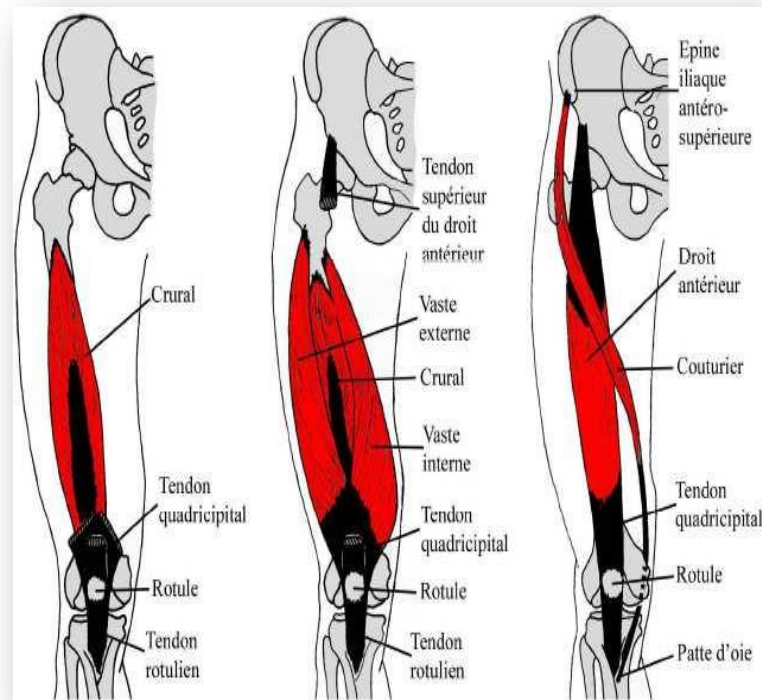


Figure.III.8 : Le quadriceps crural.

a) Le crural :

Muscle volumineux et épais, il est incurvé en gouttière en avant du fémur.

Origine: Des trois quarts supérieurs des faces antérieures et externe du fémur.

Trajet : Les fibres musculaires descendent vers la rotule en recouvrant le fémur et se terminent sur la face postérieure d'une lame tendineuse qui va contribuer à former le tendon quadricipital. Le crural est semi-penniforme (Fig.III.8). [28]

b) Le vaste externe:

Lame musculaire large et épaisse, le vaste externe est situé en dehors du crural qu'il recouvre en grande partie.

Origine : Sur une longue ligne partant du grand trochanter et se poursuivant tout le long de la ligne âpre du corps de fémur.

Trajet : Les fibres musculaires se portent en bas, d'une manière verticale en haut et plus oblique en bas. Elles se terminent sur une lame tendineuse qui va devenir un des éléments du tendon terminal du quadriceps (Fig.III.8). [28]

c) Le vaste interne:

Le vaste interne est lui aussi une lame musculaire large et épaisse. Il est situé en dedans du crural

sur la face interne du fémur (Fig.III.8 et Fig.III.9).

Origine: De la ligne âpre sur toute la longueur de cette crête osseuse.

Trajet : Les faisceaux musculaires se portent en bas et en avant et contournent la face interne du fémur. Ils se terminent sur la même lame tendineuse que le vaste externe en une disposition penniforme. [28]

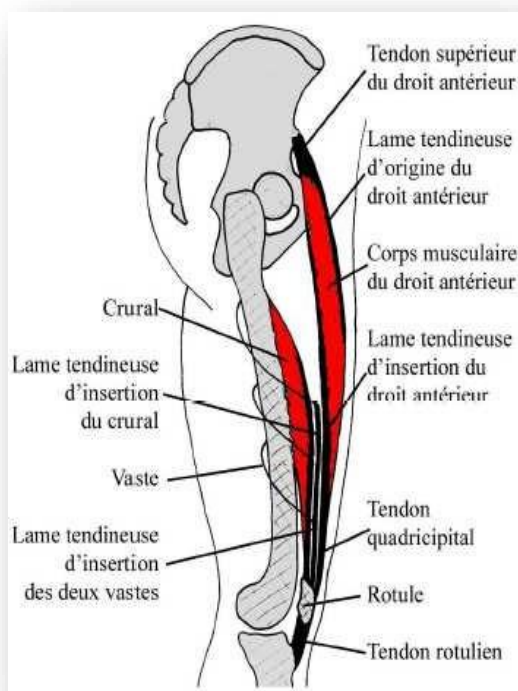


Figure.III.9 : Le quadriceps crural coupe schématique sagittale.

d) Le droit antérieur:

Le droit antérieur est un muscle long, aplati, fusiforme, situé en avant de la cuisse (Fig.III.8 et Fig.III.9).

Origine : De l'os iliaque par deux tendons courts et très forts de l'épine iliaque antéro-inférieure et de la gouttière située au-dessus de la cavité cotyloïde. [28]

Trajet : Les deux tendons se transforment en une lame tendineuse sur l'arrière de laquelle se détachent les fibres musculaires qui descendent en avant du crural et des deux vastes, enformant un corps charnu fusiforme, aplati d'avant en arrière mais très épais. Les fibres se terminent sur la face antérieure d'une lame tendineuse qui contribue au tendon quadricipital.

e) Le tendon du quadriceps:

Les tendons du quadriceps (Fig.III.8 et Fig.III.9) apparaissent lorsque les extrémités des tendons de quatre composants, quelques centimètres au-dessus de la rotule, se rejoignent. Les

fibres tendineuses sont empilées dans trois plans d'avant en arrière. Celles qui sont issues du droit antérieur se terminent au bord antérieur de la base de la rotule et de sa face antérieure. Certains glissent sur la rotule et se connectent directement au tubercule tibial antérieur. Le vaste tendon est une nappe de tendon large qui se termine à la base et aux extrémités latérales de la rotule, à l'extrémité du tendon rotulien et au sommet du tibia, en passant derrière les fibres du droit fémoral. Le tendon de la jambe inférieure est inséré derrière la vaste base de la rotule. Le tendon rotulien est large et très épais, aplati d'avant en arrière, s'étendant de l'apex de la rotule à la partie inférieure du nodule antérieur du tibia. A la fin de ce trajet, il est séparé du tibia par une bourse synoviale. [28]

III.5.2. Les fléchisseurs du genou: [28]

Sept muscles participent à la flexion du genou. Nommons le biceps crural, le demi-tendineux, le demi-membraneux, le droit interne, le couturier, le poplité et les deux jumeaux interne et externe du triceps. Ces sept muscles ne développent qu'un tiers de la puissance du quadriceps.

a) Le biceps crural:

Situé en dehors, le biceps crural est un muscle volumineux formé de deux chefs musculaires (Fig.III.10). Origine : Le chef ischiatique, ou longue portion du biceps, naît de la tubérosité ischiatique par le même tendon que le demi-tendineux. Le chef fémoral, ou courte portion du biceps, s'insère en haut sur la partie inférieure de la ligne âpre du fémur. [28]

Trajet : La longue portion descend presque verticalement pour rejoindre son petit frère au tiers inférieur de la cuisse. Les fibres du court biceps se portent en bas, en dedans et en arrière et rejoignent le tendon commun du biceps. Le biceps se continue par un tendon large et aplati qui passe en arrière du condyle externe.

Terminaison: Sur l'apophyse styloïde de la tête du péroné et sur la tubérosité externe du tibia.

b) Le demi-tendineux :

Muscle fusiforme, le demi-tendineux est charnu en haut et tendineux en bas. Il est situé en arrière du demi-membraneux et en dedans du biceps.

Origine: Sur la tubérosité ischiatique, de la même insertion que le long biceps.

Trajet : Il descend verticalement et se continue au tiers inférieur de la cuisse par un tendon long et grêle qui passe en arrière du condyle interne. [28]

Terminaison : Avec le couturier et le droit interne au niveau de la patte d'oie (partie supérieure de la face interne du tibia).

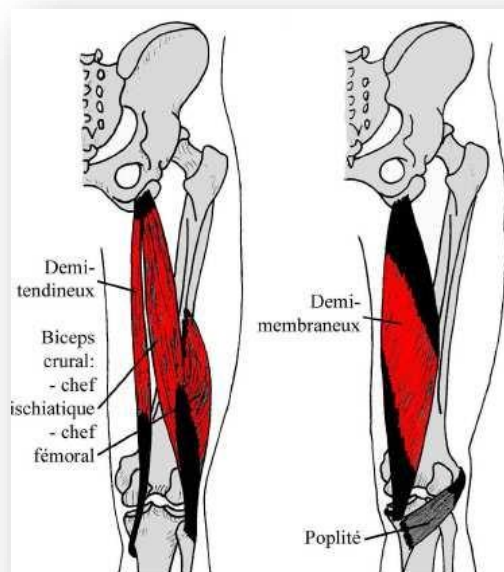


Figure.III.10 : Les fléchisseurs du genou.

c) Le demi-membraneux :

Le demi-membraneux est mince, aplati et tendineux en haut, charnu et volumineux en bas (Fig.III.10).

Origine: Sur la tubérosité ischiatique.

Trajet : Le tendon d'origine, large et épais, descend verticalement et se transforme en une large lame tendineuse jusqu'à la mi-cuisse. Les fibres musculaires se détachent de cette lame pour descendre en bas et en dedans vers un tendon qui naît du bord interne du muscle. Celui-ci a donc une disposition semi-penniforme.

Le tendon passe en arrière du condyle interne du fémur.

Terminaison: Sur la tubérosité interne du tibia. [28]

d) Le droit interne:

Ruban aplati et mince, le droit interne est situé à la partie interne de la cuisse.

Origine: Sur la branche descendante du pubis.

Trajet: Il descend à peu près verticalement en position sous-cutanée et en dehors des adducteurs de la hanche. Le droit interne se continue au 1/3 inférieur de la cuisse par un tendon long et grêle qui contourne en arrière le condyle interne du fémur. C'est pour ça qu'il est fléchisseur du genou.

Terminaison : En haut de la face interne du tibia, en arrière du couturier, au niveau de la patte d'oie. [28]

e) Le couturier:

Muscle très long, aplati, sous-cutané, placé en avant du quadriceps à la manière d'une écharpe (Fig.III.8).

Origine: Sur l'épine iliaque antéro-supérieure.

Trajet: Il descend alors en bas et en dedans, croisant obliquement le psoas iliaque et le quadriceps et arrive sur la face interne de la cuisse le long de laquelle il descend presque verticalement. Il contourne en arrière le condyle interne -c'est aussi pour ça qu'il est fléchisseur du genou –et devient tendineux.

Terminaison : Sur la face interne du tibia, juste en dedans et en dessous du tendon rotulien, au niveau de la patte d'oie. [28]

f) Le poplité:

Muscle court, aplati et triangulaire, le poplité est situé en arrière de l'articulation du genou (Fig.III.9).

Origine: Sur le condyle externe du fémur.

Trajet: Il se porte en suite en bas et en arrière, se glissant entre le ligament latéral externe du genou et la capsule synoviale, puis en bas et en dedans, recouvert par les deux jumeaux.

Terminaison: Sur le tibia au niveau du segment supérieur de sa face postérieure. [28]

Certains auteurs considèrent que le poplité n'est pas un fléchisseur du genou mais un extenseur.

III.6.Analyse de la marche:

La marche est un mode de déplacement durant lequel le sujet a toujours un pied d'appui ou un contact avec le sol contrairement à la course où le sujet peut se trouver dans une véritable phase de vol. Il en découle donc une alternance de phases de simple support ou appui (un pied au sol) et de balancement (pour l'autre pied) et de double support (deux pieds au sol). On appelle cette alternance le cycle de marche (voir fig.III.4). Pour la description de ces phases, il est d'usage, d'une part, de prendre comme origine du temps l'instant de premier contact du pied avec le sol et, d'autre part, de normaliser le cycle c'est-à-dire que l'instant de premier contact du pied avec le sol correspondra à 0% et l'instant de deuxième contact du même pied avec le sol correspondra à 100% (Fig.III.11). [27]

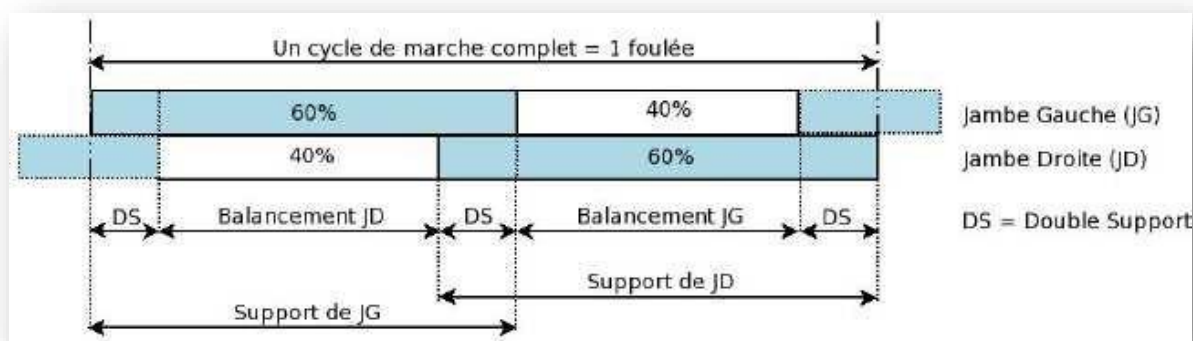


Figure.III.11 : Cycle de marche.

On distingue la marche statique, pendant la quelle l'équilibre statique est maintenu en permanence, et la marche dynamique, qui est une suite de déséquilibres avant rattrapés. Chez l'homme, la marche dynamique est choisie en situation normale alors que l'on opte pour la marche statique en situation délicate (terrain glissant ou accidenté).

III.6.1. Les différentes phases du cycle de marche: (Fig.III.12)

a) Phase de support (0 - 60%):

- 0 – 10% : Après l'instant initial de pose du pied (en général un contact du talon), apparaît une sous-phase de reprise en charge. Aussitôt après la pose, le centre de gravité du corps (CGC), qui se trouve au repos debout à 55% de la taille totale du sujet, atteint son point le plus bas à 10%, le genou présente un premier maximum de flexion permettant d'aider à l'absorption de l'impact et d'éviter une remontée trop rapide du CGC.
- 10 – 30% : C'est la sous-phase dite de milieu d'appui. Ici le pied passe par une période de pose à plat et la jambe atteint l'extension maximale, la flexion du genou étant corollairement minimale. A la fin de cette sous-phase, le CGC est à sa hauteur maximale.
- 30 – 60% : C'est la fin du déroulé du pied, la poussée débutant à 40% et le transfert du poids sur l'autre jambe vers 50%. Cette phase s'achève avec le décollé des orteils. [29]

b) Phase de balancement (60 - 100%):

- Le balancement initial dure jusqu'à 70%, instant au quel la malléole atteint son altitude maximale (22 cm).
- A 80%, le genou atteint son deuxième maximum de flexion. Cette sous-phase a pour objectif le dégagement de pied vis-à-vis du sol.
- A 85%, le tibia est vertical, et la phase s'achève avec le deuxième poser du talon. [29]

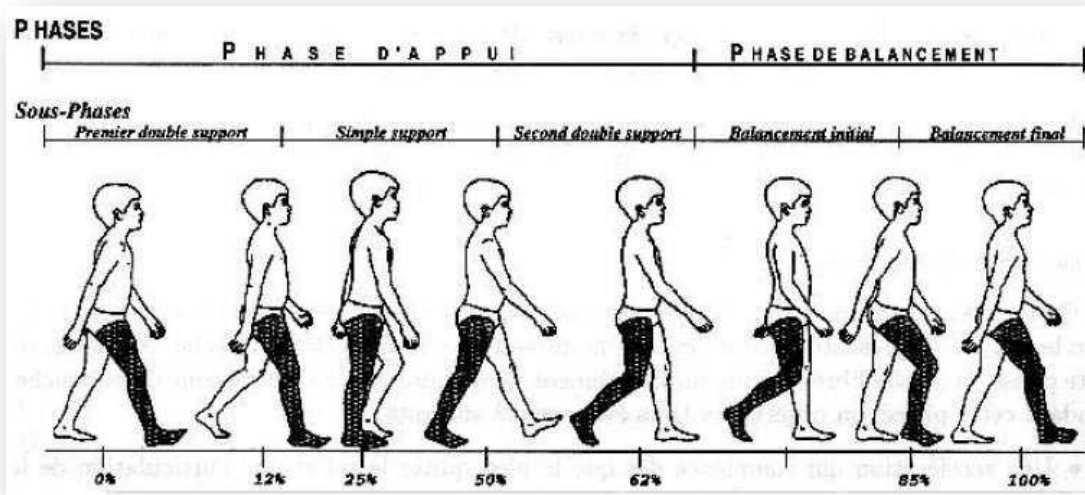


Figure.III.12 : Différentes phases du cycle de marche.

c) **Phase de double support** : Cette phase est aussi appelée phase de double appui ou bipodales. Comme son nom l'indique, cette phase est celle où les deux pieds sont au sol. La marche des sujets bien portants appelée marche symétrique, cette phase apparaît de 0 à 10% et de 50 à 60%.

On peut noter que dans ce cas, l'instant 50% correspond au poser de pied de la jambe opposée. L'inversion des proportions support/balancement et la disparition de la phase de double appui correspondent à la transition marche/course. Cette dernière est caractérisée par une vraie phase de vol, dont la durée relative dépend de la vitesse de course: 40% à 5m/s et 60% à 9 m/s.

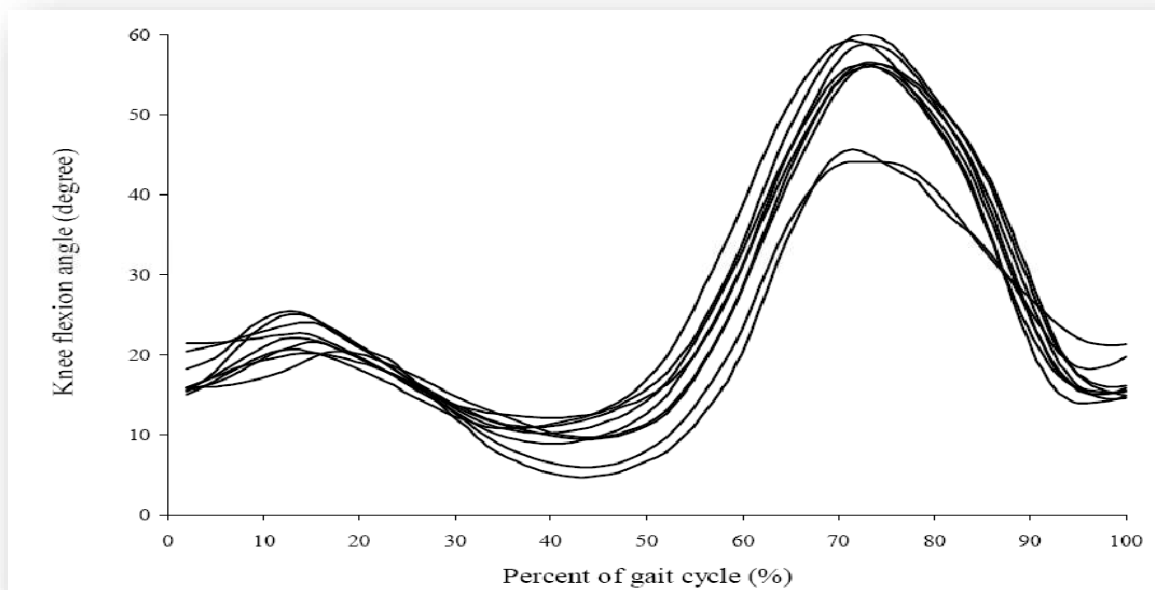


Figure.III.13 : Courbes relatives à la flexion du genou lors du cycle de marche. [30]

III.6.2. Muscles intervenant dans la marche :

47 muscles interviennent dans la marche (Crown inshield, 81), la sélection des 22 muscles principaux (Bouisset, 95 -Carret). [31]

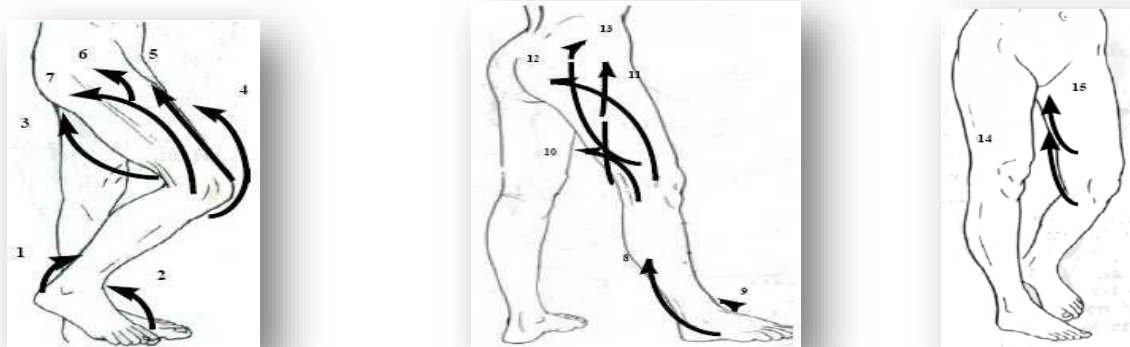


Figure.III.14 : Différents muscles agissant pendant la marche. [31]

	Cheville	Genou	Hanche
Flexion	Jambier antérieur	Demi-tendineux	Droit antérieur Couturier
Extension	Soléaire Jumeaux Triceps sural	Quadriceps	Grand fessier Moyen fessier
Rotation externe/ Pronation	Long péronier latéral Court péronier latéral	Long biceps Court biceps	Grand fessier Pyramidal Crural
Rotation interne / Supination	Jambier postérieur	Couturier	Petit fessier Moyen fessier Tenseur du fascia lata
Abduction			Tenseur du fascia lata Moyen fessier Petit fessier
Abduction			Droit interne Grand adducteur

Tableau.III.2 : Muscles agissant pendant la marche.

III.6.3. Calcul des réactions au genou : (Fig.III.15) [31]

- Hypothèses:

- La réaction articulaire passe par le centre de l'articulation implique : Moments inter-segmentaires équilibrés par moments musculaires
- Le muscle est assimilé à sa ligne moyenne implique:

(Point d'insertion=barycentre de la zone d'insertion du tendon) et (Ligne d'action=direction de la ligne moyenne du tendon).

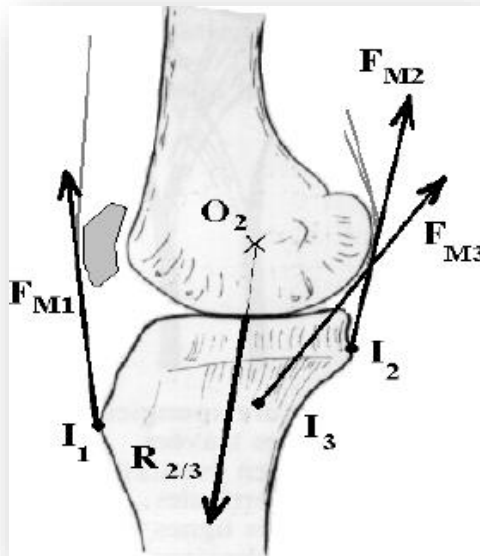


Figure.III.15 : Efforts agissant à l'articulation du genou. [31]

Equations:

Soit l'articulation entre les segments S_{i-1}/S_i :

$$\vec{F}_{i-1/i} = \sum_{j=1}^n \vec{F}_{Mj} \cdot u_j^o \vec{R}_{i-1/i} \quad (\text{III.1})$$

$$\vec{M}_{i-1/j}(O_{i-1}) = \sum_{j=1}^n \vec{O}_{i-1} I_j \times \vec{F}_{Mj} \cdot u_j^o \quad (\text{III.2})$$

$\vec{F}_{i-1/j}$: Effort résultant.

$\vec{M}_{i-1/j}(O_{i-1})$: Moment résultant.

\vec{F}_{Mj} : Effort inter segmentaire.

u_j^o : Vecteur unitaire appartenant au repère de l'articulation.

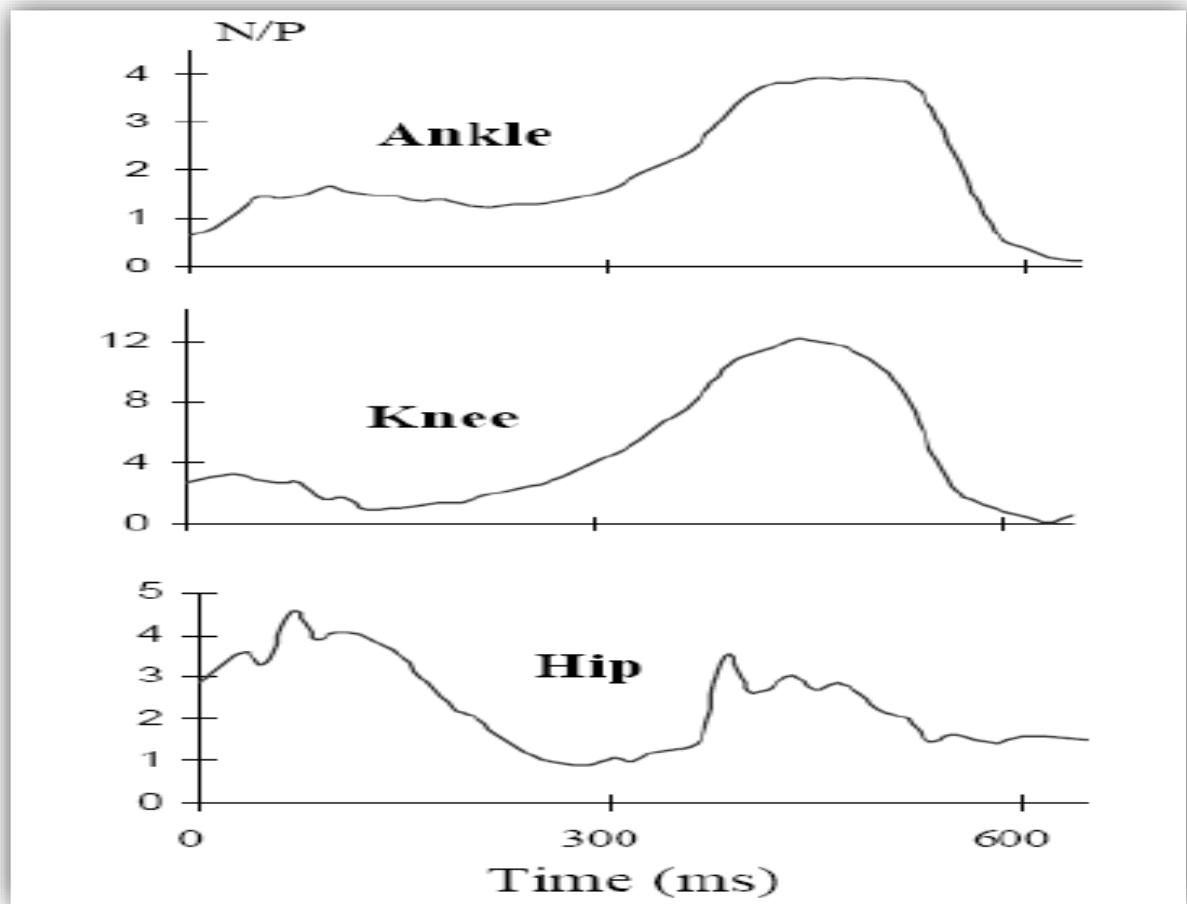


Figure.III.16 : Efforts de contact à la cheville, au genou et à la hanche. [31]

III.7.Conclusion:

Le sous-chapitre de la biomécanique a permis d'avoir une idée sur la mécanique de l'articulation du genou donc avoir des données nécessaires à l'étude de cette articulation mais la difficulté de l'évaluation des efforts à cause de la complexité de cette articulation.



CHAPITRE IV

IV.1. Présentation des Logiciels utilisés :

IV.1.1. *Solidworks* :

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

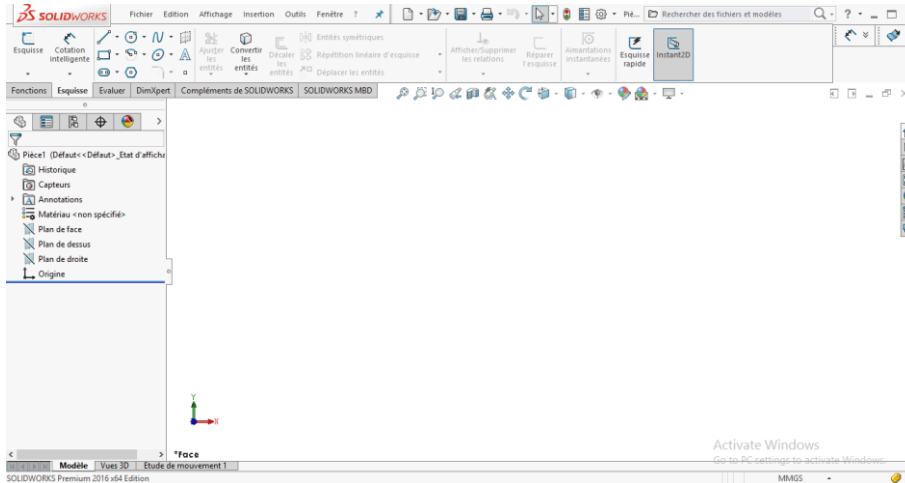


Figure IV.1 : Présentation de *Solidworks*.

❖ Historique

Créé en 1993 par l'éditeur américain éponyme, *SolidWorks* est racheté le 24 juin 1997 par la société Dassault Systèmes³.

Parmi les plus grandes organisations utilisant *Solidworks*, on peut citer Franckie, Équipement d'emballage MMC, AREVA, Patek Philippe, MegaBlocs, Axiome, ME2C, SACMO, Le Boulch, Robert Renaud, Lorenz Baumer⁴, l'Opéra de Paris⁴, Jtekt⁴, GTT⁴ et le Ministère de l'Éducation nationale français.

❖ Fonctionnement

Solidworks est un logiciel de modélisation 3D, on peut créer avec 3 types de fichiers : la pièce, l'assemblage et la mise en plan. A noter que ces fichiers sont si liés entre eux. De telle façon que toute modification effectuée à un niveau donné se répercute sur tous les fichiers concernés.

Un dossier complet contenant l'ensemble des relatifs à un même système constitue une maquette numérique.

IV.1.2. *Abaqus* :

Abaqus est un logiciel de calcul numérique utilisant la méthode des éléments finis. Comme c'est le cas pour tous les programmes à base des éléments finis il doit comporter un fichier entrée et délivre des fichiers sortis.

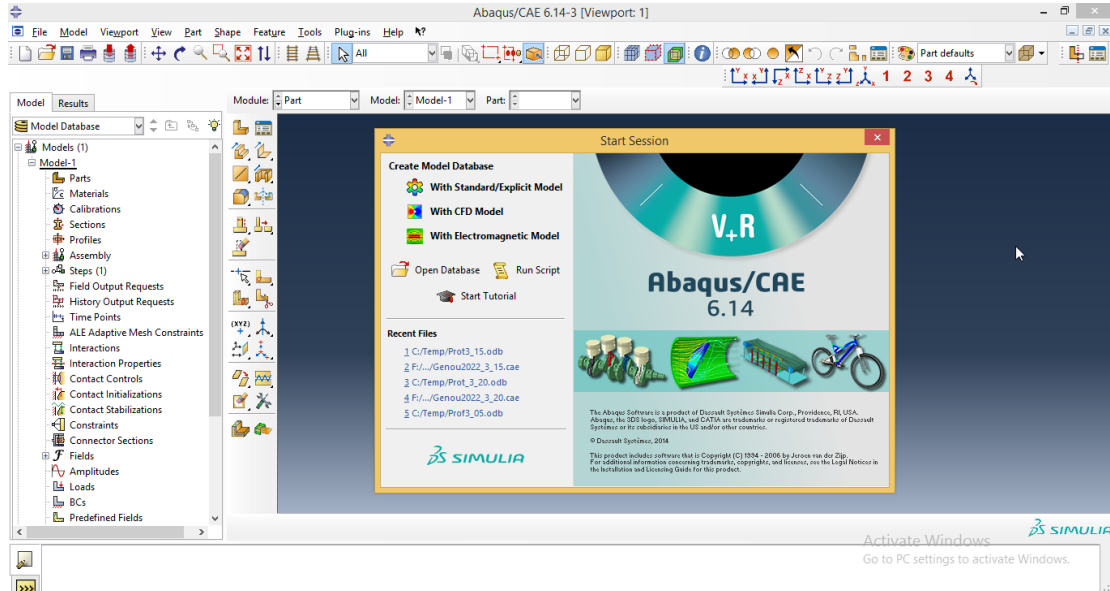


Figure IV.2 : Présentation d'*Abaqus*.

Le fichier d'entrée d'extension **.INP* peut être réalisé soit avec un éditeur de texte soit avec un pré processeur. Il est important de savoir lire ce fichier puisque le logiciel de calcul connaît uniquement ce fichier comme fichier d'entrée.

Abaqus a été créé en 1978, il est utilisé pour calculer des problèmes très variés en mécanique surtout quand il s'agit de simuler la réponse physique des structures soumises à des chargements, des températures, des impacts ou autres conditions extérieures.

Les pas à suivre pour réaliser une simulation numérique :

1. La géométrie est composée d'une ou plusieurs **PARTS**
2. A partir de ces **PARTS** dans le module **ASSEMBLY** on créera la structure totale par assemblage de ces parties.
3. Création des matériaux avec le module **MATERIAL**
4. Création des sections (surface, épaisseur, inerties etc) avec le module **SECTION**
5. Affectation des matériaux et section à la géométrie de chaque **PART** avec le module **SECTION ASSIGNEMENT**
6. Maillage avec le module **MESH**

7. Création du cas de calcul avec le module *STEP*.
8. Création des conditions aux limites avec le module *BCs*
9. Création du chargement avec le module *LOAD*
10. Création des sorties demandées avec le module *FIELD OUTPUT REQUEST*
11. Lancement des calculs avec le module *JOB*

A noter qu'*Abaqus* ne gère pas les unités : c'est à l'utilisateur d'utiliser un système d'unités cohérent.

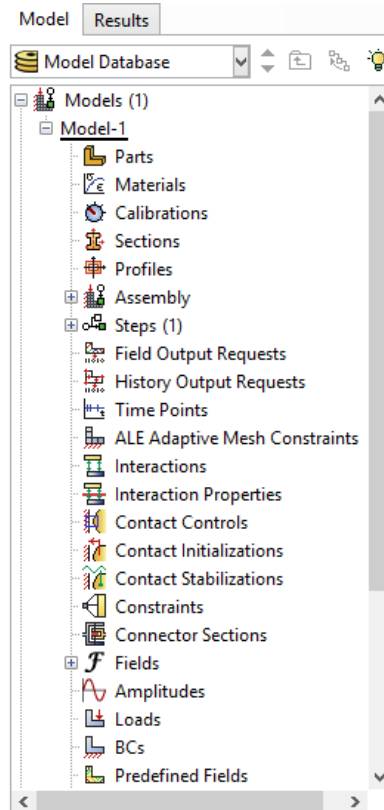


Figure IV.3 : Architecture de modèle à créer.

IV.2. Modélisation 3D de la Prothèse totale du Genou [*Solidworks*] :

IV.2.1. Etapes à suivre :

Pour la construction d'un modèle de la prothèse du genou en 3D sur le logiciel *Solidworks* il faut suivre les étapes suivantes :

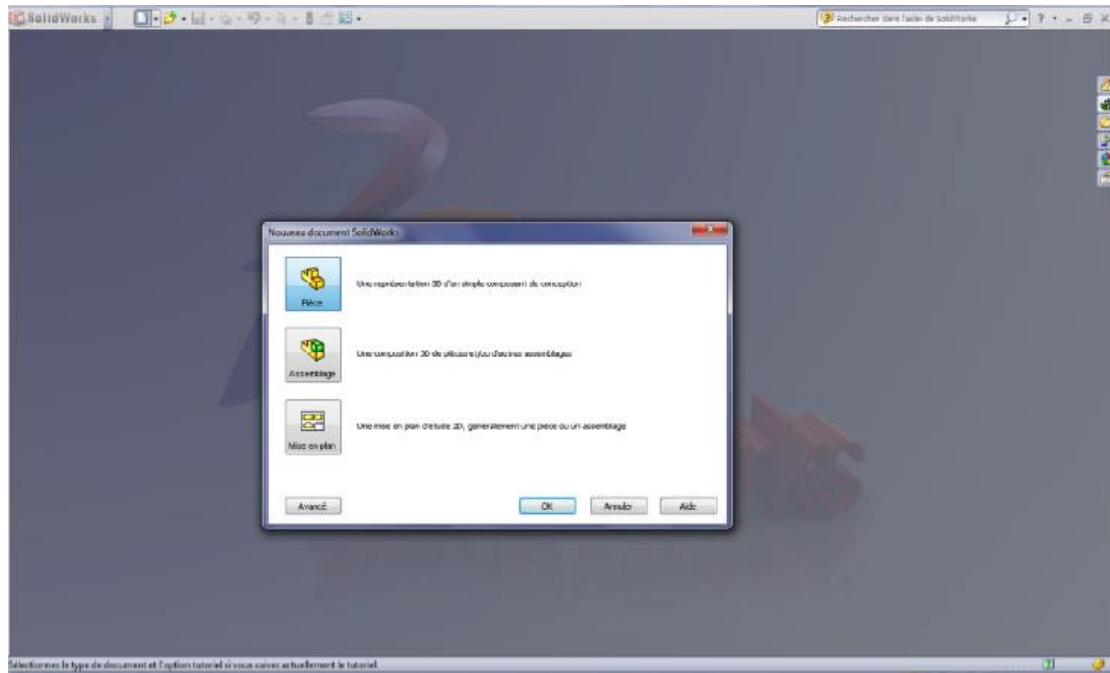


Figure IV.4 : Fenêtre de démarrage.

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.

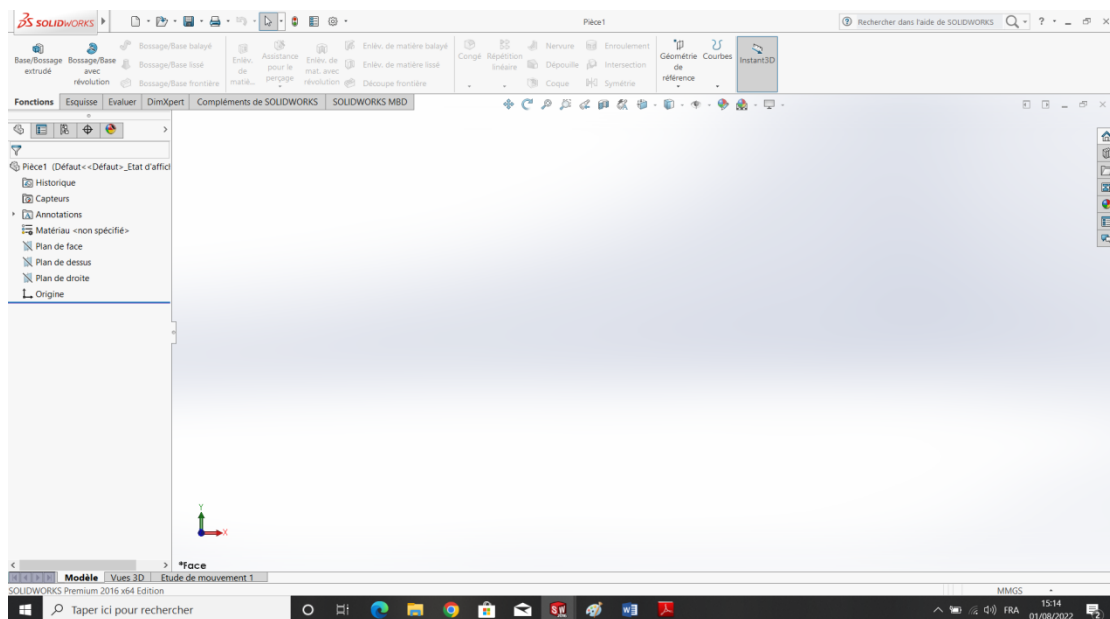


Figure IV.5 : Document pièce.

IV.2.2. Création d'esquisses :

L'esquisse est la plateforme à partir de laquelle se construit le modèle 3D. A partir de l'esquisse, on peut créer des fonctions et combiner une ou plusieurs fonctions pour créer une pièce. On peut de même combiner ou contraindre les pièces appropriées pour créer un assemblage. Finalement à partir des pièces ou des assemblages déjà créés on peut créer des mises en plan.



Figure IV.6 : Barres d'outils d'esquisse.

IV.2.3. Fonctions :

Quand l'esquisse est terminée, on crée 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.

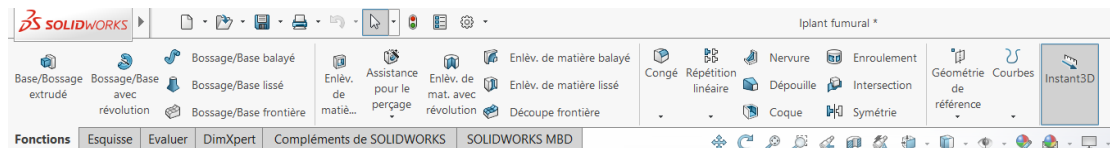


Figure IV.7 : Barre d'outils de fonctions.

IV.3. Construction de la prothèse totale du genou :

IV.3.1. Implant fémoral :

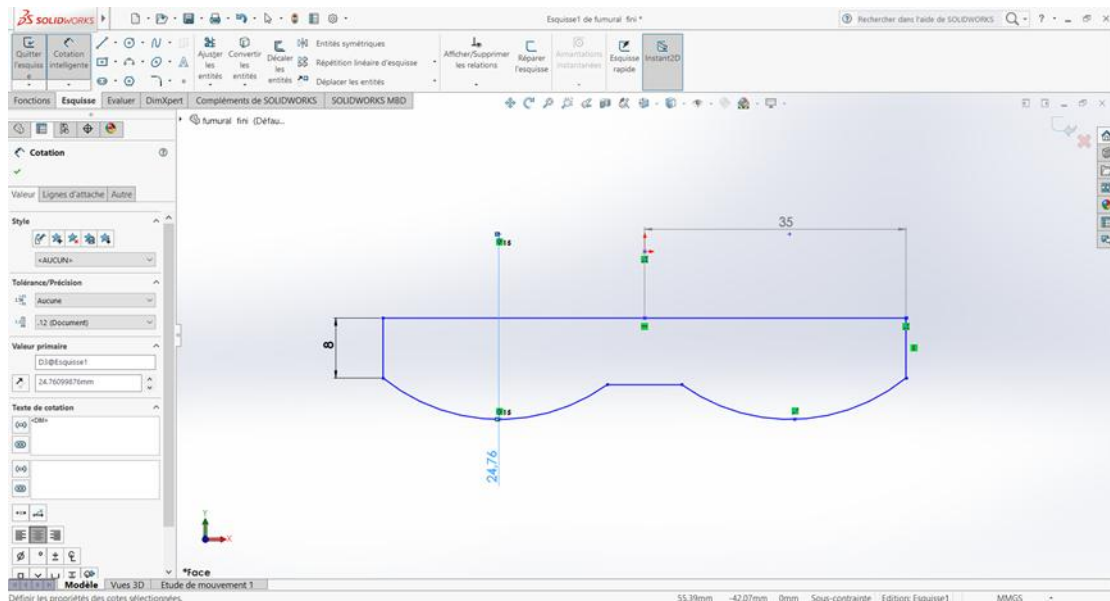


Figure IV.8 : Esquisse du profil de l'implant fémoral.

Dans la barre de création sélectionnez un autre plan de dessin perpendiculaire par rapport au plan de face du dessin déjà réalisé.

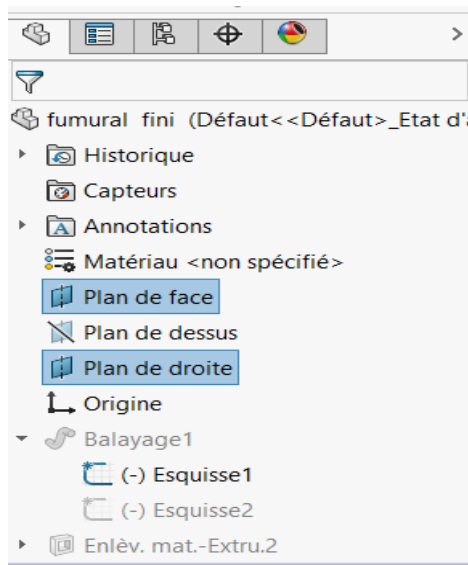


Figure IV.9 : Choix de plans d'esquisse.

- Sur ce plan on va dessiner à partir de l'esquisse la trajectoire suivant.

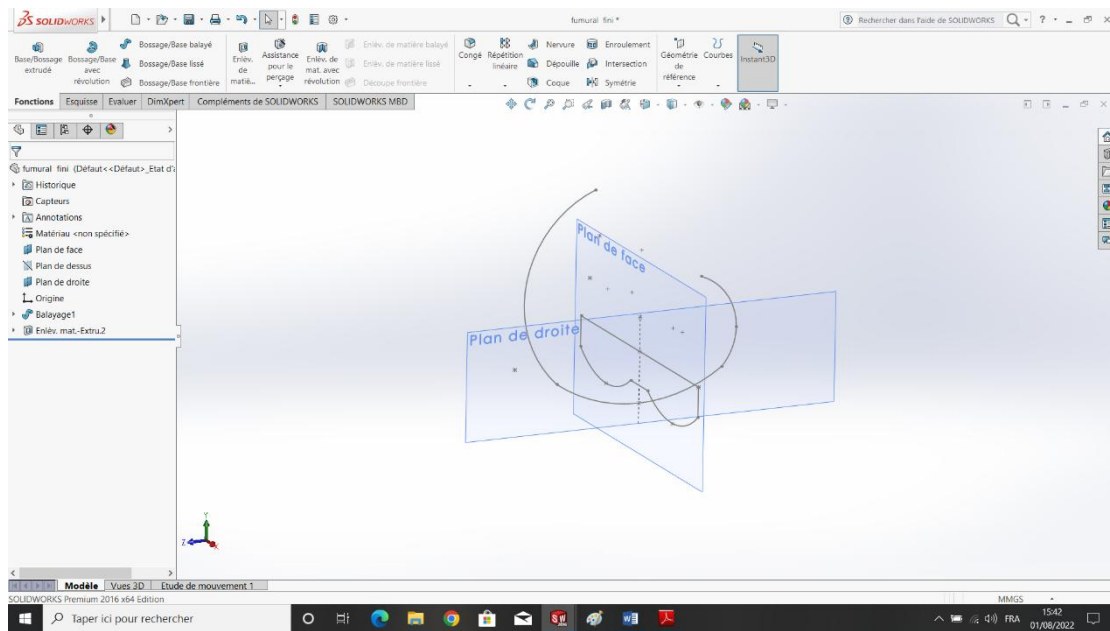


Figure IV.10 : Esquisse de la trajectoire.

En utilisant la fonction de balayage basée sur le profil et la trajectoire on obtient:

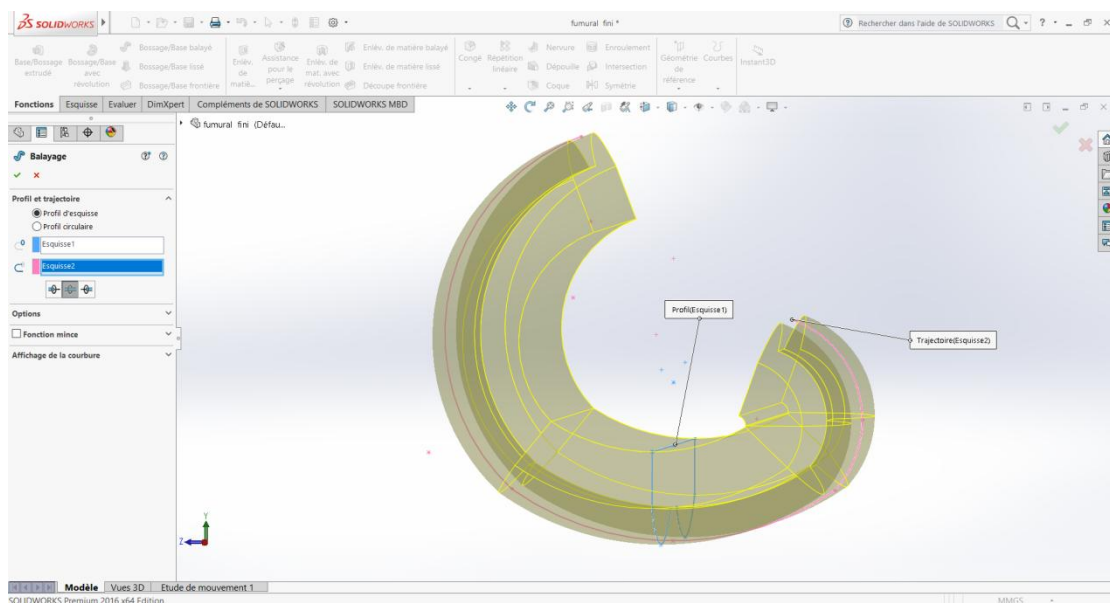


Figure IV.11 : Volume visualisé obtenu par balayage.

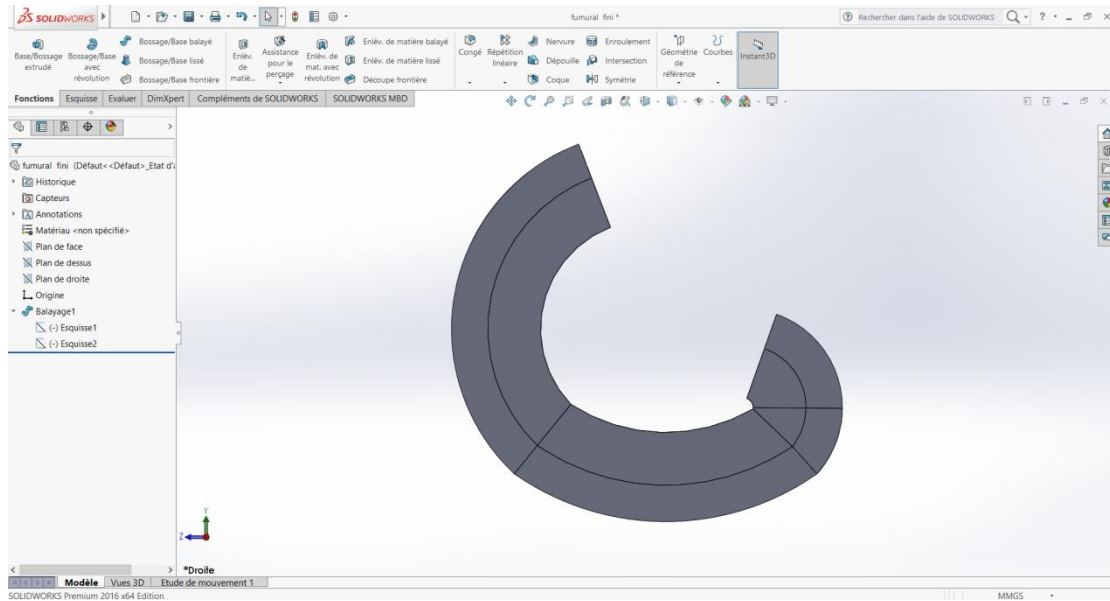


Figure IV.12 : Volume obtenu après avoir cliqué OK.

Dans la barre de création 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. Sur le plan de droite on va dessiner à partir de l'esquisse le profil suivant :

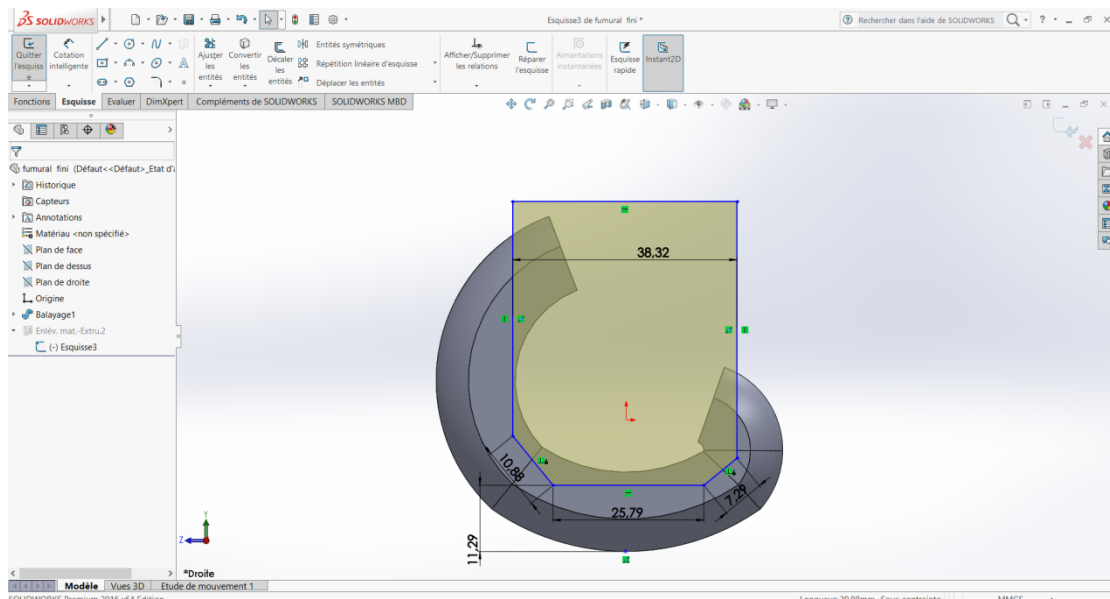


Figure IV.13 : Enlèvement de matière.

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

1. En se basant sur l'esquisse dessinée sur le plan de droite.
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

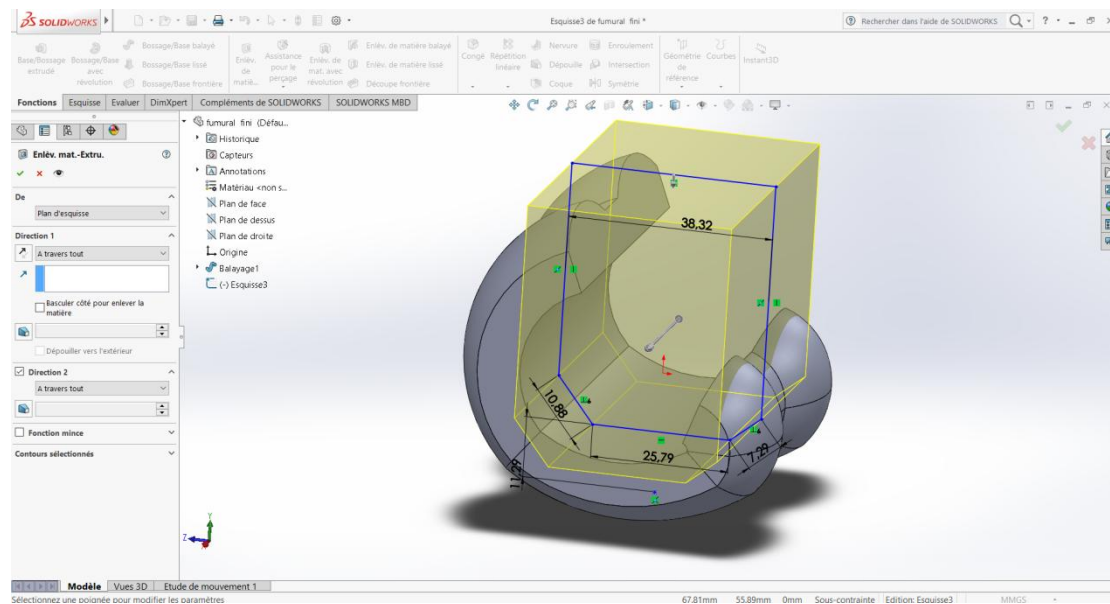


Figure IV.14 : Visualisation de l'enlèvement de matière.

Ainsi l'implant fémoral aura pour forme 3D comme suit :

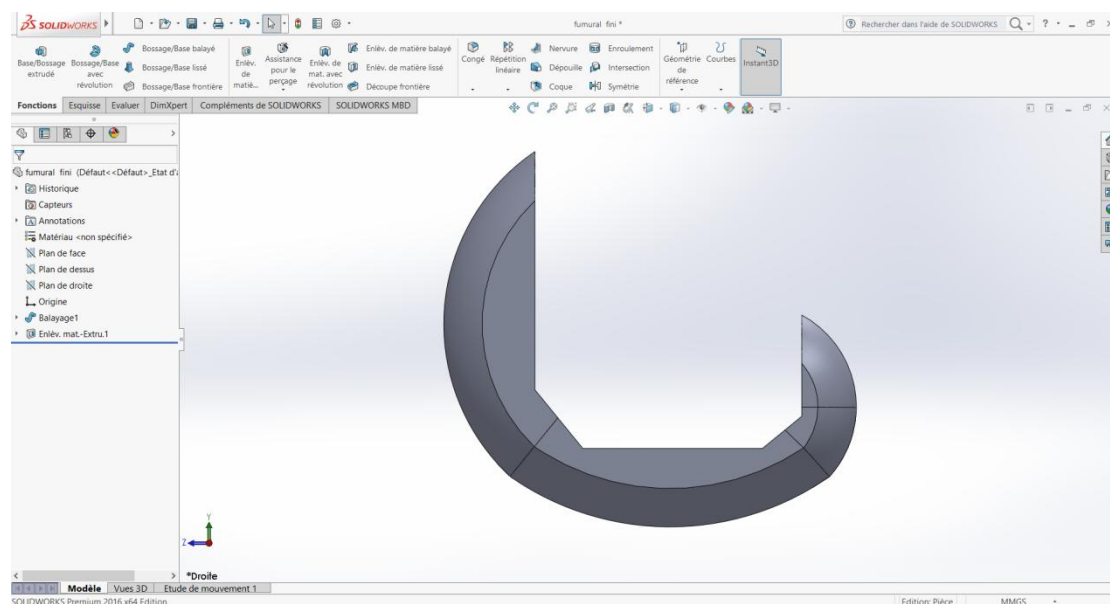


Figure IV.15 : Implant fémoral obtenu.

IV.3.2. L'implant tibial :

- Sur la feuille de dessin on va choisir le plan de dessus, Puis dessiner à partir de l'esquisse le profil suivant.

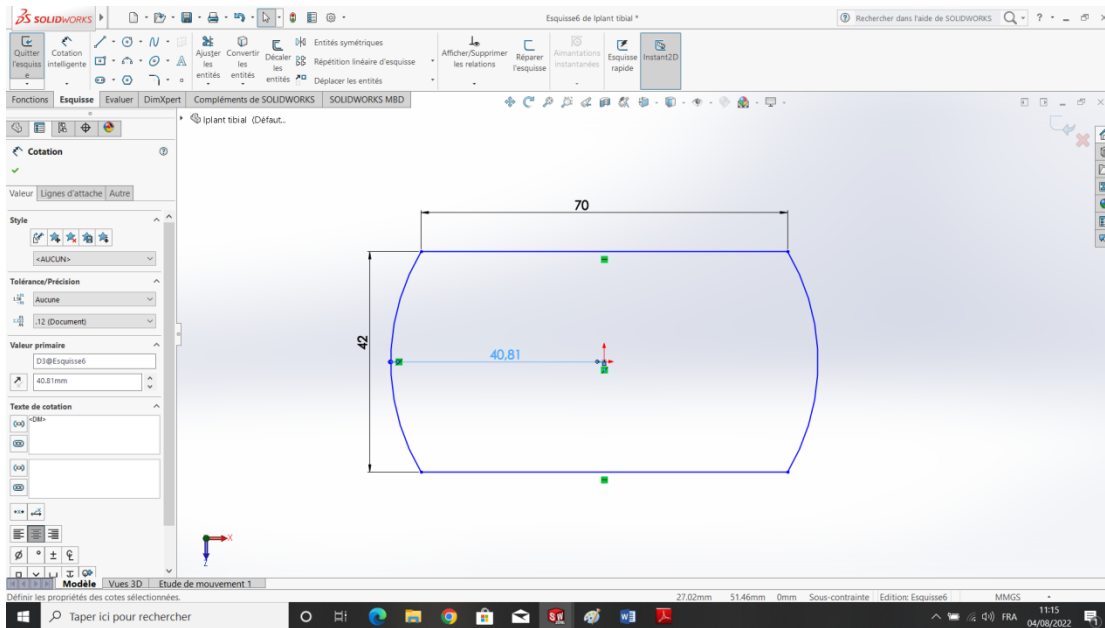


Figure IV.16 : Esquisse.

- Bossage (extrusion)

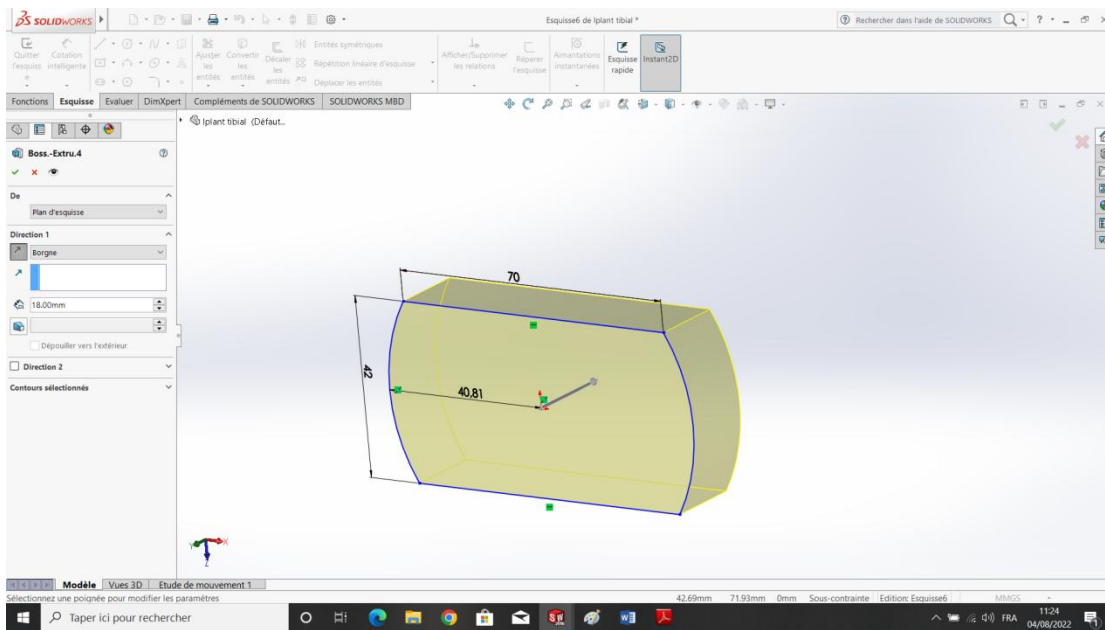


Figure IV.17 : Extrusion.

- Puis on va créer le plan1 parallèle au plan de dessus et qui coïncide sur le dessin de profil.

- On va copier le même **profil et trajectoire** de l'implant fémoral ce dernier plan (plan1) et par balayage (enlèvement de matière) ont pré-visualise ce qui suit :

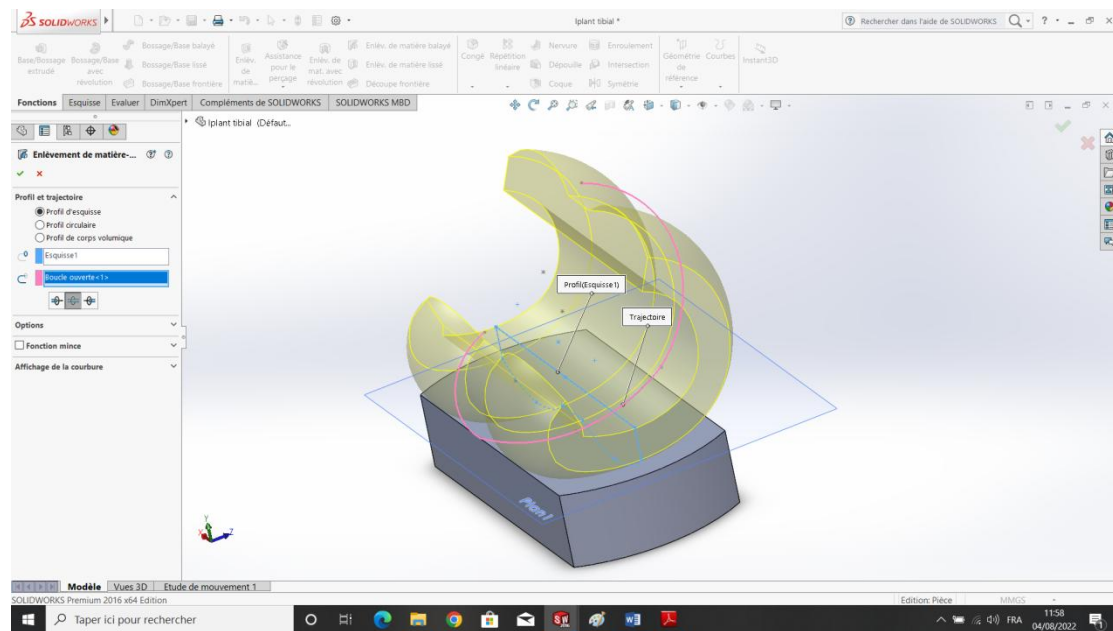


Figure IV.18 : Prévisualisation.

Après validation :

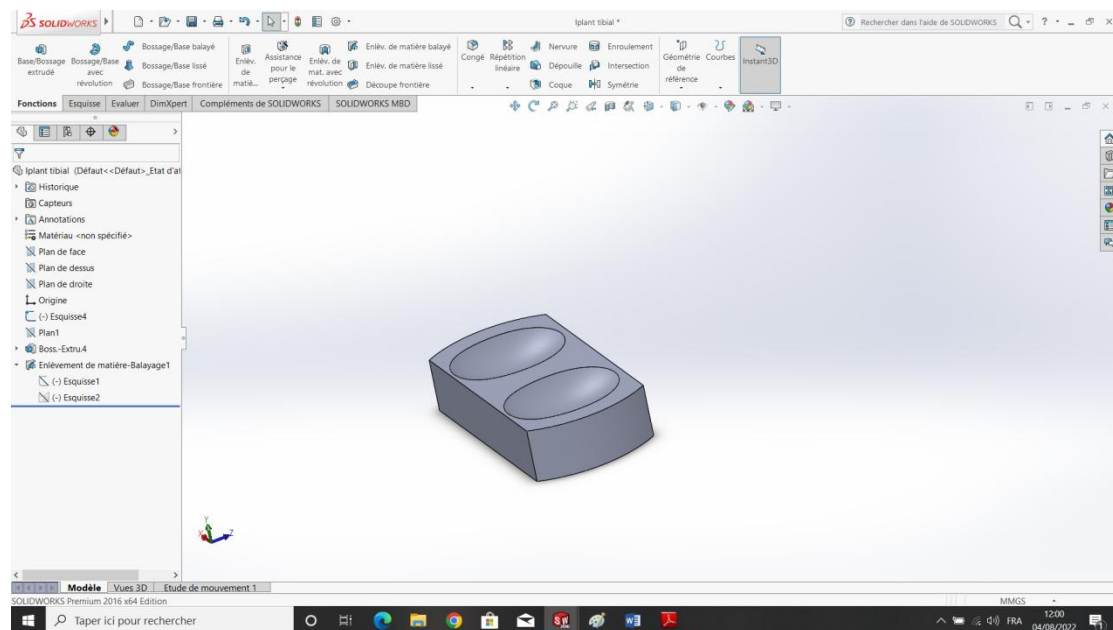


Figure IV.19 : Implant tibial.

IV.3.3. Pièce représentant le fémur :

- Sur la feuille de dessin on va choisir le plan de dessus, Puis dessiner à partir de l'esquisse le profil suivant.

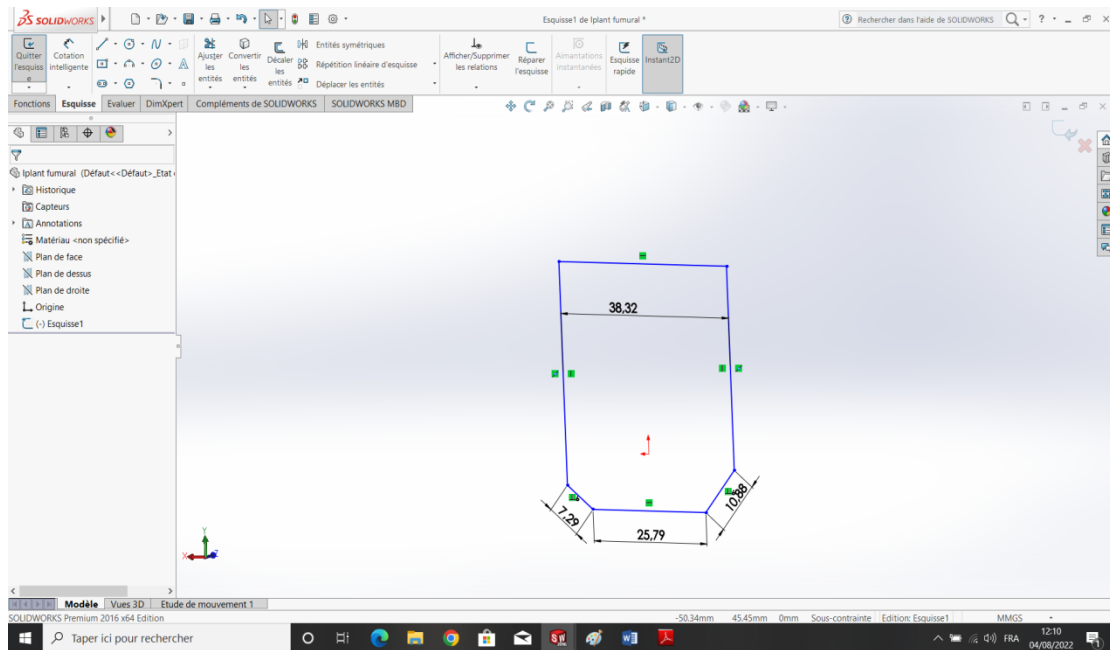


Figure IV.20 : Esquisse.

Après extrusion on aura :

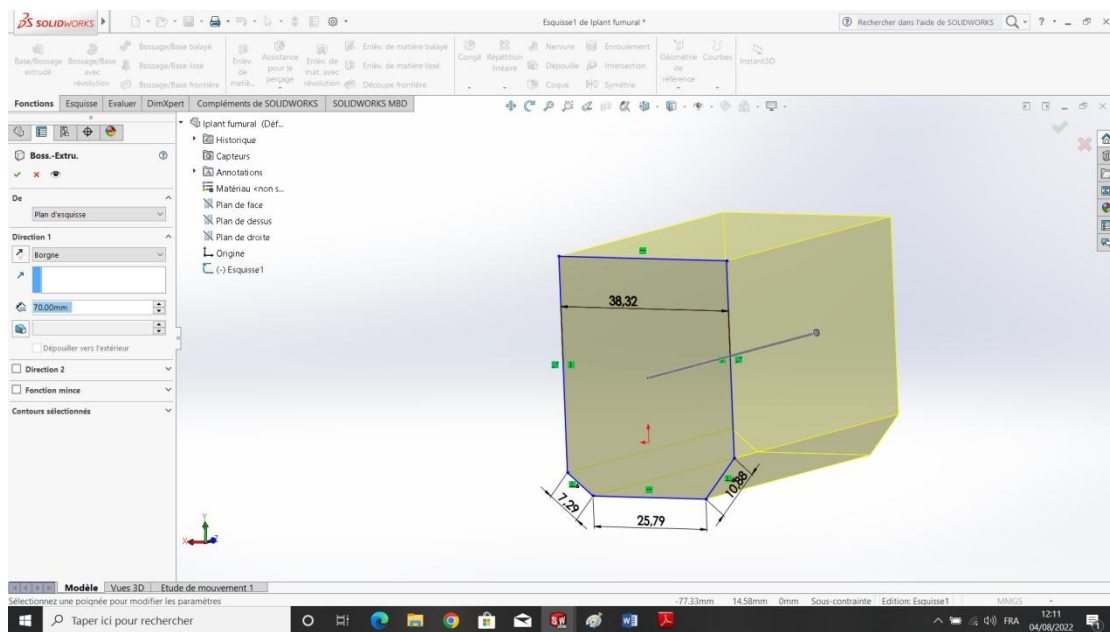


Figure IV.21 : Pièce fémorale pré-visualisée.

Finalement on aura :

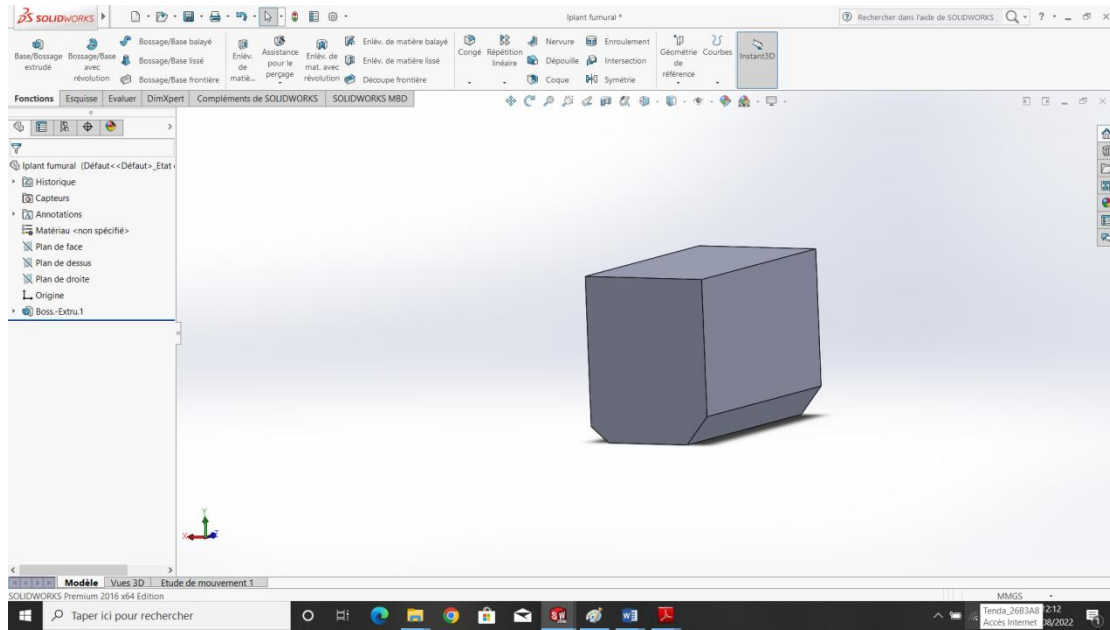


Figure IV.22 : Pièce fémorale.

IV.4. Simulation numérique du cas statique et mécanique de la rupture de la prothèse de genou :

IV.4.1. Présentation du problème :

Dans ce chapitre on étudie la prothèse totale du genou dont les matériaux des deux implants sont de l'alumine choisie et proposée pour ses avantages cités dans le chapitre II mais pour vérifier sa fragilité on a créé une fissure dans l'implant fémoral. Tenant compte des données nécessaires on a implémenté le modèle dans Abaqus et en faisant varier la longueur de la fissure de 0.25 mm qui est était initialement 0.5 mm on calcule le facteur d'intensité de contraintes K_I .

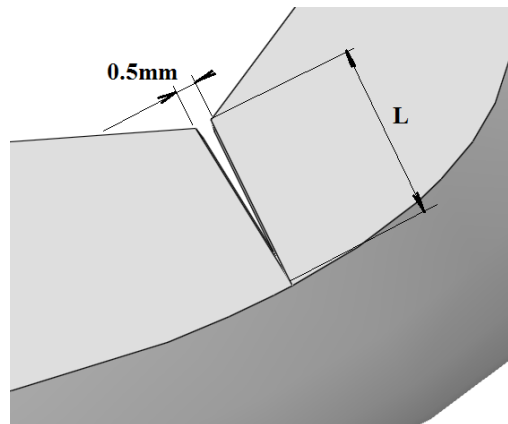


Figure IV.23 : Détails du défaut prédéfini.

IV.4.1.1. Sujet :

Le sujet est une personne adulte qui a subi une arthroplastie totale de genou pesant 100 Kg soit un poids de 1000 N.

IV.4.1.2. Matériaux utilisés pour la prothèse totale :

	Matériau	Module de Young (MPa)	Coefficient de Poisson
Pièce Fémoral	Alumine	400000	0.25
fémoral	Os	172000	0.30
Implant tibial	UHMWPE	1000	0.39
Tibial	Os	181000	0.30

IV.4.1.3. Chargement :

On se met dans la position critique où 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 (Fig. IV.24).

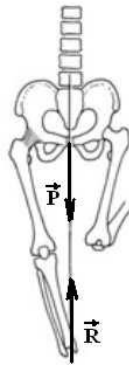


Figure IV.24 : Appui sur une seule jambe.

IV.5. Résultats :

IV.5.1. Distribution des contraintes :

IV.5.1.1. Cas de longueur de fissure de 0.5 mm :

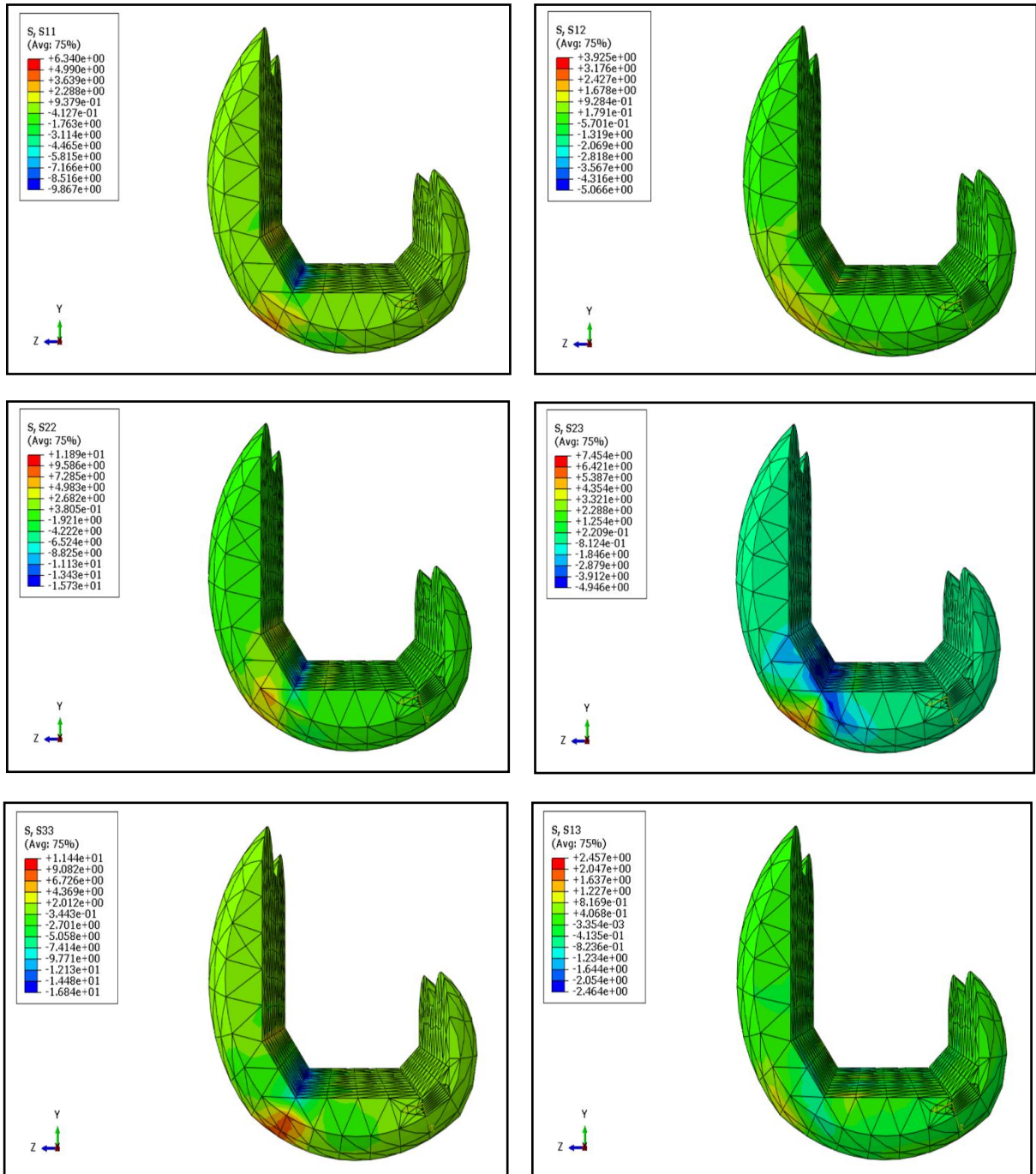


Figure IV.25 : Distribution des contraintes cas de longueur de fissure 0.5 mm.

IV.5.2. Cas de longueur de fissure de 0.75 mm :

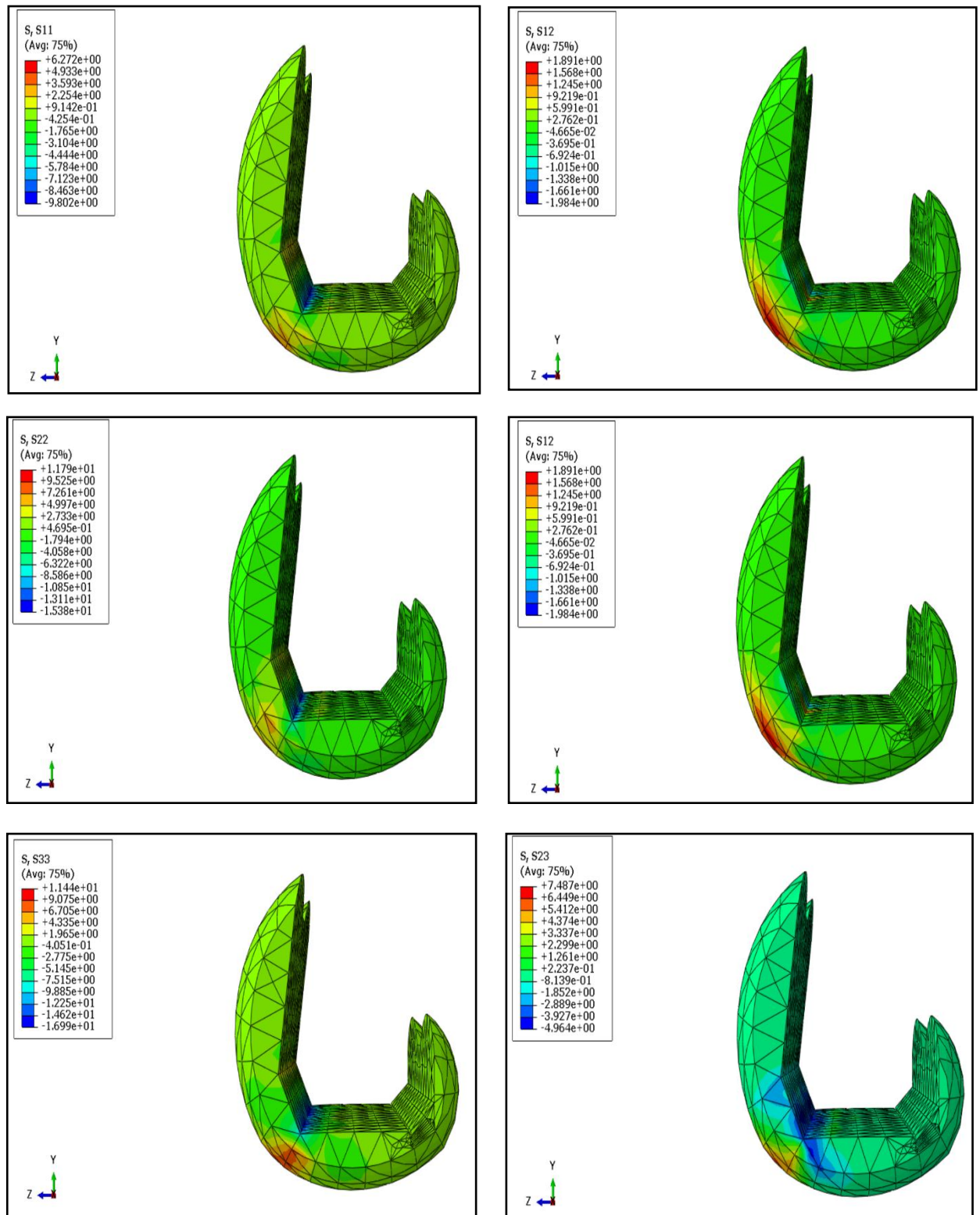


Figure IV.26 : Distribution des contraintes avec fissure 0.75 mm.

IV.5.3. Cas de longueur de fissure de 1.00 mm :

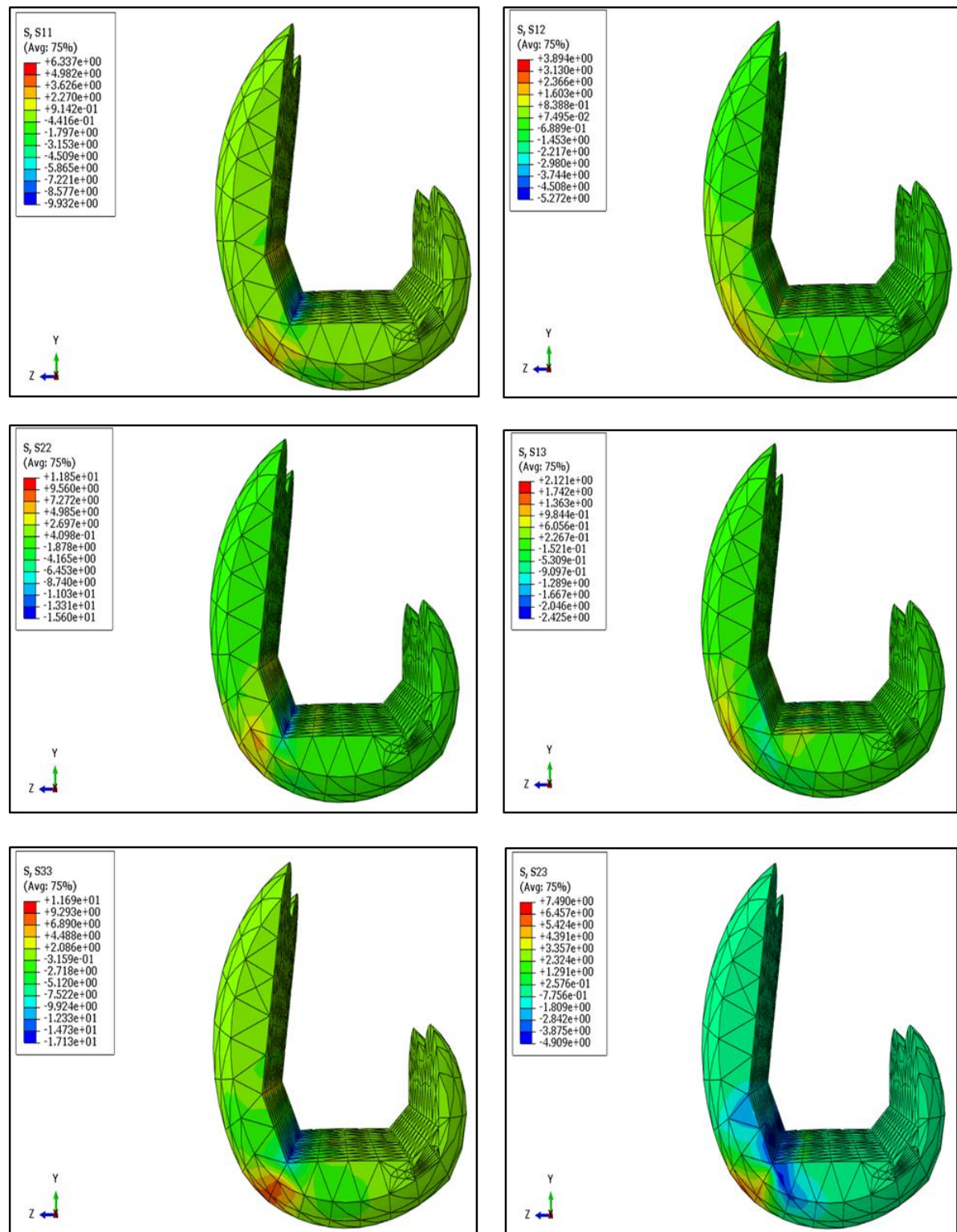


Figure IV.27 : Distribution des contraintes cas de longueur de fissure 1.00 mm.

IV.5.4. Cas de longueur de fissure de 1.25 mm :

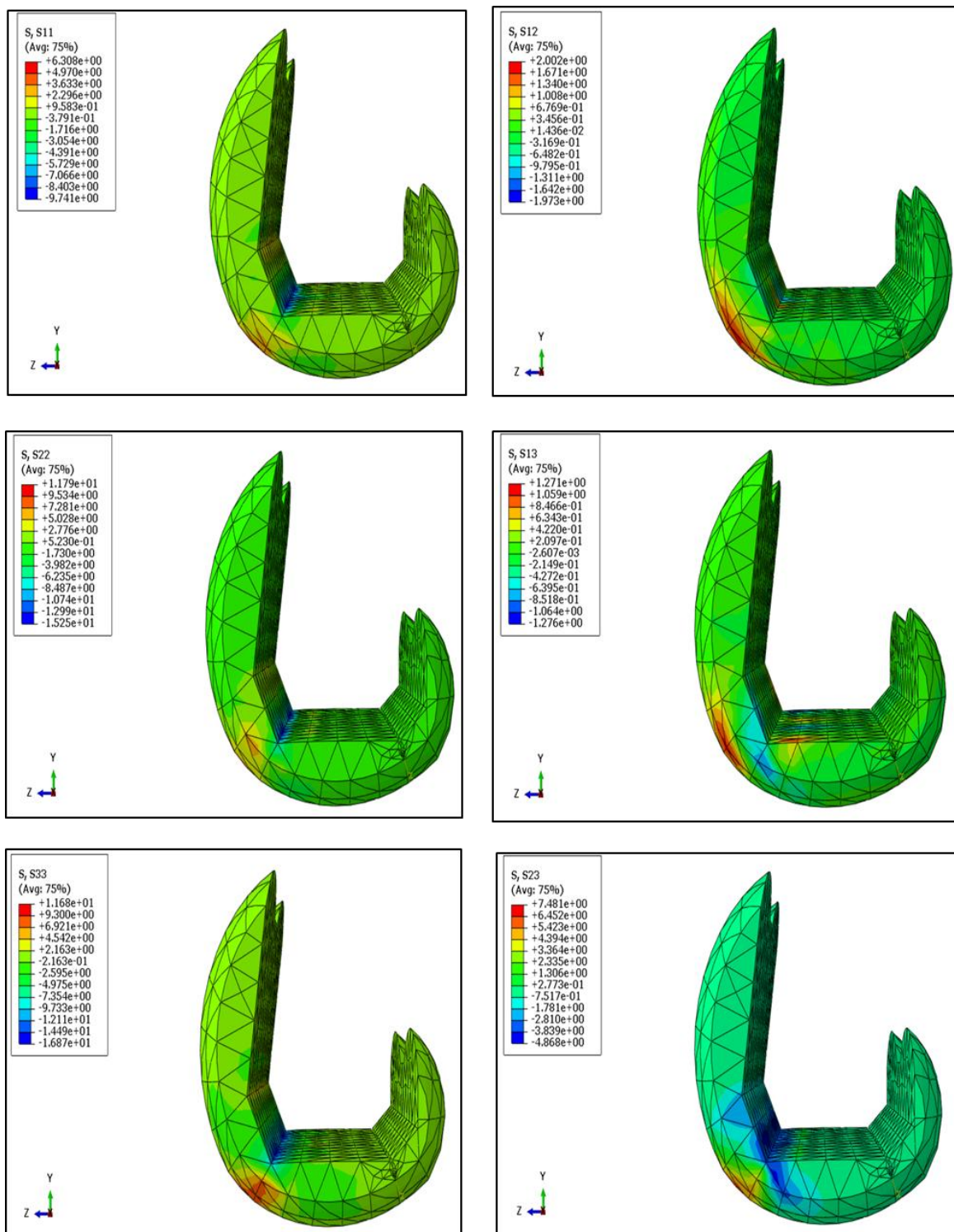


Figure IV.28 : Distribution des contraintes cas de longueur de fissure 1.25 mm.

IV.5.5. Cas de longueur de fissure de 1.50 mm :

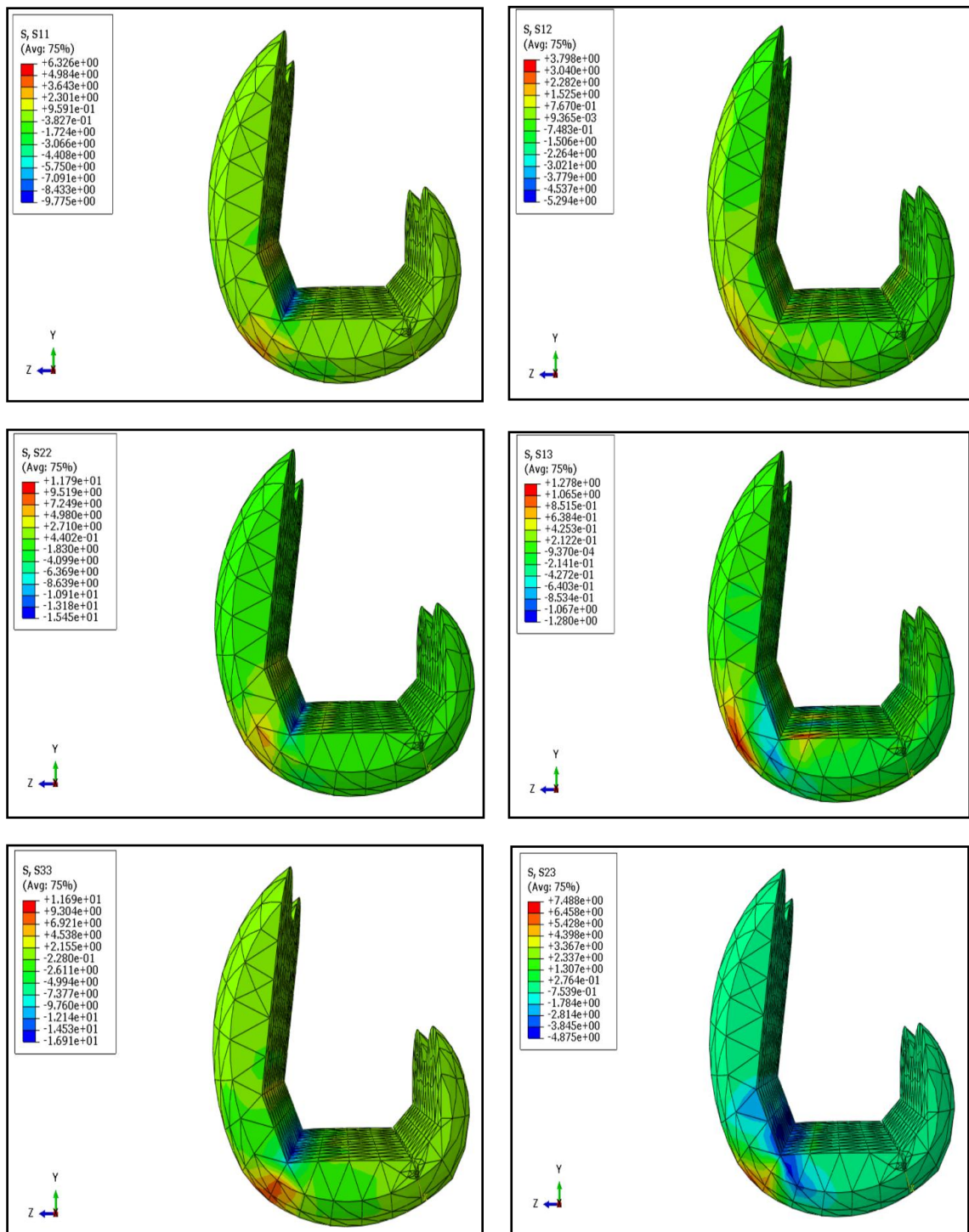


Figure IV.29 : Distribution des contraintes cas de longueur de fissure 1.50 mm.

IV.5.6. Courbes d'évolution des contraintes :

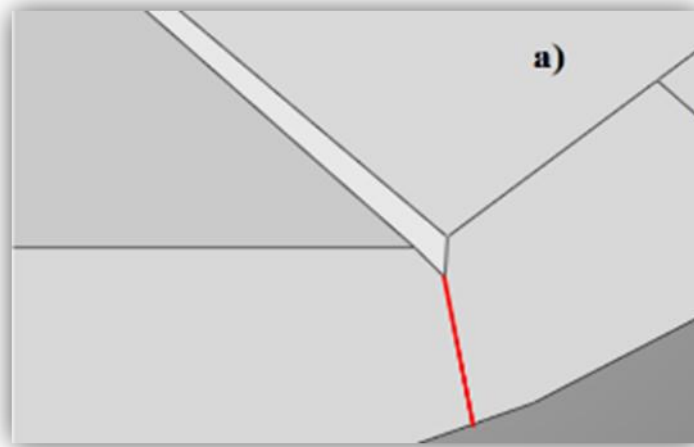


Figure IV.30 : a) Suivant la ligne de propagation.

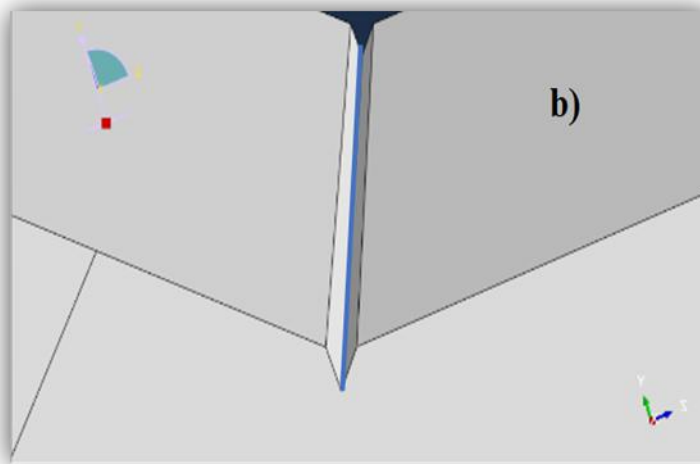
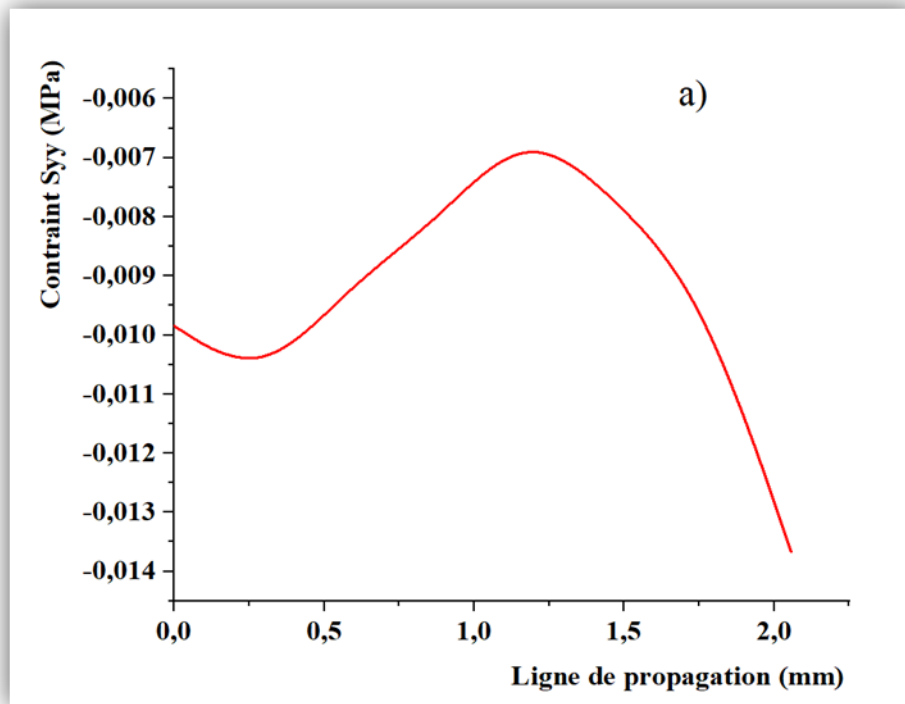


Figure IV.31 : b) suivant la ligne perpendiculaire au plan de la fissure.



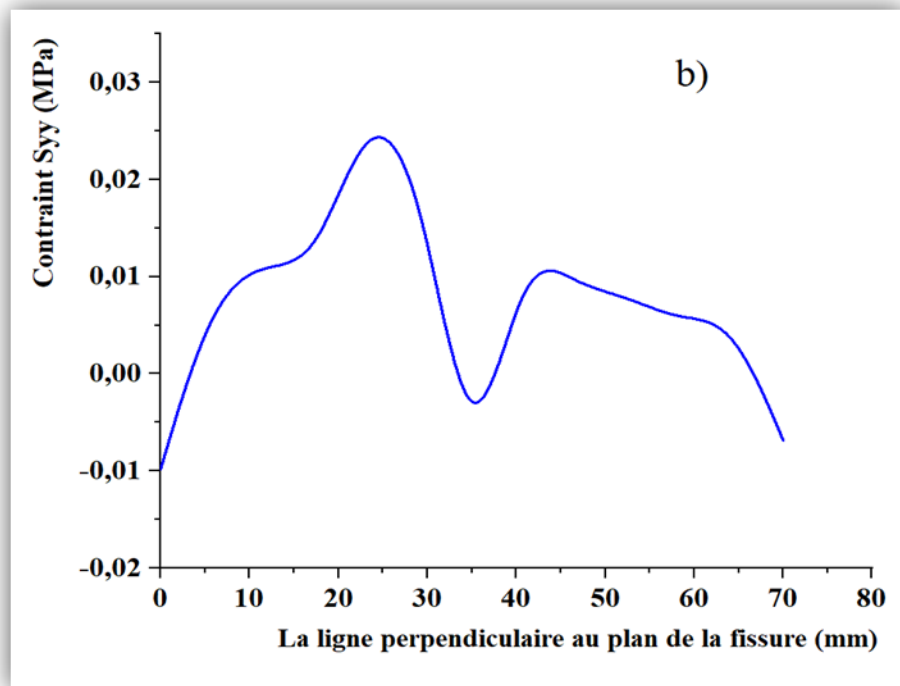


Figure IV.32 : Evolution des contraintes S_{yy} cas de longueur 0.5mm
a) Suivant la ligne de propagation, b) suivant la ligne perpendiculaire au plan de la fissure.

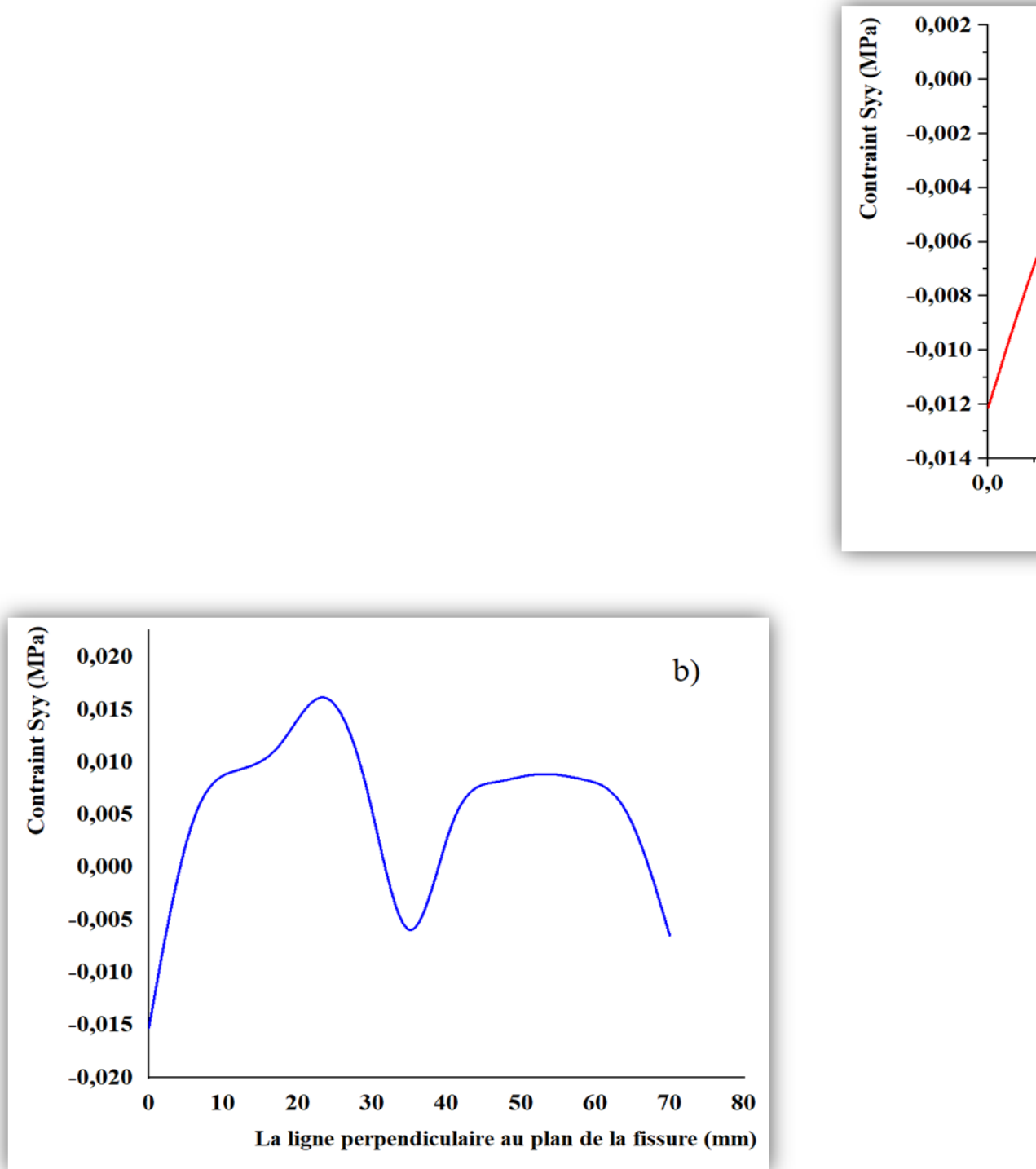


Figure IV.33 : Evolution des contraintes S_{yy} cas de longueur 0.75mm

a) Suivant la ligne de propagation, b) suivant la ligne perpendiculaire au plan de la fissure.

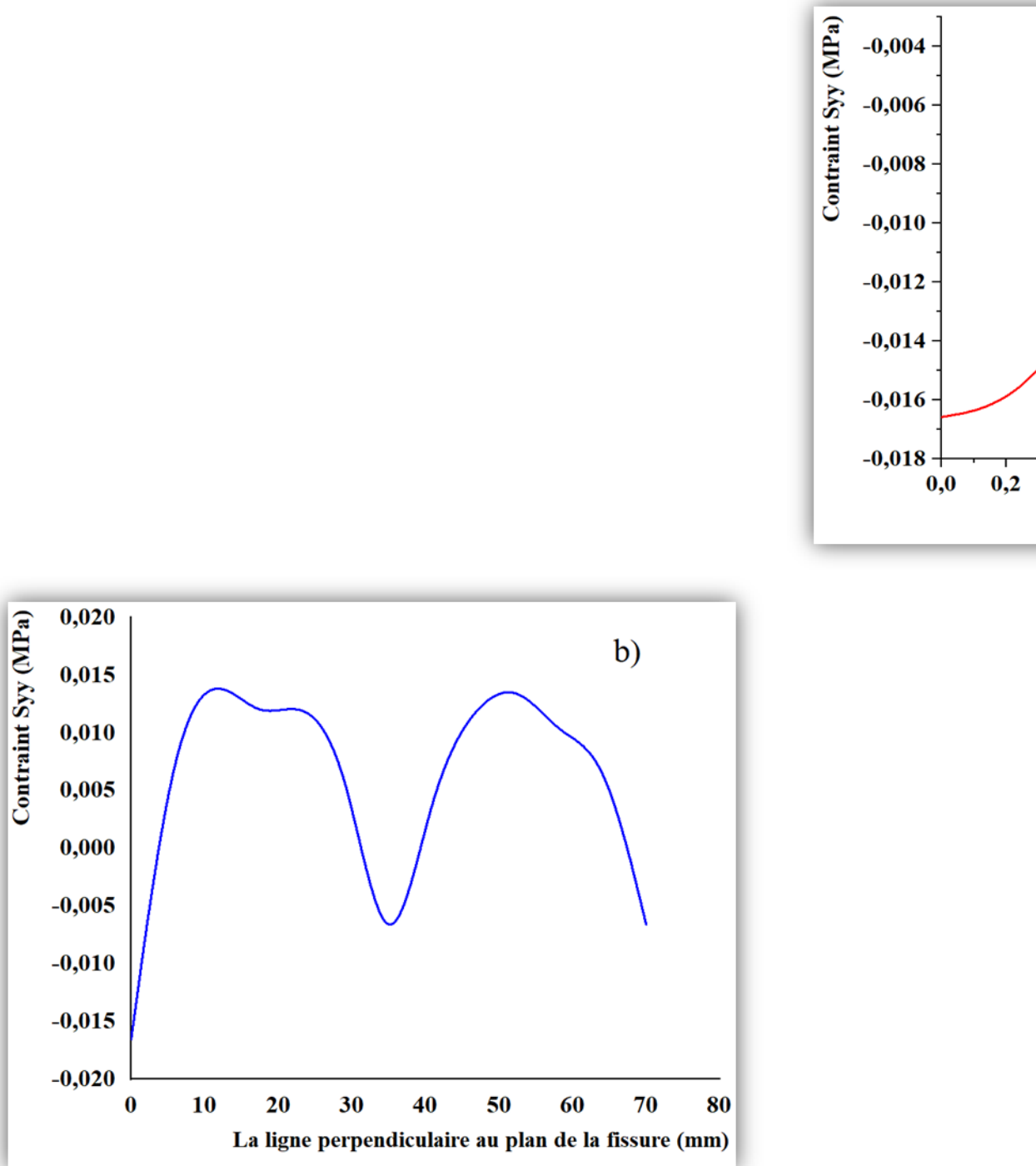


Figure IV.34 : Evolution des contraintes S_{yy} cas de longueur 1.00 mm

a) Suivant la ligne de propagation, b) suivant la ligne perpendiculaire au plan de la fissure.

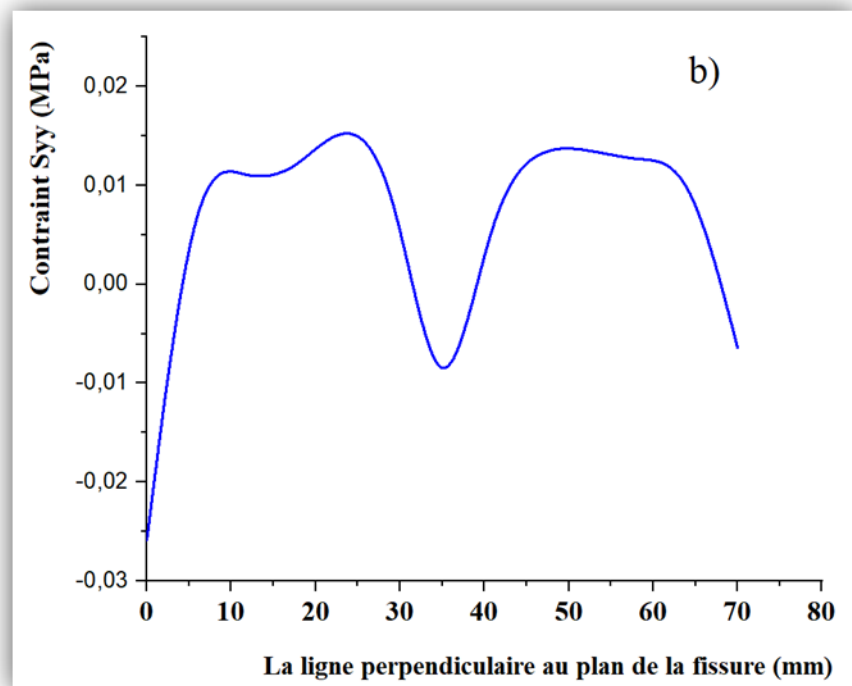
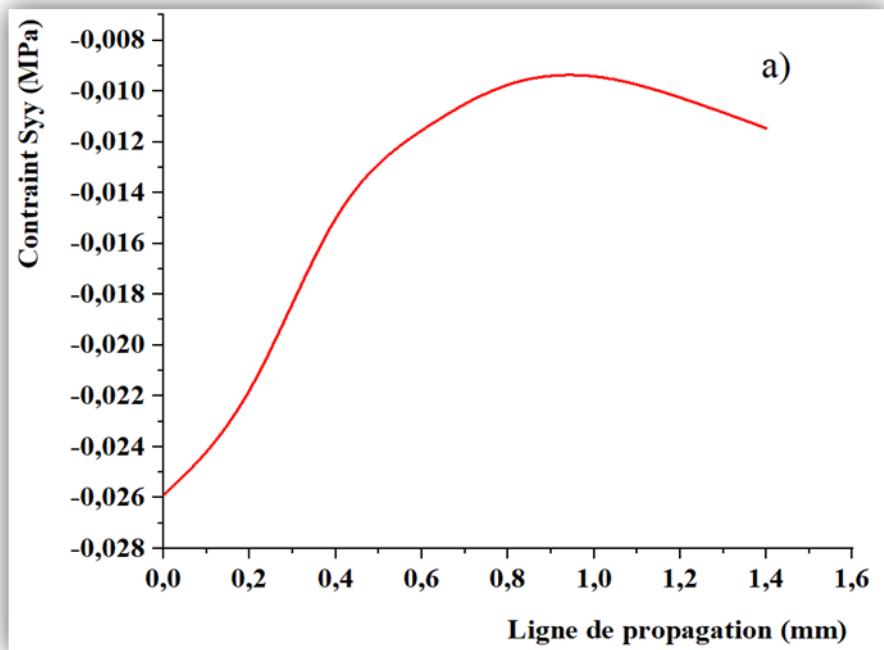


Figure IV.35 : Evolution des contraintes S_{yy} cas de longueur 1.25mm

a) Suivant la ligne de propagation, b) suivant la ligne perpendiculaire au plan de la fissure.

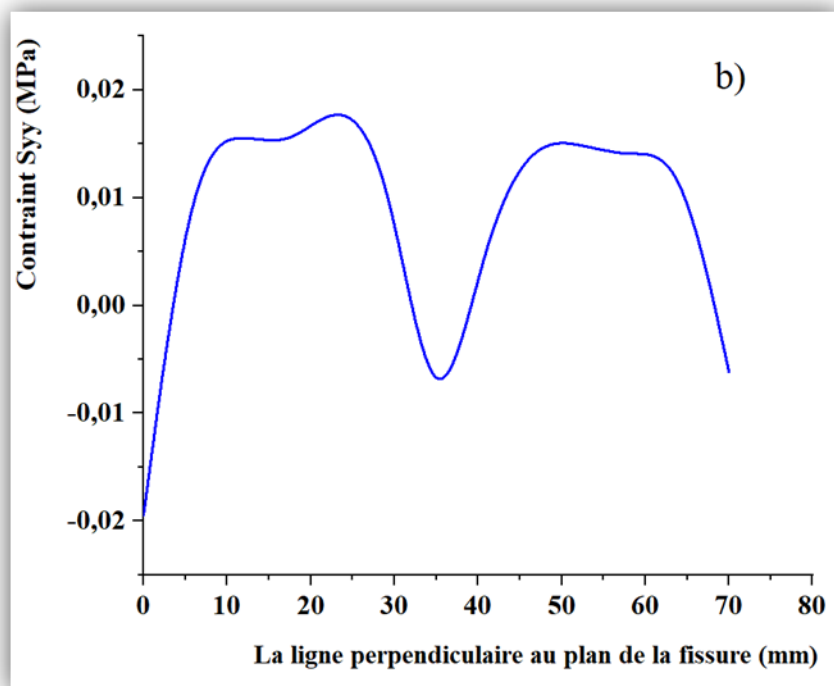
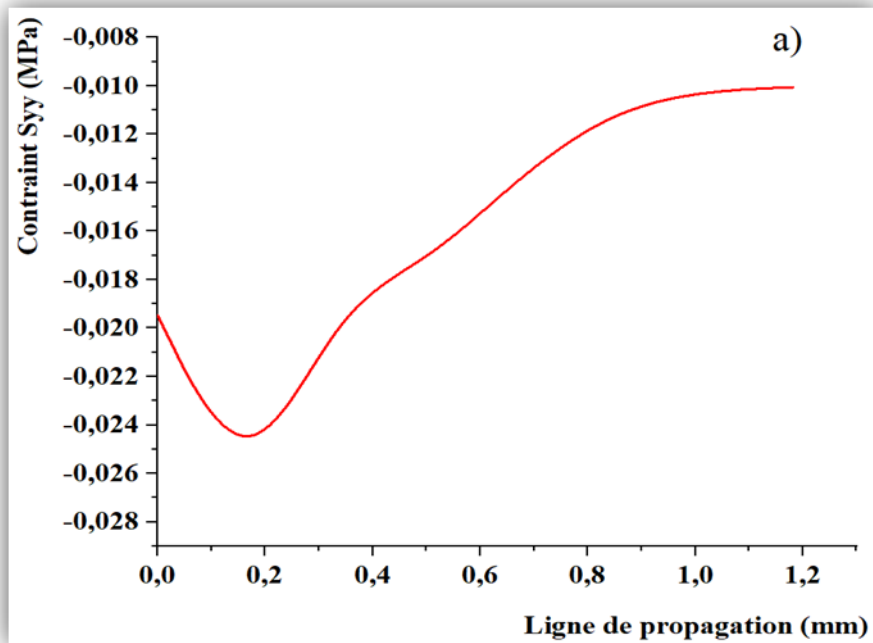


Figure IV.36 : Evolution des contraintes S_{yy} cas de longueur 1.50 mm

a) Suivant la ligne de propagation, b) suivant la ligne perpendiculaire au plan de la fissure.

IV.5.7. Calcul du facteur d'intensité de contraintes K_I :

Pour le mode I et dans le cas général :

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

Y : Facteur de correction tenant compte de la géométrie du détail, de la forme du défaut, du champ de contraintes.

σ : Contrainte nominale.

a : Demi-longueur du défaut.

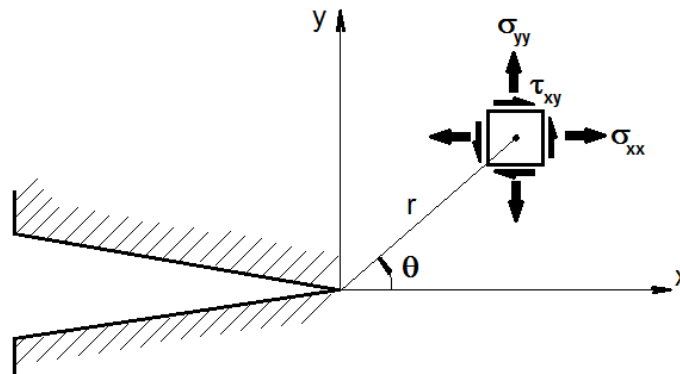


Figure IV.37 : Champs de contraintes au voisinage de la pointe de la fissure.

Ecrivons la fonction $K_I(r) = \sigma\sqrt{2\pi r}$ (IV.2)

Elle est connue (valeurs extraites du modèle de Abaqus) sur des nœuds le long de la ligne de propagation et en interpolant par la méthode de Lagrange et en extrapolant au nœud de la pointe de la fissure on obtient la valeur du facteur d'intensité de contraintes K_I

A partir de l'équation de Lagrange ci-dessous :

$$P_n(x) = \sum_{k=0}^n Y_k L_k(x) \tag{IV.3}$$

Avec : $\deg P_n(x) \leq n$ / $n = m-1$

m : le nombre de points d'interpolation.

n : le degré de polynôme.

Dans notre cas on a $m=8$ alors on va calculer le polynôme de $n=7$.

En se servant de feuille de calcul d'Excel, on trouve la valeur du facteur d'intensité suivante :

a) Cas de 0.5 mm

point	r(m)	S22(Mpa)	K1®	X
	0	-0,00984423	0	
x1	0,00029372	-0,0108009	-0,00046388	
x2	0,00058743	-0,00915298	-0,00055593	
x3	0,00088115	-0,00805543	-0,00059923	
x4	0,00117486	-0,00642866	-0,0005522	
x5	0,00146858	-0,00768508	-0,00073804	
x6	0,00176229	-0,00928688	-0,00097699	
x7	0,00205601	-0,0136623	-0,00155245	

L1	L2	L3	L4	L5	L6	L7
6,999975316	-20,999976	35,00000568	-34,99968791	20,99978296	-8,400060946	0,999974579
L1*Y1	L2*Y2	L3*Y3	L4*Y4	L5*Y5	L6*Y6	L7*Y7
-0,00324713	0,011674534	-0,020973	0,019326691	-0,01549858	0,008206742	-0,00155241
KI0,5						
-0,00206314						

b) Cas de longueur de 0.75 mm

point	r(m)	S22(Mpa)	K1®	X
	0	-0,0121457	0	
x1	0,00016872	-0,00288734	-9,39841E-05	
x2	0,00033743	-0,00031534	-1,45161E-05	
x3	0,00050615	-0,00109937	-6,19814E-05	
x4	0,00067486	-6,0663E-06	-3,94919E-07	
x5	0,00084358	0,00012661	9,21538E-06	
x6	0,00101229	0,00063226	5,04114E-05	
x7	0,00118101	0,0007734	6,66053E-05	

L1	L2	L3	L4	L5	L6	L7
6,999995061	-20,9999644	34,99988887	-34,99980243	20,99977773	-8,39978663	0,999927396
L1*Y1	L2*Y2	L3*Y3	L4*Y4	L5*Y5	L6*Y6	L7*Y7
-0,00065789	0,000304838	-0,00216934	1,38221E-05	0,000193521	-0,00042344	6,66004E-05
KI0,75						
-0,00267189						

c) Cas de longueur 1.0 mm

point	r(m)	S22(Mpa)	K1®	X
	0	-0,0165872	0	
x1	0,00023122	-0,0161495	-0,00061538	
x2	0,00046243	-0,0127174	-0,00068533	
x3	0,00069364	-0,00947011	-0,00062503	
x4	0,00092486	-0,00539926	-0,00041148	
x5	0,00115607	-0,00629459	-0,00053634	
x6	0,00138729	-0,0044494	-0,0004153	
x7	0,0016185	-0,0056704	-0,00057168	

L1	L2	L3	L4	L5	L6	L7
7,00003388	-21,0000532	35,0001063	-35,0003965	21,0001622	-8,39989534	1,00002977
L1*Y1	L2*Y2	L3*Y3	L4*Y4	L5*Y5	L6*Y6	L7*Y7
-0,00430772	0,014392	-0,02187623	0,01440207	-0,0112632	0,0034885	-0,00057169
KI1,00						
-0,00573628						

d) Cas de longueur de 1.25 mm

point	r(m)	S22(Mpa)	K1®	X
	0	-0,0258907	0	
x1	0,00019997	-0,0226824	-0,0008038	
x2	0,00039993	-0,0139883	-0,00070103	
x3	0,0005999	-0,0114643	-0,00070366	
x4	0,00079986	-0,00946085	-0,00067053	
x5	0,00099983	-0,00921236	-0,00072998	
x6	0,00119979	-0,0102141	-0,00088661	
x7	0,00139976	-0,0114645	-0,00107488	

L1	L2	L3	L4	L5	L6	L7
7,00007693	-21,0001398	34,999985	-34,9999267	21,0000138	-8,39994389	0,99995099
L1*Y1	L2*Y2	L3*Y3	L4*Y4	L5*Y5	L6*Y6	L7*Y7
-0,00562665	0,01472173	-0,02462821	0,02346845	-0,01532966	0,00744747	-0,00107483
KI1,25						
-0,00102169						

e) Cas de longueur de 1.5 mm

point	r(m)	S22(Mpa)	K1®	X
	0	-0,0194744	0	
x1	0,00016872	-0,0270987	-0,00088207	
x2	0,00033743	-0,0189199	-0,00087094	
x3	0,00050615	-0,0172407	-0,00097201	
x4	0,00067486	-0,0136943	-0,00089151	
x5	0,00084358	-0,0110448	-0,0008039	
x6	0,00101229	-0,0102024	-0,00081346	
x7	0,00118101	-0,0100636	-0,00086668	

L1	L2	L3	L4	L5	L6	L7
6,99999506	-20,9999644	34,9998889	-34,9998024	20,9997777	-8,39978663	0,9999274
L1*Y1	L2*Y2	L3*Y3	L4*Y4	L5*Y5	L6*Y6	L7*Y7
-0,00617452	0,0182898	-0,03402036	0,03120269	-0,01688162	0,00683287	-0,00086662
KI1,5						
-0,00161775						

Construisons la courbe d'évolution du facteur d'intensité de contraintes en fonction de la longueur de la fissure :

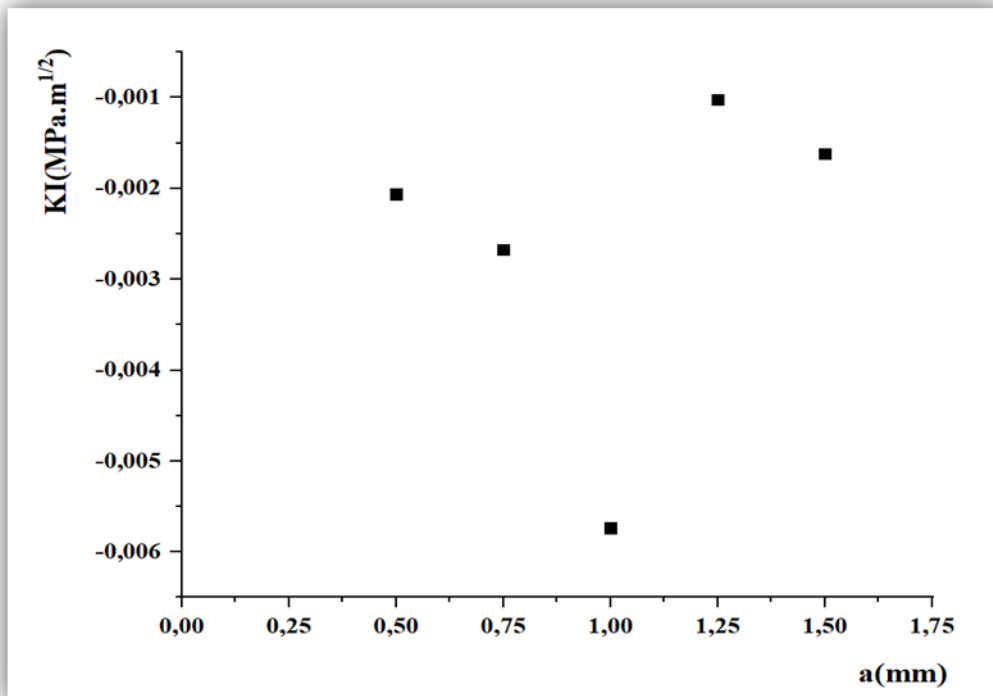


Figure IV.38 : Evolution du facteur d'intensité de contraintes en fonction de la longueur de la fissure.

IV.6. Discussion des résultats :

IV.6.1. Distributions des contraintes :

Pour la distribution des contraintes de longueur de fissure 0.5 mm, on a une faible contrainte de traction d'une valeur $\sigma_{xx} = 6.34$ MPa et une faible contrainte de compression d'une valeur $\sigma_{xx} = -9.86$ MPa.

Pour la distribution des contraintes de longueur de fissure 0.5 mm, on a une faible contrainte de traction d'une valeur $\sigma_{yy} = 11.89$ MPa et une faible contrainte de compression d'une valeur $\sigma_{yy} = -15.73$ MPa.

Pour la distribution des contraintes de longueur de fissure 0.5 mm, on a une faible contrainte de traction d'une valeur $\sigma_{zz} = 11.44$ MPa et une faible contrainte de compression d'une valeur $\sigma_{zz} = -16.84$ MPa.

Pour la distribution des contraintes de longueur de fissure 0.5 mm, on a une faible contrainte de traction d'une valeur $\sigma_{xy} = 3.92$ MPa et une faible contrainte de compression d'une valeur $\sigma_{xy} = -5.06$ MPa.

Pour la distribution des contraintes de longueur de fissure 0.5 mm, on a une faible contrainte de traction d'une valeur $\sigma_{yz} = 7.45$ MPa et une faible contrainte de compression d'une valeur $\sigma_{yz} = -4.94$ MPa.

Pour la distribution des contraintes de longueur de fissure 0.5 mm, on a une faible contrainte de traction d'une valeur $\sigma_{xz} = 2.45$ MPa et une faible contrainte de compression d'une valeur $\sigma_{xz} = -2.46$ MPa.

La même discussion pour les autres cas avec une légère différence des valeurs.

IV.6.2. Evolution de la contrainte σ_{yy} :

a) Suivant la ligne de propagation :

❖ Cas longueur de fissure 0.5 mm

Au point ($r = 0$), $\sigma_{yy} = -0.0098$ MPa, cette valeur est très faible et diminue jusqu'à $\sigma_{yy} = -0.0105$ MPa ($r = 0.25$ mm) ; après elle croit au maximum d'une valeur $\sigma_{yy} = -0.007$ MPa ($r = 1.25$ mm) ; après ca elle diminue jusqu'à $\sigma_{yy} = -0.0135$ MPa ($r = 2.00$ mm).

❖ Cas longueur de fissure 0.75 mm

Au point ($r = 0$), $\sigma_{yy} = -0.012$ MPa, on observe une augmentation jusqu'à $\sigma_{yy} = -0.001$ MPa ($r = 0.30$ mm) ; et une augmentation lente jusqu'à $\sigma_{yy} = 0.001$ MPa ($r = 1.2$ mm).

❖ Cas longueur de fissure 1.00 mm

Au point ($r = 0$), $\sigma_{yy} = -0.0165$ MPa, on observe une augmentation jusqu'à $\sigma_{yy} = -0.005$ MPa ($r = 1.50$ mm) ; et une diminution lente jusqu'à $\sigma_{yy} = -0.006$ MPa ($r = 1.6$ mm).

❖ Cas longueur de fissure 1.25 mm

Au point ($r = 0$), $\sigma_{yy} = -0.026$ MPa, on observe une augmentation jusqu'à $\sigma_{yy} = -0.009$ MPa ($r = 0.9$ mm) ; et une diminution jusqu'à $\sigma_{yy} = -0.011$ MPa ($r = 1.5$ mm).

❖ Cas longueur de fissure 1.50 mm

Au point ($r = 0$), $\sigma_{yy} = -0.0195$ MPa, on observe une diminution jusqu'à $\sigma_{yy} = -0.0248$ MPa ($r = 0.18$ mm) ; puis une augmentation jusqu'à $\sigma_{yy} = -0.011$ MPa ($r = 1.2$ mm).

b) Suivant la ligne perpendiculaire au plan de la fissure :**❖ Cas longueur de fissure 0.5 mm**

Au point ($r = 0$), $\sigma_{yy} = -0.001$ MPa, la valeur de contrainte σ_{yy} est très faible, et croit jusqu'au maximum $\sigma_{yy} = 0.025$ MPa ($r = 25$ mm), et après elle augmente jusqu'à $\sigma_{yy} = -0.005$ MPa ($r = 35$ mm), elle croit jusqu'à $\sigma_{yy} = 0.010$ MPa ($r = 45$ mm), puis elle diminue au minimum jusqu'à $\sigma_{yy} = -0.0075$ MPa ($r = 70$ mm).

❖ Cas longueur de fissure 0.75 mm

Au point ($r = 0$), $\sigma_{yy} = -0.015$ MPa, la valeur de contrainte σ_{yy} est très faible, et croit jusqu'au maximum $\sigma_{yy} = 0.017$ MPa ($r = 25$ mm), et après elle diminue jusqu'à $\sigma_{yy} = -0.007$ MPa ($r = 35$ mm), elle croit jusqu'à $\sigma_{yy} = 0.006$ MPa ($r = 45$ mm), puis elle diminue au minimum jusqu'à $\sigma_{yy} = -0.006$ MPa ($r = 70$ mm).

❖ Cas longueur de fissure 1.00 mm

Au point ($r = 0$), $\sigma_{yy} = -0.017$ MPa, la valeur de contrainte σ_{yy} est très faible, et augmente jusqu'au maximum $\sigma_{yy} = 0.014$ MPa ($r = 10$ mm), et après elle diminue jusqu'à $\sigma_{yy} = -0.006$ MPa ($r = 35$ mm), elle croit jusqu'à $\sigma_{yy} = 0.013$ MPa ($r = 50$ mm), puis elle diminue au minimum jusqu'à $\sigma_{yy} = -0.006$ MPa ($r = 70$ mm).

❖ Cas longueur de fissure 1.25 mm

Au point ($r = 0$), $\sigma_{yy} = -0.0025$ MPa, la valeur de contrainte σ_{yy} est très faible, et croit jusqu'au maximum $\sigma_{yy} = 0.015$ MPa ($r = 25$ mm), et après elle diminue jusqu'à $\sigma_{yy} = -$

0.009 MPa ($r = 35$ mm), elle croit jusqu'à $\sigma_{yy} = 0.013$ MPa ($r = 45$ mm), puis elle diminue au minimum jusqu'à $\sigma_{yy} = -0.007$ MPa ($r = 70$ mm).

❖ **Cas longueur de fissure 1.50 mm**

Au point ($r = 0$), $\sigma_{yy} = -0.002$ MPa, la valeur de contrainte σ_{yy} est très faible, et croit jusqu'au maximum $\sigma_{yy} = 0.017$ MPa ($r = 25$ mm), et après elle diminue jusqu'à $\sigma_{yy} = -0.008$ MPa ($r = 35$ mm), elle croit jusqu'à $\sigma_{yy} = 0.014$ MPa ($r = 45$ mm), puis elle diminue au minimum jusqu'à $\sigma_{yy} = -0.007$ MPa ($r = 70$ mm).

Sur la figure d'évolution du facteur d'intensité de contraintes en fonction de la longueur de la fissure (fig.IV.38), dans les cinq cas on observe que :

Le facteur d'intensité de contraintes est toujours négatif, à cause de la valeur de contrainte σ_{yy} est négative, on aura une compression c'est à dire pas de propagation de la fissure.



CONCLUSION

GENERALE

Dans ce mémoire on s'est focalisé sur l'étude de la possibilité de propagation de la fissure créée préalablement sur l'implant fémoral supposé en alumine (Al_2O_3), pour cela on a survolé la littérature sur l'articulation du genou.

Au moyen du logiciel *SOLIDWORKS*, logiciel de CAO, on a pu construire la géométrie des composants de la prothèse de genou.

Les données ont été insérées dans *ABAQUS*, logiciel de calcul, et on a réalisé la simulation numérique pour différents longueurs de la fissure, les résultats montrent que l'implant fémoral pré-fissuré sous le chargement considéré ne subira aucune propagation de fissure, en d'autres termes il n'y a aucune crainte de fissuration sur l'implant en Alumine.

Dans ce contexte on peut dire que l'Alumine peut être utilisée comme matériau pour la prothèse de genou.



BIBLIOGRAPHIE

Références

- [1] **P. Kamina**, « Précis d'anatomie clinique, Tome1 : Anatomie générale – Membres », Maloine, Paris 2009, 577 p.
- [2] **F.H. Netter**, « Atlas d'anatomie Humaine », ed. Teterboro: Icon Learning Systems. 1997, 415p.
- [3] **Clinique Parisienne de la hanche et du genou**,
<https://www.chirurgie-hanche-genou.fr/anatomie-genou/> 14H43, 05/05/2022.
- [4] **A. Limouni**, Analyse du phénomène tribologique des prothèses par l'approche numérique, Thèse de magistère de l'université de Batna, 2012.
- [5] **Chambat, Neyret**, La prothèse du genou Édition Sauramps Eds - 10/2004.
- [6] **Géraldine Serra- Tosio**, Repères et mesures utiles en imagerie ostéo-articulaire, Édition ELSEVIER-MASSON - 09/2011.
- [7] **Mestar Abdelkader**, Elaboration et Validation d'un Modèle numérique pour le comportement mécanique d'une prothèse du genou, USTOMB Oran, 2014.
- [8] Repères et mesures utiles en imagerie Ostéo-articulaire par Géraldine Serra-Tosio Édition ELSEVIER-MASSON - 09/2011.
- [9] **Pierre Chambat, Philippe Neyret, Gérard Deschamps, Michel Bonnin**, La Prothèse du Genou - 12e Journées Lyonnaises de Chirurgie du Genou, publication : 2006.
- [10] **Philippe Neyret**, Prothèses partielles du genou, Édition ELSEVIER-MASSON- 11/2012.
- [11] **R .LAASRI , A .ABIDI , Y.NAJEB ,M.LATIFI**, L'ostéotomie curviplane dans le traitement des gonarthroses médiales service de traumatologie orthopédie CHU MED VI MARRAKECH MAROC
- [12] **Henri Rouvière, André Delmas**, Anatomie humaine. Descriptive, topographique et fonctionnelle. Membres, 15^{ème} Édition.
- [13] **E. Molina , J. Vanheeghe, A. Defasque, MP. Baron, C. Cyteval**, Imagerie des prothèses du genou, Service d'imagerie médicale Hôpital Lapeyronie CHU Montpellier
- [14] **M.M. ŞOVAR**, “ Du tri-isopropoxyde aux oxydes d'aluminium par dépôt chimique en phase vapeur : Procédé composition et propriété des revêtements obtenus “, Thèse doctorat, institut national polytechnique de Toulouse.

- [15] **Nicolas Salles**, “ Etude des différents polymorphes de l’alumine et des phases transitoires apparaissant lors des premiers stades d’oxydation de l’aluminium. Simulation à l’échelle atomique par un modèle à charges variables en liaisons fortes“, Thèse doctorat, université de Bourgogne. the International Primary Aluminium Institute".
- [16] **I.P.A.I.** Technical Note N°01, 1980, Edited by C.E. Ransley, "environnemental Committee.
- [17] **MESSOUAF Fateh**, **Mémoire de Master Elaboration et caractérisations de l'alumine par sol-gel**, **Université A.MIRA-BEJAIA**, 03 Juillet 2017.
- [18] **Emmanuel Damigos**,_Déshydratation de la boehmite en alumine de transition. Étude thermodynamique et structurale, <https://tel.archives-ouvertes.fr/tel-00845575>, Submitted on 17 Jul 2013.
- [19] **C.R.A. Caltow**, **R. James**, **W.C. Mackrodt**, **R.F. Stewart**, Phys. Rev. B, 1982, 25(2), 1006-26.
- [20] **T.J. Turner**, **J.H. Crawford Jr**, Solide State Commun., 1975, 17, 167-9.
- [21] **B.J. Jeffries**, **J.D. Brewer**, **G.P. Summers**, Phys. Rev. B, 1981, 24(10), 6074-82.
- [22] **Pierre BURTIN**, “Transformation des alumines transition en alumine alpha. Influence d’éléments étrangers sur la stabilité des alumines“, Thèse doctorat St-Etienne.
- [23] https://www.wikiwand.com/fr/Extraction_de_l%27alumine# 11H05, 28/05/2022.
- [24] **François HILD**, DE LA RUPTURE DES MATERIAUX A COMPORTEMENT FRAGILE, Thèse de doctorat, Université Paris 6. (1992).
- [25] **Gilbert VERSIER**, "Biomécanique articulaires" Service de chirurgie orthopédique-Hôpital d'Instruction des armées BEGIN.
- [26] **A. FALLER M. SCHUENKE**, "The human body-An introduction to structure and function" 2004 Thieme.
- [27] **Ingrid SUDHOFF**, "Modélisation géométrique et mécanique de l'appareil locomoteur" Thèse doctorat, L'école nationale supérieure d'arts et métiers-Université de Québec 2007.

- [28] **François PIEDNOIR**, "Pédalier intelligent-La biomécanique du cycliste" 2008.
- [29] **Brice FERNANDEZ**, "Analyse de la marche humaine par ondelettes" L'INRIA RhôneAlpes 2005.
- [30] **Alain Duhamel, P. Devis, L. Lefebvre**, "Etude de la marche a l'aide de l'analyse des données fonctionnelles" CERIM (EA2694), Faculté Médecine, Université de Lille2, France Neuro-physiologie Clinique, CHRU de Lille, France-2006.
- [31] **Laurence CHEZE**, "Analyse de la marche à partir du système NOTION ANALYSIS" Université Claude Bernard, Lyon1.

Résumé

L'articulation du genou paraît complexe du fait qu'elle soit très active et supporte des chargements et des mouvements importants, ce qui montre bien qu'elle est le siège de pathologies assez nombreuses. Le traitement nécessite parfois une intervention chirurgicale soit pour réparer soit pour implanter une prothèse totale. Le succès de l'arthroplastie réalisée dépend de plusieurs facteurs l'un d'eux est bien le bon choix du matériau. La proposition de l'alumine comme matériau alternatif émane du fait de ses avantages mais son inconvénient principal est bien la fragilité c'est dans ce contexte que ce travail a été réalisé. On a conçu la prothèse avec Solidworks et au moyen de Abaqus on a pu réaliser la simulation numérique en considérant un défaut préalable sur l'implant fémoral et en faisant augmenter la longueur de la fissure créée jusqu'à une valeur donnée. Les résultats obtenus montrent que l'alumine se comporte bien du point de vue de fragilité.

Mots Clés : prothèse totale, implant fémoral, pré-fissuré, contrainte, alumine.

Abstract

The knee joint seems complex due to the fact that it is very active and supports significant loads and movements, which clearly shows that it is the site of quite a number of pathologies. The treatment sometimes requires surgery either to repair or to implant a total prosthesis. The success of the arthroplasty performed depends on several factors; one of them is the right choice of material. The proposal of alumina as an alternative material comes from the fact of its advantages but its main disadvantage is the fragility it is in the context that this work was carried out. We designed the prosthesis with Solidworks and using Abaqus we were able to perform the numerical simulation by considering a prior defect on the femoral implant and by increasing the length of the crack created up to a given value. The results obtained show that alumina behaves well from the point of view of fragility.

Keywords: total prosthesis, tibial implant, pre-cracked, stress, alumina.

ملخص

يبدو مفصل الركبة معقدًا نظرًا لحقيقة أنه نشط للغاية ويدعم الأحمال والحركات الكبيرة، مما يدل بوضوح على أنه موقع لعدد كبير من الأمراض. يتطلب العلاج أحيانًا إجراء عملية جراحية إما لإصلاح أو لزرع طرف اصطناعي كامل. يعتمد نجاح عملية تقويم المفاصل على عدة عوامل، أحدها هو الاختيار الصحيح للمادة. يأتي اقتراح الألومينا كمادة بديلة من حقيقة مزاياها ولكن عيبها الرئيسي هو هشاشتها وفي هذا السياق تم إنجاز هذا العمل. لقد صممنا الطرف الاصطناعي باستخدام سولدوركس وباستخدام ابيكس تمكنا من إجراء المحاكاة العددية من خلال النظر في عيب سابق في الغرسة الفخذية ومن خلال زيادة طول الشق الذي تم إنشاؤه إلى قيمة معينة. أظهرت النتائج التي تم الحصول عليها أن الألومينا تتصرف بشكل جيد من وجهة نظر الهشاشة.

الكلمات المفتاحية: طرف اصطناعي كامل، الغرسة الفخذية مشقوق مسبقًا، اجهاد، الألومين.