

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



**UNIVERSITE SAAD DAHLEB BLIDA**  
**FACULTE DE TECHNOLOGIE**  
**DEPARTEMENT DE GENIE MECANIQUE**

**Mémoire de fin d'étude**

**En vue de l'obtention du diplôme master en Génie Mécanique**

**Option :**

**Fabrication Mécanique et Productique « FMP »**

**Thème :**

**Conception complète d'une Prothèse de Hanche destiné par moulage et l'injection plastique**

**Présenté par :**

SALEM BOUKHATECHE Fateh

TELHA Houda

GUELLIL Ibtissem

**Encadré par :**

MR.ABADA

**Co-promoteur :**

TAKDENTI Mourad

**Année Universitaire : 2021/2022**

## **REMERCIEMENTS**

**A la fin de ce travail, nous remercions d'abord Dieu qui nous a donné la force et le courage de poursuivre nos études et d'atteindre À ce stade, nous sommes tous accrochés aux parents qui nous ont beaucoup soutenus le long de notre parcours. Un grand merci à mon encadreur Mr. ABADA Qui nous a beaucoup aidés, soutenus et amenés à cet objectif niveau et ses excellents conseils, surtout le temps qu'il passe Avec notre patience et la sienne, nous ne pourrions pas faire cela sans lui travail et sa confiance en nous. Nous tenons également à remercier les membres du jury C'est un honneur de revoir ce travail. Enfin, nous remercions ceux Peu importe à quelle distance ou à proximité, ce travail est effectué à l'aide de ne pas oublier l'intention initiale Des enseignants qui contribuent à notre formation.**

## **Dédicaces 1**

**A mes très chers parents, source de vie, d'amour et d'affection.**

**Hommage à mon grand-père, à mes chères sœurs NOUSSAIBA et NIHEL, source de joie et de bonheur.**

**A mes grandes mères, à mes tante BOUTHEINE et ATIKA, à mes oncles à tonton AMINE.**

**A toute ma famille, source d'espoir et de motivation.**

**A HOUDA chère amie avant d'être binôme.**

**A vous cher lecteur.**

**GUELLIL IBTISSEM**

## **Dédicace 2**

Je dédie ce travail .....

Dieu est le créateur de la vie et le bonheur. A ma chère mère HADJER et mon père ALI, en témoignage de leur affection, leurs sacrifices et leurs précieux conseils qui m'ont conduit la réussite dans tous ce que je fais ; à mes frères WALID, DJALAL, mon beau-frère SAMI, Et mes sœurs KENZA et KHADIDJA et ma belle-sœur HADJER et mes nièces adorées NILAY et DANIA, à IBTISSEM chère copine avant d'être binôme

A tous mes proches, à tous ce qui m'ont aidé afin de réaliser ce travail.

TELHA HOUDA

# TABLES DES MATIERES

Liste de figures

Liste des tableaux

Introduction générale

## CHAPITRE I

### GÉNÉRALITÉS SUR LES PROCÉDES DE TRANSFORMATION DE MATIÈRES PLASTIQUE

<b>I.1.Introduction .....</b>	<b>3</b>
<b>1.2Biomatériaux .....</b>	<b>3</b>
1.2.1 Métaux.....	4
1.2.2 Céramiques.....	4
1.2.3 Polyéthylènes.....	5
<b>1.3 Mise en forme des matières plastiques.....</b>	<b>5</b>
<b>1.4 Moulage par injection.....</b>	<b>5</b>
1.4.1 Description d'une presse à injecter .....	6
1.4.2 Différentes parties d'une presse à injection.....	7
1.4.3 ELEMENTS CONSTITUTIFS DU MOULE .....	9
<b>I.5 Conclusion .....</b>	<b>14</b>

## CHAPITRE II

### MODELISATION GEOMETRIQUE DE LA PROTHESE DE HANCHE

<b>II.1.Introduction .....</b>	<b>15</b>
<b>II.2.Définitions de base.....</b>	<b>15</b>
II.2.1 Labiomécanique .....	15
II.2.2. L'arthroplastie .....	15
II.2.3 Prothèses orthopédiques .....	16
<b>II.3. La Prothèse de hanche complète.....</b>	<b>17</b>
II.3.1. Prothèses de hanche cimentées et non cimentées .....	18
II.3.2. Durée de vie de la prothèse.....	18

<b>II.3.3 Problèmes mécaniques tardifs des prothèses de hanche.....</b>	<b>19</b>
II.3.3.1 Usure.....	19
II.3.3.2 Desserrage.....	19
<b>II.4. Choix du modèle.....</b>	<b>20</b>
<b>II.5. Modélisation.....</b>	<b>20</b>
II.5.1. Machines à mesurer tridimensionnelles (MMT).....	21
II.5.2. Principe de la machine à mesurer tridimensionnelle.....	22
II.5.3. <b>Mesure tactile.....</b>	<b>24</b>
II.5.3.1 Palpeur pour machines-outils.....	24
<b>II.6. Description du Traitement des mesures sur MMT .....</b>	<b>24</b>
II.6. Positionnement Pour mesuré.....	24
<b>II.7. Conclusion.....</b>	<b>27</b>

## CHAPITRE III

### Conception et modélisation du moule par CAO

<b>III.1. Fonction d'alimentation .....</b>	<b>28</b>
III.1.1 Général.....	28
<b>III.2. Bilan Thermique.....</b>	<b>29</b>
III.2.1. Fonction de refroidissement.....	29
III.2.1.1 Problèmes thermiques .....	29
III.2.2.1 Loi de refroidissement.....	29
<b>III.3. Conception d'un moule.....</b>	<b>30</b>
III.3.1 Technique de conception.....	31
III.3.2 Méthodes et matériels.....	31
III.3.3 Conception de l'empreinte .....	31
<b>III.4. Moulage par injection.....</b>	<b>34</b>
III.4.1. Etapes de moulage.....	34
<b>III. 5. Définition de la CAO.....</b>	<b>35</b>
III.5.1. Les nombreuses facettes de la CAO .....	35
III. 5.2. Description sur l'outil CAO SolidWorks .....	36
III.5.3. Dessin d'un moule de la prothèse de hanche avec SolidWorks .....	36
<b>IV. Mastercam.....</b>	<b>52</b>
<b>V. Conclusion.....</b>	<b>75</b>
<b>Conclusion générale.....</b>	<b>76</b>

## • Listedesfigures

<b>Fig.I.1</b>	Un exemple d'une prothèse en métaux .....	4
<b>Fig.I.2</b>	Dent résineoucéramique.....	5
<b>Fig.I.3</b>	Schéma d'une machine d'injection moulage.....	6
<b>Fig.I.4</b>	Mécanisme de l'avancement et reculement du moule.....	7
<b>Fig.I.5</b>	Machine de moulage par injection – Unité d'injection.....	7
<b>Fig.I.6</b>	Machine de moulage par injection – Unité de serrage.....	8
<b>Fig.I.7</b>	Présentation de moule.....	9
<b>Fig.I.8</b>	Base d'un moule.....	9
<b>Fig.I.9</b>	Moule avec empreint.....	10
<b>Fig.I.10</b>	Plan de joint.....	11
<b>Fig.I.11</b>	La mise en contact.....	12
<b>Fig.I.12</b>	Bloc Empreinte mobile.....	12
<b>Fig.I.13</b>	Les canaux du moule.....	13
<b>Fig.II.1</b>	Traitementd'opération.....	16
<b>Fig.II.2</b>	Prothèsetotale de hanche.....	17
<b>Fig.II.3</b>	Prothèse totale de hanche cimentée.....	18
<b>Fig.II.4</b>	Modèle de la prothèse de hanche en acier inoxydable.....	20
<b>Fig.II.5</b>	Dimension de la tête fémorale col et tige.....	21
<b>Fig.II.6</b>	MMT de marque WENZEL modèle G90C ERIS Batna.....	22
<b>FigII.7</b>	Principe des MMTs .....	23
<b>FigII.8</b>	Point saisi, point mesuré.....	23
<b>FigII.9</b>	Les palpeurs HEIDENHAIN.....	24

<b>Fig.II.10</b>	Positionnement de la prothèse sur un marbre.....	25
<b>Fig.II.11</b>	La mise en contact.....	25
<b>Fig.II.12</b>	Changement de la position de la prothèse.....	26
<b>Fig.II.13</b>	Résultats de mesure.....	26
<b>Fig. III .1</b>	Canaux d'alimentation.....	28
<b>Fig. III. 2</b>	Canal de carotte.....	28
<b>Fig.III.3</b>	Moule d'injection plastique.....	30
<b>Fig.III.4</b>	Noyau et empreinte d'un moule de prothèse.....	31
<b>Fig. III.5</b>	Modèle de départ.....	32
<b>Fig. III.6</b>	Empreinte inférieure (noyau).....	33
<b>Fig.III.7</b>	Empreinte supérieure (empreinte).....	33
<b>Fig.III.8</b>	Moulage par injection.....	35
<b>Fig.III.9</b>	Dessin Technique d m de prothèse destiné par solidworks.....	36
<b>Fig.III.10</b>	Fig.III.10 Mise en plan de la prothèse.....	37

## Introduction général :

Le marché mondial des prothèses totales de hanche (PTH) a Peut-être plus de 500 modèles différents, dont au moins 200 Le marché français, dont nous dépendons inexorablement. Tous ces modèles, bien que forme différente, très similaire, matériaux utilisés ou leurs revêtements de surface. Au cours des dix dernières années, près Aucune innovation de rupture dans l'arthroplastie totale de la hanche De nombreuses "nouvelles" prothèses fabriquées de cette manière sont Les marchés font rarement l'objet d'une recherche clinique complète et rigoureuse. Dans le cadre du développement de nouveaux implants, notamment en Concevoir une nouvelle géométrie, il pourrait être amusant d'avoir un outil prédictions précliniquescomportement et performances Cette prothèse survit jusqu'à ce que des ressources importantes soient consacrées à la recherche clinique Mais finalement indispensable. La modélisation numérique vise à présenter Modèle numérique 3D de prothèse totale de hanche développé pour lui permettre d'être utilisé comme « banc d'essai » préclinique capable de Prédire le comportement biomécanique à court et à long terme avant les implants Ne pas mettre sur le marché.

Cette nouvelle approche peut faire partie des exigences Homologation de nouvelles prothèses au même titre que les essais Expérimentation de matériaux prothétiques. Avec le développement des ordinateurs, les méthodes numériques sont devenues comme complément nécessaire à la méthode expérimentale Traditionnellement utilisé pour analyser le mouvement des solides déformables, en particulier lorsque : – La géométrie de ces objets est complexe, – La déformation qu'ils subissent est importante et le matériau constitue un comportement non linéaire, – La charge appliquée est dynamique. L'application de ces méthodes en biomécanique, en particulier Les prothèses articulaires sont simples car les solides déformables sont Les structures osseuses et les formes d'implants sont complexes car L'interface os-implant est hautement non linéaire et les charges appliquées sont Dynamique.

Les modèles numériques consistent d'une part à représenter géométriquement un Configuration de la prothèse osseuse, d'autre part établissant les lois mécaniques qui la régissent Comportement en tant que solide déformable soumis à un ensemble de forces. Comme le problème est complexe et qu'il n'y a pas de solution analytique, Il doit être décomposé en un ensemble de "sous-problèmes" est utilisée à l'aide d'un logiciel de programmation CNC MasterCAM. Ici Pour que nous nous donnions le défi de concevoir une prothèse nouvelle et différente En forme (pas trop gênant) et en matériau à mémoire de forme (polymère).

Ce travail est organisé autour de trois chapitres :

Le premier chapitre présente quelques informations générales sur les polymères, suivies d'une introduction au processus de conversion du plastique.

Le deuxième chapitre est consacré à la description et à la conception des prothèses de hanche, car le développement durable vise à assurer un plus grand bien être humain.

Troisième chapitre nous avons Conception et modélisation du moule par CAO.

# Chapitre I : Modélisation Géométrique de la prothèse de hanche

## I.1 Introduction :

Les polymères sont omniprésents en odontologie, que ce soit en odontologie conservatrice comme matériaux de reconstitution ou en prothèses comme matériaux d'infrastructure, cosmétiques ou à empreinte. Ils rentrent également dans la constitution de cires ou des fils de sutures. Les mécanismes d'action de ces polymères au contact des différents tissus bucco-dentaires font appel à une stratégie chimique de plus en plus élaborée pour tenter de répondre convenablement et durablement à des conditions cliniques variées.

Pour mettre en œuvre correctement ces matériaux, il est important de connaître leur mécanisme de réaction avec leurs avantages et leurs inconvénients spécifiques.

Dans ce chapitre, nous allons essayer de couvrir les définitions de base des polymères, des biomatériaux, et un résumé des procédés de transformation plastique.

## I.2 Biomatériaux :

Selon la conférence de consensus de Chester (1991) organisée Chester par la Société Européenne pour les Biomateriaux est considéré comme biomatériau « tout matériau qui interagit avec les systèmes biologiques pour évaluer, traiter, renforcer ou remplacer un tissu, organe ou une fonction de l'organisme ».

Il est convenu qu'un biomatériau peut être en contact avec un tissu du corps humain de manière continue ou intermittente afin de remplacer ou de restaurer une ou plusieurs fonctions. Dans cette définition, quelque peu restrictive, sont exclus les instruments chirurgicaux et les prothèses externes, tels les membres artificiels. La définition d'un biomatériau n'inclut pas uniquement les biomatériaux artificiels qui sont construits à base de métaux ou de céramique. Un biomatériau peut aussi être une autogreffe, allogreffe ou xélogreffe utilisée comme une transplantation de matériaux. Cette définition appelle les commentaires suivants : le biomatériau n'étant pas un médicament, il n'est pas soumis aux mêmes exigences administratives, il doit cependant s'intégrer dans une procédure d'autorisation de mise sur le marché (AMM) qui à l'heure des procédures communautaires européennes implique le marquage CEE. La notion d'utilisation temporaire permet d'intégrer sous une même définition des éléments prothétiques dont l'ambition est d'être implantée le plus longtemps possible et des membranes d'hémodialyse en contact avec le sang

Il existe plusieurs types de prothèses visant à remplacer des articulations : la cheville, le genou, la hanche, le pouce, le poignet, le coude et l'épaule. La hanche et le genou sont les articulations qui sont les plus remplacées. Nous allons nous intéresser uniquement à la prothèse de hanche. En effet, 450 modèles différents de prothèse totale de hanche sont disponibles sur le marché. Il existe un très grand nombre de combinaisons de matériaux et d'assemblages.

Pour réaliser une prothèse on est obligé d'utiliser les matériaux de la famille est : les métaux,

Les céramiques et les polyéthylènes [3]

### 1.2.1 Les métaux

Les métaux les plus couramment utilisés sont l'acier inoxydable, les alliages chrome-cobalt et l'alliage de titane. Les tiges fémorales pour prothèses non cimentées sont généralement en titane. Cet alliage a une excellente biocompatibilité. Il montre également une corrosion importante et une haute résistance mécanique. Pour les tiges collées, les alliages cobalt-chrome sont les plus courants. Semble être le meilleur adapté. L'utilisation de métaux crée un "effet de batterie" dans le corps du patient. En effet, les métaux forment entre eux une paire redox et ont donc un effet bipolaire. Pour éviter ce problème, les pièces sont revêtues en surface. Métallique.[2]

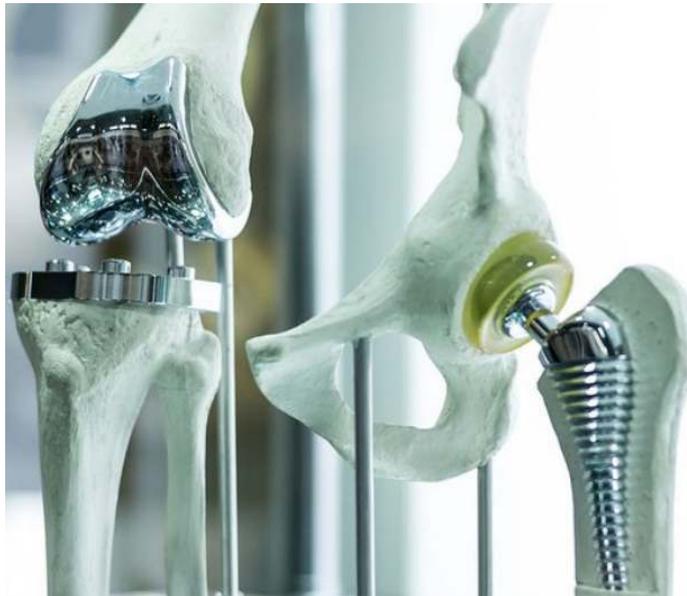


Fig. I.1. Un exemple d'une prothèse en métaux [I]

### 1.2.2 Céramique :

Il existe deux principaux types de céramiques utilisées en orthopédie, Zircon (zircon) et céramique d'alumine (alumine) Bon Appartenant à la famille des céramiques, ces deux matériaux ont un système cristallin et propriétés très différentes.

- L'alumine est une céramique monophasique stable, un seul type d'arrangement moléculaire est possible.
- La zircon est un céramique triphasique, trois types de réseau cristallin sont possibles en fonction de nombreux paramètres (température, procédé de fabrication, additif, etc....)

Le résultat en utilisant la céramique en prothèse a donné :

- Une excellente bio compatibilité.
- Une dureté très élevée.



Fig.I.2 Dent résine ou céramique [1]

### **I.2.3 Polyéthylène :**

Le polyéthylène (PE) est le principal polymère utilisé dans les applications orthopédiques.

Le polyéthylène reste le matériau le plus largement utilisé en raison de son faible coût et de sa facilité de traitement fabrication. En effet, la fixation cimentée du polyéthylène directement dans l'os assure que Meilleure résistance à l'abrasion que les fixations non maintenues dans des coupelles arrière en métal ciment.

Les premières traces de polyéthylène ont été décelées en 1933, le produit de départ est l'éthylène[5]

Obtenu :

- 1- Soit par rectification des gaz au four à coke.
- 2- Soit par craquage d'hydrocarbure plus ou moins légers.

### **1.3. Mise en forme des matières plastiques :**

Les matières organiques sont utilisées depuis longtemps dans l'industrie Basé principalement sur la chimie du carbone, utilisé dans plusieurs champs.

Mais les polymères n'ont pas la même forme que d'autres matériaux plus anciens (fer, cuivre, acier,...), il existe de nombreuses méthodes et techniques de mise en forme de ce polymère.

Parmi ces méthodes :

- Extrusion des thermoplastiques
- Calandrage
- Thermoformage
- Compression-Transfert :
- Injection des thermoplastiques
- Injection multipage des thermoplastiques
- Injection-soufflage
- Injection des thermodurcissables

- Moulage par rotation (roto moulage)

## 1.4 Moulage par injection :

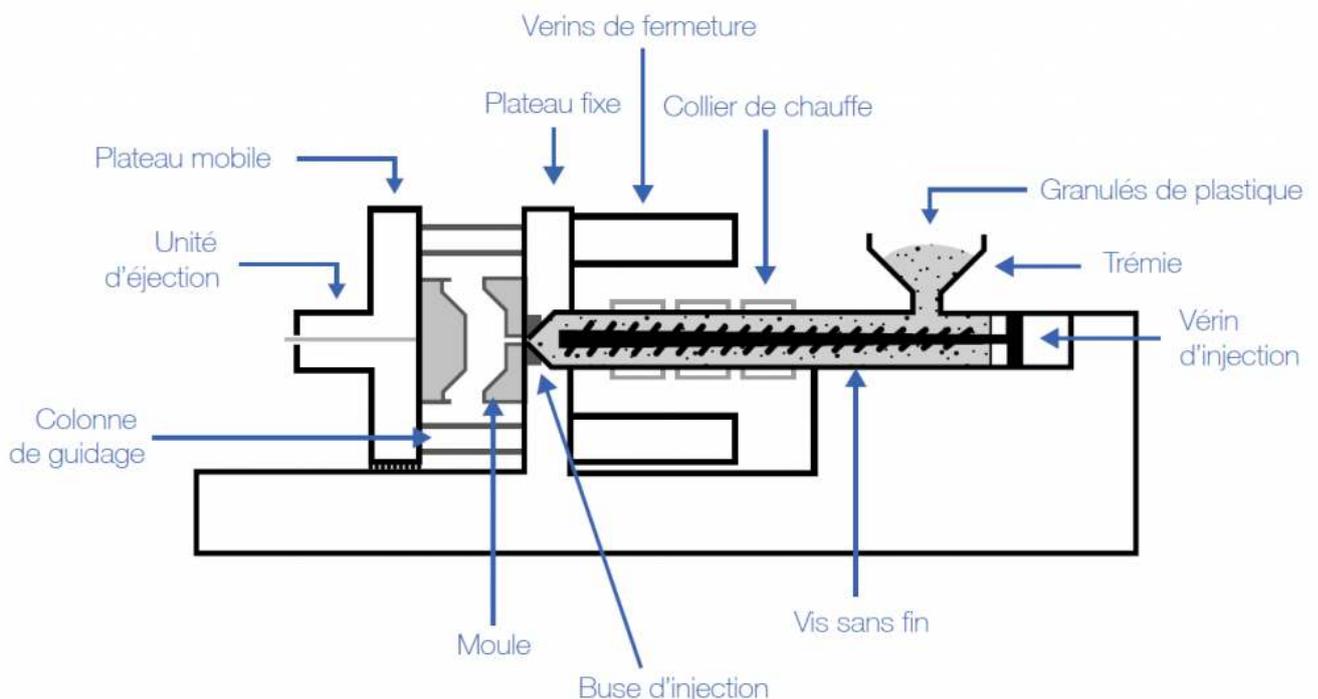
Les machines employées en injection plastique sont des presses à injecter. Elles sont utilisées pour des productions de grandes et très grandes séries allant jusqu'à plusieurs milliers de pièces. Les matériaux principalement employés sont les plastiques et les élastomères. [3]

### 1.4.1 Description d'une presse à injecté :

Une presse à injecter, ou machine d'injection moulage, est constituée de deux unités principales : l'unité d'injection, ou de plastification, et l'unité de moulage (moule et système de fermeture).

Le fonctionnement d'une presse à injecter pour la production de pièces est relativement simple : des granules de 2 à 3 mm de plastique sont d'abord versés dans la trémie. Ensuite, cette matière est ramollie en étant portée à 200 °C – 250 °C grâce à l'action combinée de la friction de la vis et des colliers de chauffe. La matière ainsi malléable est poussée vers la buse puis injectée dans le moule grâce au vérin d'injection. La pression d'injection peut atteindre 2 500 bars. La matière se répartit de façon homogène dans la cavité de l'outillage pour prendre sa forme définitive.

La pièce est ensuite refroidie en quelques secondes entre 50°C et 80°C afin de la solidifier.

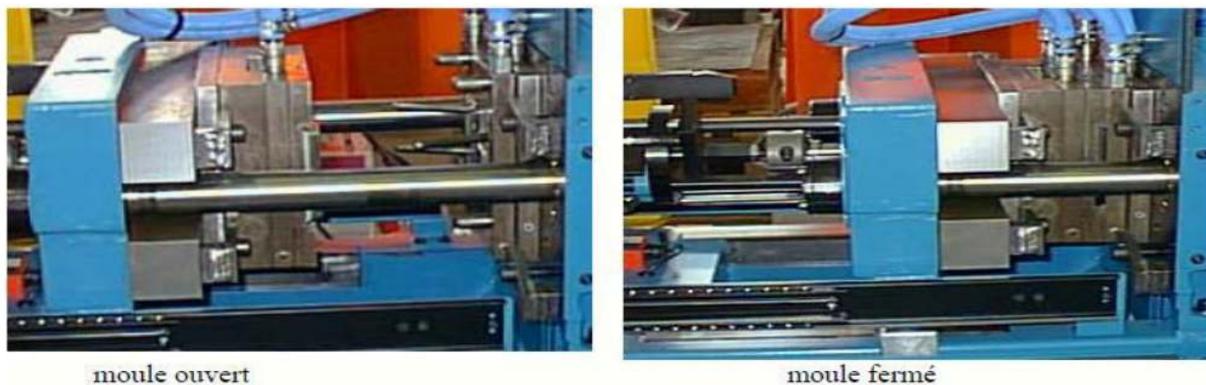


**Fig. I.3. Schéma d'une machine d'injection moulage**

Les principales considérations pour la transformation des (thermoplastiques) sont ce qui suit :

- 1- Une conception appropriée (bien étudiée) assure la résistance nécessaire pour résister aux hautes pressions
- 2- qualité correcte des matériaux de construction du moule, en particulier dans ce cas Résine renforcée.
- 3- Concevoir correctement le chemin d'écoulement de la résine pour la détourner vers Emplacement correct dans la chambre.

La durée totale du cycle de moulage peut varier de deux secondes à plusieurs minutes, et implique plusieurs pièces allant d'une à des dizaines, chacune éjectée Moulage. La vitesse du cycle de moulage peut être limitée par la capacité transfert de chaleur à partir du moule, à l'exception de l'ouverture-fermeture du moule ou La capacité de laminage de la machine est limitée. Initialement, la matrice est fermée et la vis est vissée escarpée. Une certaine quantité de polymère fondu s'accumule à l'extrémité de la vis (Figure I.4) Le béliet fait avancer la vis qui pousse le polymère dans le moule et remplit la cavité.



**Fig. I.4. Mécanisme de l'avancement et reculement du moule.[4]**

## **1.4.2 Différentes parties d'une presse à injection :**

### **a. Unité d'injection :**

L'unité d'injection est responsable de l'échauffement et de l'injection de la matière du polymère dans un moule. La première partie de cette unité est appelée trémie, elle est construite de façon à contenir une grande quantité de granulés du polymère. Pour le fonctionnement de la trémie, on entame un premier processus de l'opération et qui consiste à alimenter la machine en matière première. Une fois le mécanisme de ce système enclenché, on chauffe la matière jusqu'à liquéfaction du polymère. On assure ensuite l'injection du polymère « liquéfié ». La poussée de la matière est réalisée par un arbre filtré appelé vis avec des gradations de diamètre pour chaque longueur importante, ce dernier aide l'augmentation de la force de poussée de la matière jusqu'au seuil d'injection.

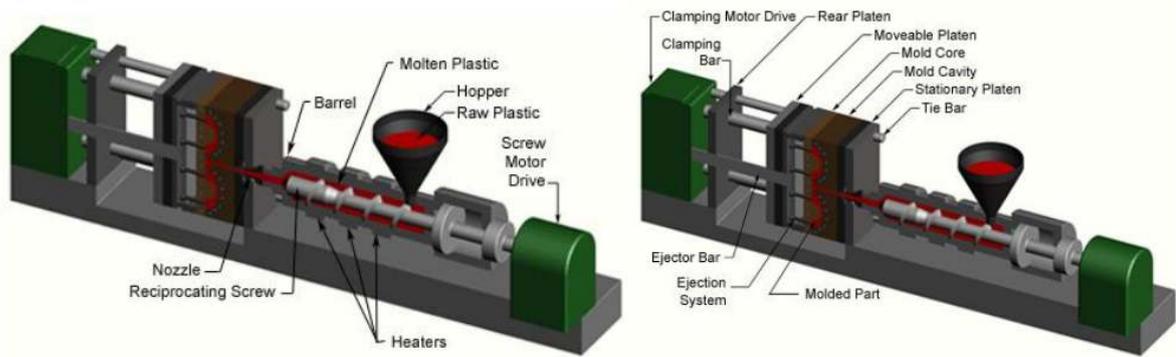


Fig. I.5. Machine de moulage par injection – Unité d'injection [4]

**b. Unité de serrage :**

Il y a deux éléments de serrage avant l'injection du polymère fondu dans le moule L'intégration dans la machine doit être envisagée lors de la fermeture du moule, un L'un est fixé à l'injecteur et l'autre est mobile pour assurer une meilleure obturation.

Le serrage hydraulique est entraîné par un moteur qui pousse le plateau mobile vers Fixez le plateau et appliquez suffisamment de force pour maintenir le moule fermé. Tout le matériau est ensuite injecté et refroidi.

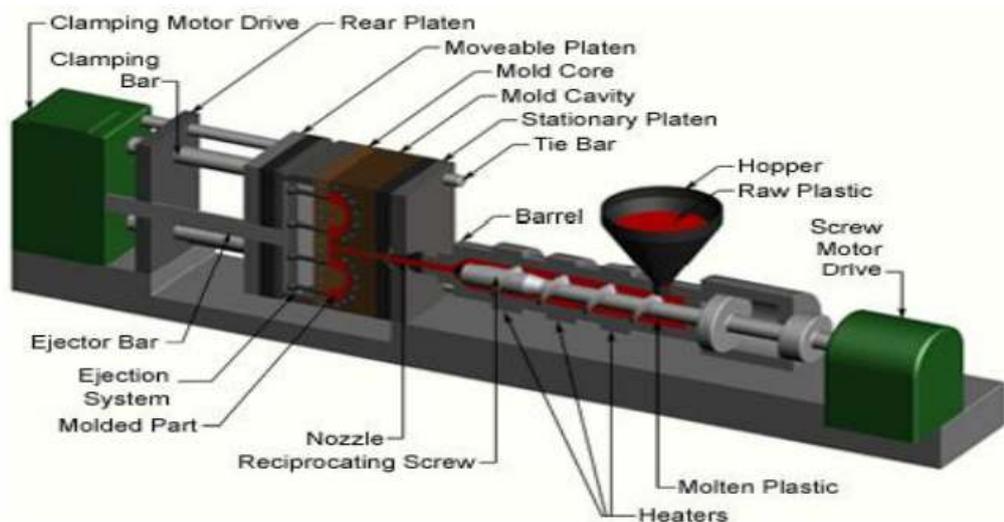


Fig. I.6 Machine de moulage par injection – Unité de serrage.[4]

Le moulage par injection se fait à l'aide de machines en acier ou en aluminium, et Plusieurs composants, avec deux parties essentielles : le cylindre de plastification, et mouler. Le cylindre transforme le polymère liquide en forme granulaire sous certaines conditions "Résister" au chauffage à haute température jusqu'au seuil d'éjection. Le moule subit les opérations suivantes.

- 1-Fermez le moule après avoir reçu le polymère fondu.
- 2- Remplir le moule de polymère fondu.

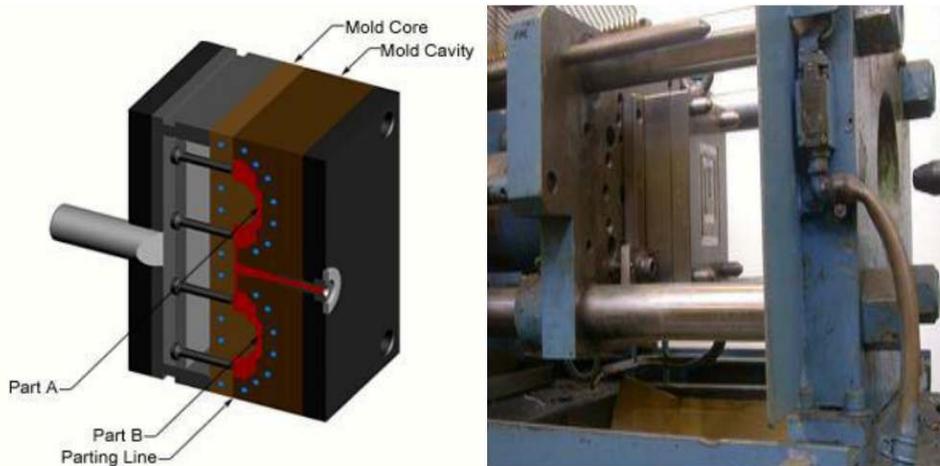
3- Refroidir périodiquement le matériau dans le moule, et Étape par étape pour assurer la production en série du modèle souhaité.

**d. Le moule :**

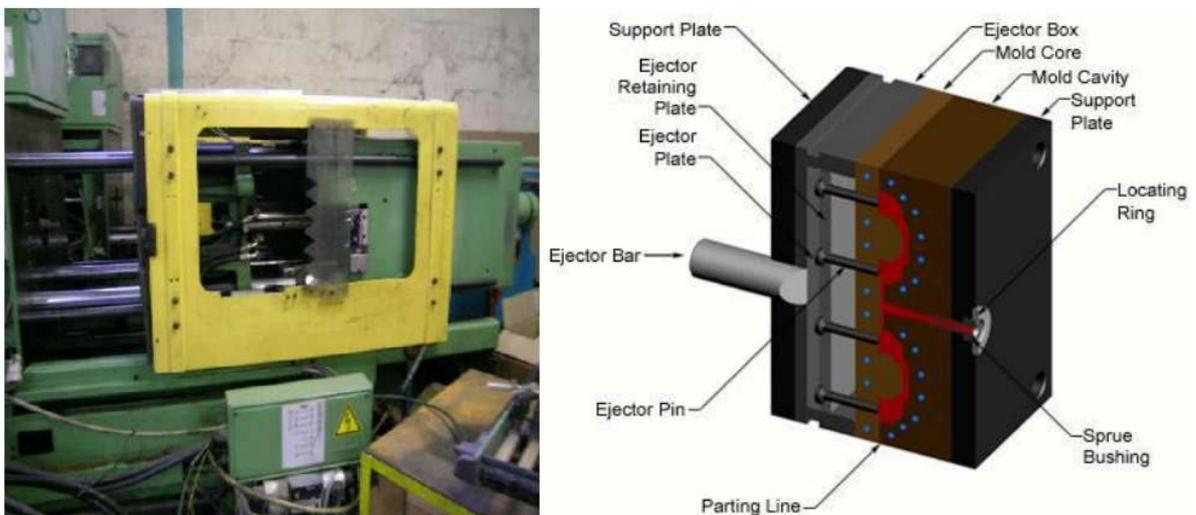
La conception du moule affecte de manière décisive la qualité et l'économie de la pièce injection. Aspect, résistance mécanique, ténacité, taille, forme et Le coût dépend de la qualité du moule.

Le corps de moule et la cavité de moule sont montés séparément et partagés sur les deux parties Déplacer et réparer les moules.

A la fin de l'injection de polymère fondu dans l'empreinte du moule, la pièce est obtenue lorsque sa forme complète. Pour l'éjecter il faut activer l'axe d'éjection avec le plateau qui fait reculer la pièce en trouvant sa place.[6]



**Fig. I.7 présentation de moule [4]**

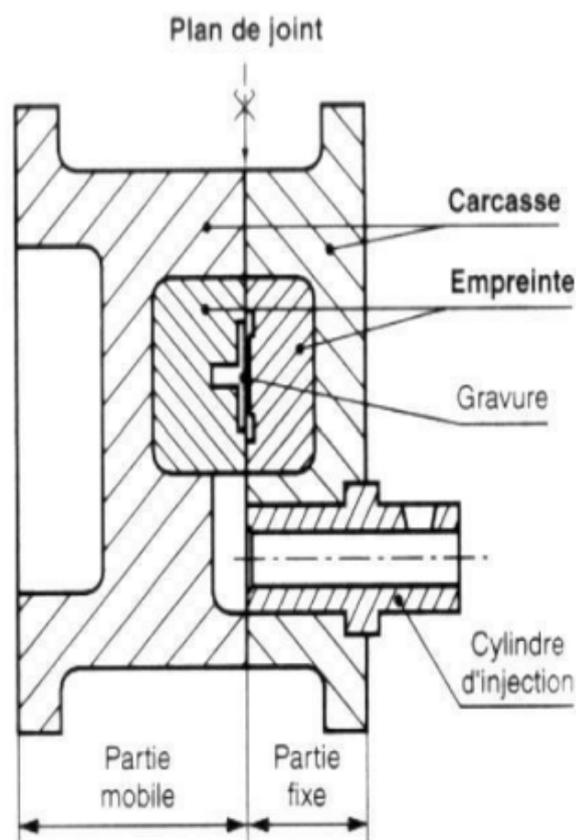


**Fig.I.8.Base d'un moule [4]**

**1.4.3 ELEMENTS CONSTITUTIFS DU MOULE :**

Les moules à injection ou à pression sont Généralement de grande taille, coupé en différents Éléments:

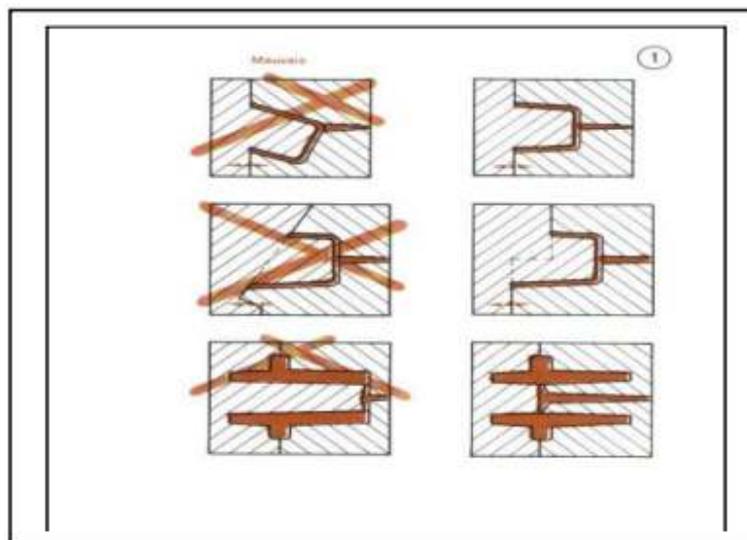
- La carcasse supporte et supporte tous pièces de moules;
  - ils assurent l'incrustation des blocs de l'empreinte.
  - ils guident et bloquent les noyaux.
  - ils guident les injecteurs.
  - ils permettent de guider douilles ou cylindres injection.
  - ils réalisent le plan de connexion de la filière.
  - ils assurent la fixation du moule sur la palette machine.
  - ils garantissent le positionnement des deux parties du moule, l'une avec une autre.
- 
- Ils doivent avoir une surface suffisante pour éviter toute déformation et toute saillie Alliage hors moule lors de l'injection. [2]
  - ils sont en acier moulé.



**Fig.I.9. moule avec empreint.**

**a. PLAN DE JOINT :**

La surface de séparation est la surface qui sépare les parties mobiles et fixes du moule. Lorsqu'il est fermé, le joint et son doit être scellé La possibilité d'être choisi dépend de Former et fabriquer des moules pouvant devenir très délicat Il y a peu de compatibilité avec ce que la pièce a à offrir.



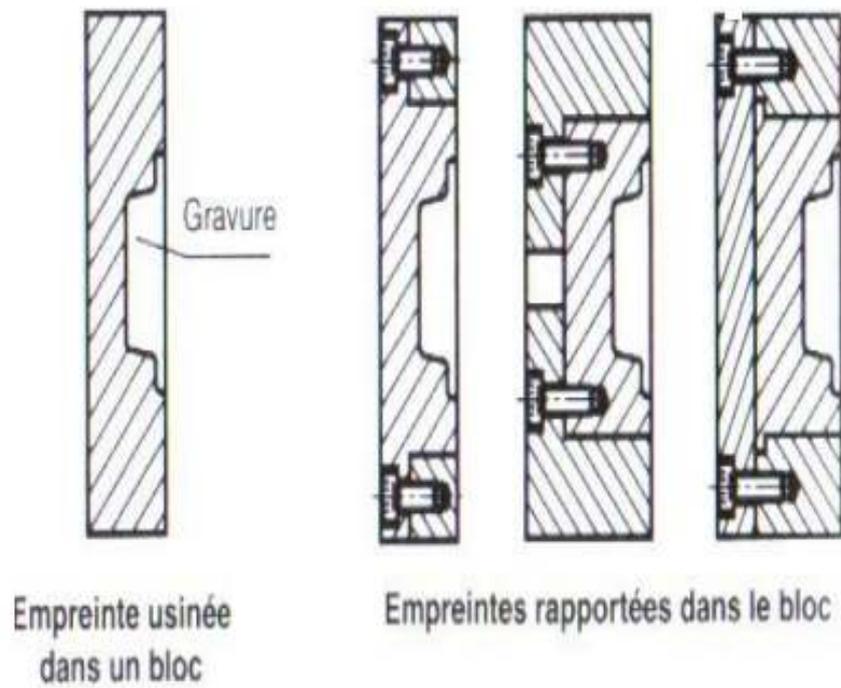
**Fig.I.10. plan de joint**

**b. EMPREINTE :**

Les blocs en retrait contiennent une gravure ou relief, représentant la forme de la pièce à mouler :

- Ils contiennent des injecteurs.
- Ils guident les noyaux et les broches.
- ils aident à accélérer le durcissement Les clusters sont coulés à travers des circuits internes refroidir.
- Les blocs sont en acier allié forgé, trempé le revenu.

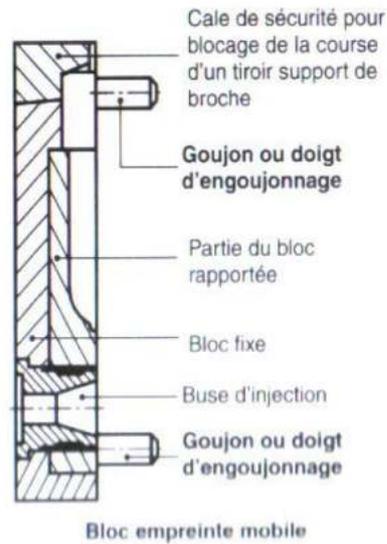
- Ils sont conçus pour effectuer 200 000 à 300 000 injections.
- Trois regarnissages ont été effectués dans la vis de filière.



**Fig.I.11. empreinte**

**c. GOUJON :**

Le repérage de positionnement de deux parties de moule est réalisé par quatre doigts d'engoujonnage avec une haute précision de réalisation.



**Fig.I.12. Bloc Empreinte mobile**

#### **d. NOYAUX :**

Le noyau est la partie mobile du moule qui permet d'obtenir une cavité dans le moule Pièces ou contre-dépouilles, noyaux de petite taille appelés tiroirs, mobilité Le noyau est sécurisé par un vérin hydraulique qui permet au noyau de se déplacer Guidé par le curseur.

Positionnement et stabilité des noyaux, leur pression isostatique est importante pour la précision et la géométrie de coulée.

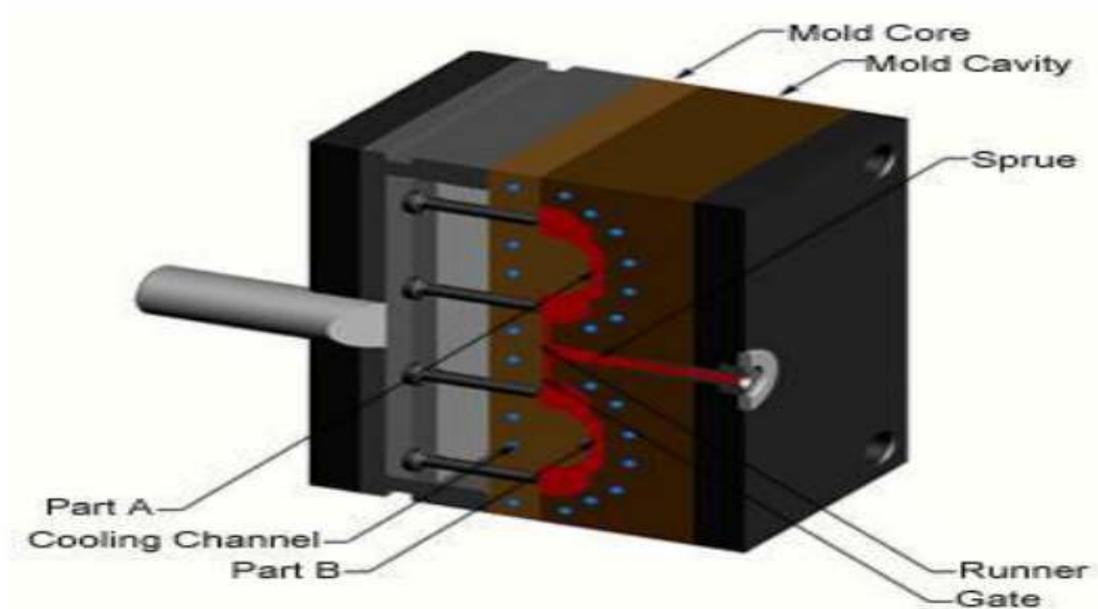
Ces critères sont déterminés en sélectionnant le type de travée, la taille, la nature Importance et disposition des déblais, refonte et comblement des lacunes

#### **e. Canaux de refroidissement :**

Le polymère fondu s'écoule dans la cavité du moule, fonctionnant à partir d'un seuil d'injection qui dirige le fluide vers le moule. Pour assurer le refroidissement, plusieurs canaux sont utilisés, ceux-ci entourent le moule. A la fin du remplissage, le polymère fondu pénètre dans la cavité du moule par une entrée qui dirige le flux de chaleur. En raison des canaux de refroidissement.

Le polymère fondu se solidifie et la pièce moulée doit être évacuée au moyen d'un éjecteur.

Les canaux chauds sont utilisés pour réaliser la transformation de substances solides en liquides.[5]



**Fig.1.13 Les canaux du moule**

### **I.5.Conclusion :**

En conclusion Comme nous venons de le voir, les polymères sont un matériau très important d'un certain point de vue. Vue fonctionnelle, notamment dans le domaine de la biomécanique. Dans le prochain chapitre de cet article, nous nous efforcerons de fournir une introduction complète à la conception des prothèses de hanche.

# **CHAPITRE II : MODELISATION GEOMETRIQUE DE LA PROTHESE DE HANCHE :**

## **II.1. INTRODUCTION**

Nous nous intéressons à la conception de moules dans le cadre de cette étude  
Les prothèses de hanche comme durabilité visent à assurer un plus grand bien  
Devenir humain. Cette prothèse est vraiment conçue pour donner les moyens au patient  
Améliorer efficacement la qualité de vie au quotidien.

## **II.2. Définitions de base**

### **II.2.1 La biomécanique**

La biomécanique est une discipline de bio-ingénierie dont le but est d'appliquer  
Principes du génie médical et procédures de conception.

La biomécanique considère que les os et les muscles du corps humain sont structure mécanique pouvant supporter un certain déplacement. Il comprend une analyse démarche humaine et étude du stress sur les tissus et les os dans le processus ACCIDENT. Le génie biomécanique est également lié à la circulation sanguine,

Mécanisme de respiration et échange d'énergie dans le corps.

Les applications vont du développement de ceintures de sécurité à

Conception et fabrication d'automobiles jusqu'aux machines cœur-poumon. L'un des premiers

Le développement est un poumon de fer (appareil respiratoire artificiel).

Le génie biomécanique jette également les bases de la recherche sur les implants.

Prothèse. Par exemple, les prothèses de bras alimentées par de petits moteurs

L'électricité et les signaux bioélectriques contrôlés par les muscles sont donnés aux enfants

Nés sans armes avec une apparence presque normale et une mobilité suffisante pour assurer leur  
Intégration sociale et professionnelle. [7]

### **II.2.2. L'arthroplastie**

Par conséquent, l'arthroplastie est une procédure visant à restaurer le mouvement articulaire.

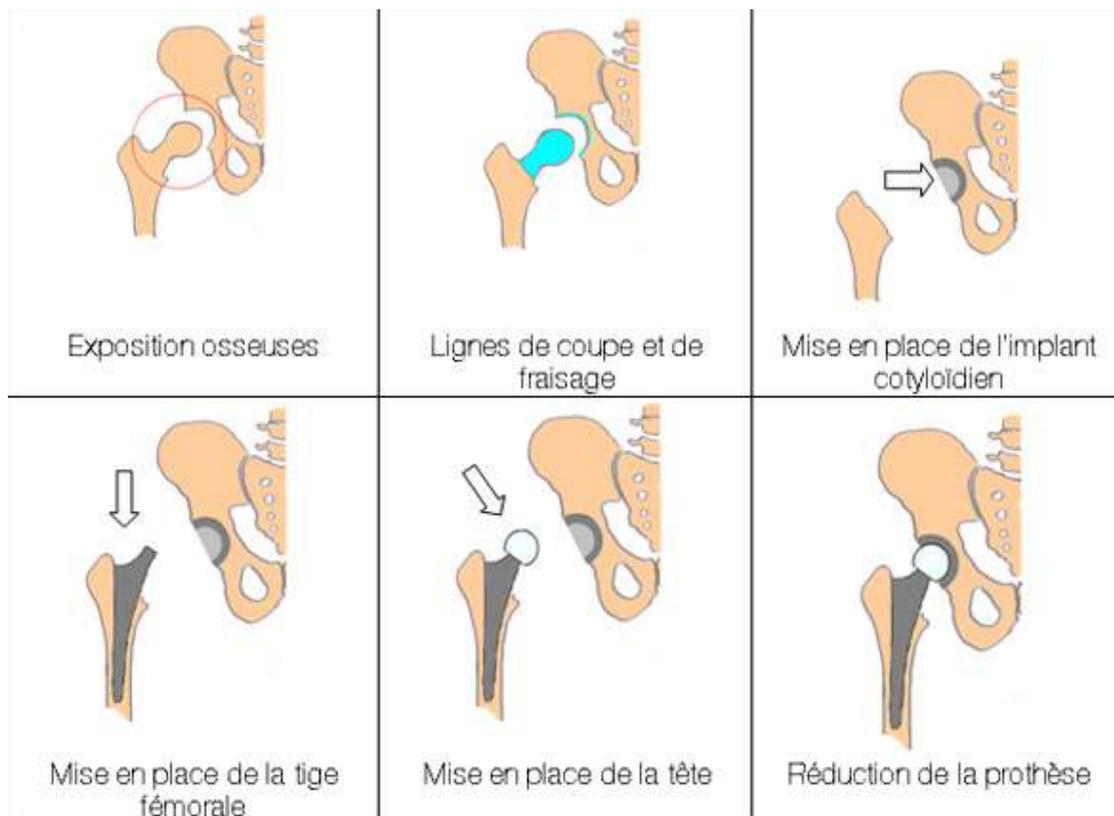
Les articulations et leur fonction vis-à-vis des muscles, ligaments et autres structures constituées de  
tissus

Contrôlez les tissus mous de cette articulation en créant un nouvel espace articulaire. L'objectif est de  
soulager les douleurs invalidantes du patient et de lui redonner du mouvement des déformations stables  
et parfois peuvent être corrigées. [7]

L'objectif de l'arthroplastie prothétique est de remplacer les deux surfaces articulaires, y compris l'usure du cartilage.

L'arthroplastie passe par trois étapes fondamentales :

- Préparation d'une partie de l'acétabulum : agrandir la cavité  
Traitement de la cotyle par alésage continu ;
- Préparation des pièces fémorales : ostéotomie du col fémoral, extraction de la tête, Élargissement de la diaphyse fémorale ;
- Installer la prothèse d'essai puis installer la dernière.



**Fig.II.1. traitement d'opération [9]**

### II.2.3 Prothèse orthopédiques

La prothèse orthopédique est un dispositif mécanique qui est conçu pour reproduire la forme et la fonction du corps humain.

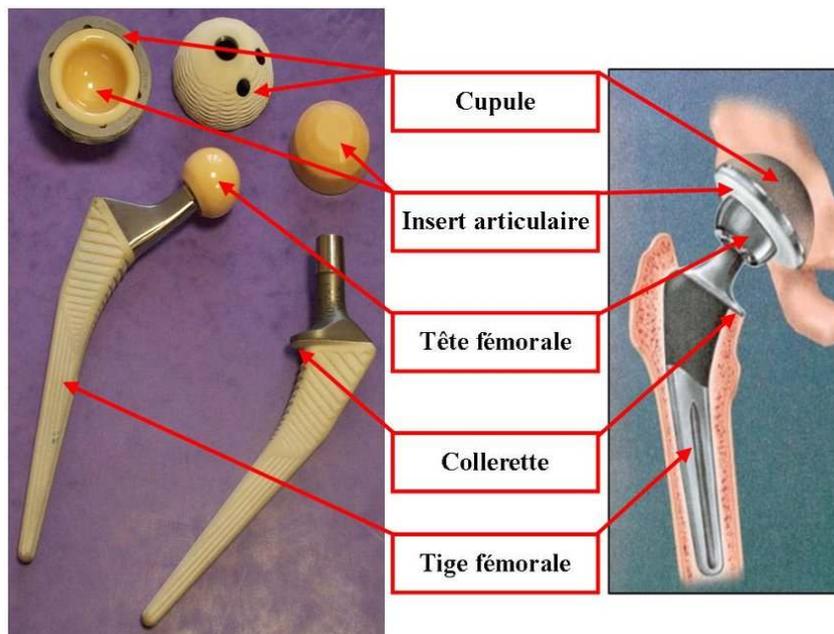
La forme et la fonction d'un membre manquant ou inexistant doivent être préservées autant que possible.

Un chirurgien spécialisé remplace un membre par un homologue artificiel.

### II.3 La prothèse de hanche complète

Les prothèses de hanche se différencient par leur structure (angle diaphyse cervicale, bras de levier externe) (Fig. II.2), la forme de leur tige (droite ou courbée) et leur application. Par la forme de leurs tiges (droites ou plus ou moins courbées, rectangulaires, ovales, rhombiques, cylindriques, plus ou moins rapidement décroissantes), par l'aspect de leur surface lisse, brillante ou mate, finement travaillée Les propriétés du matériau (inox acier, cobalt-chrome, titane) comportent des propriétés mécaniques.

Cependant, une prothèse de hanche intacte de première ligne doit avoir un haut niveau de résistance à la compression. En effet, marcher sur un pied demande 3 à 4 fois la force verticale des hanches, et 3 à 4 fois la force verticale du poids du corps. Courir, sauter et descendre violemment des escaliers nécessite une augmentation de 6 à 7 fois votre poids corporel, ce qui nécessite l'utilisation de matériaux solides et de géométries qui n'incluent aucune concentration de contraintes dans les zones vulnérables.



**Fig.II.2. Prothèse totale de hanche**

La cotyle, la tige fémorale et la tête fémorale sont les trois composants d'une prothèse totale de hanche. La tête fémorale est insérée entre la cotyle et la tige (figure II.2) :

- **La cupule:** Un composant creux collé dans le bassin qui reçoit la tête prothétique.

Une prothèse de tête Ils peuvent être scellés ou non scellés à l'aide de divers procédés de scellement.

- **La tête fémorale:** extrémité de la prothèse fémorale qui s'articule avec la cupule pour réaliser l'articulation prothétique. Elle peut être indépendante ou non de la tige. Elles se distinguent par leurs diamètres : 22mm, 28mm, et 32mm, ainsi que par leur composition (couple de frottement).

- **Tige fémorale :** L'élément inférieur de la prothèse totale de hanche est la tige fémorale. C'est la partie qui tient compte des contraintes. Elle est mise en place dans le fémur après avoir été préparée. Elle peut être soit cimentée dans le fémur avec du ciment acrylique, comme les tiges " droites ", soit bloquée dans le canal fémoral, comme les tiges " anatomiques ", qui suivent le contour de l'os et

Peuvent être soit non cimentées et recouvertes d'une couche de ciment hydroxyapatite, soit cimentées. La prothèse peut être modulaire, c'est-à-dire qu'elle peut être constituée de segments de tailles variées qui s'emboîtent pour produire l'implant final. C'est au niveau de l'intersection tige-tête que la modularité du composant fémoral entre en jeu.

### II .3.1.Prothèses de hanche cimentées et non cimentées

La recherche permet de distinguer trois groupes en fonction du mode de fixation des prothèses complètes de hanche à l'os :

Avec une surface d'implant lisse ou rugueuse, on utilise des prothèses cimentées.

Les prothèses non cimentées avec ou sans hydroxyapatite et une surface d'implant lisse ou rugueuse sont disponibles.

Les prothèses hybrides sont composées d'une tige fémorale cimentée et d'une cotyle non cimenté.

#### Tige fémorale cimentée

La majorité des prothèses utilisées dans le monde sont cimentées (Figure II.3), ce qui signifie que du ciment chirurgical à base de résine acrylique est utilisé pour fixer la prothèse fémorale et acétabulaire.

La résine acrylique est un type de résine qui est utilisé pour fabriquer Cette approche à l'avantage de fournir une stabilité rapide et sans faille de l'implant.



Fig.II.3. Prothèse totale de hanche cimentée.

Pour éliminer les interfaces de ciment, des prothèses anatomiques standards sont Est apparu. Dans leur classe, ils assurent un bon remplissage de la cavité métaphysaire os. Ces prothèses ne nécessitent pas de scellement : la prothèse est fixée par Remplissage optimal de la cavité osseuse avec des implants au niveau de l'acétabulum et du fémur. Afin d'obtenir une bonne régénération osseuse à la surface du composant prothétique, L'ajout d'hydroxyapatite favorise l'ostéogenèse intra-osseuse. Cela assure une Véritable fixation biologique de l'implant, assurant une connexion "intime" à l'os du receveur. Ce Le revêtement d'hydroxyapatite sur toute la prothèse améliore la fixation distale Placer la tige dans la zone saine sans compromettre la fixation proximale secondaire, permettant Remodelage osseux

Métaphysaire spontané. Faible taux de douleur la cuisse. La modularité et les verrouillages peuvent améliorer la fixation primaire et la contention dépression .Lorsque cette ostéogenèse est imparfaite, la

Fixation de l'implant est Malheureusement, l'implant présente une légère mobilité, ce qui peut provoquer l'appui et La mobilisation nécessite une reprise chirurgicale. Cependant, les prothèses se réinitialisent souvent et Enfin installé. Cette masse fixe permet d'ablater les composants prothétiques Lorsque'une reprise chirurgicale est envisagée, notamment en Instabilité due à un désalignement.

Types de prothèses et techniques de pose de prothèses complètes L'articulation de la hanche dépend de plusieurs facteurs : l'âge du patient, le type et la forme des os, le niveau d'activité et le coût. Tous ces éléments doivent être pris en compte lors du choix d'une prothèse adapté aux malades. De plus, toute pose de prothèse totale de hanche doit ou peut Prévoyez de faire le meilleur choix pour le patient. En général, la fixation au ciment nécessite une reprise chirurgicale Près de 30 % des cas persistent pendant 10 ans. Pour les tiges non cimentées, résultats préliminaires Satisfait les 5 premières années. Révision au niveau de la cavité après 6-8 ans L'acétabulum est nécessaire dans certains cas, montrant une ostéolyse et une perte polyéthylène

### **II.3.2 durée de vie de la prothèse**

En théorie, une prothèse de hanche peut suffire plusieurs années. C'est Dans le cas des personnes âgées, très peu de prothèses sont nécessaires. Cependant, chez les sujets plus jeunes, Très actif, longue durée de vie, risque sérieux de descellement Prothèse de longue durée. Alors après 15 ans, parfois moins, la douleur à la hanche revient La peur de la détente doit être éveillée. Si cela est symptomatique ou radiologiquement significatif, La prothèse devra peut-être être remplacée. Résultats de la prothèse de hanche "Réhabilitation" Généralement bon, mais généralement pas aussi bon que les prothèses de première intention. [11]

### **II.3.3 Problèmes mécaniques tardifs des prothèses de hanche**

Les problèmes tardifs sont principalement de nature mécanique et constituent la principale raison du remplacement des prothèses.

Les modifications de la prothèse sont causées par divers facteurs. L'usure et le descellement en sont des exemples.

#### **II.3.3.1 Usure**

Elle est due au frottement entre la tête de la prothèse fémorale, qui est généralement métallique, et la cupule en polyéthylène. Cette combinaison de frottement métal/polyéthylène est la plus fréquente au monde.

Elle est la plus utilisée dans le monde. Elle détient le record de longévité, avec les prothèses de type CHARNLY.

#### **II.3.3.2 Desserrage**

Il en résulte des micromouvements des pièces prothétiques qui ne sont plus fixées à l'os.

Le squelette Ces micromouvements vont progressivement conduire à la manifestation de douleurs.

Les pièces se détachent, et un liseré apparaît pour montrer qu'elles se détachent.

Les facteurs mécaniques et biologiques contribuent tous deux au descellement aseptique.

Au niveau mécanique, la principale raison des prothèses non cimentées est l'absence d'une fixation initiale solide, qui semble être liée la plupart du temps à un ajustement insuffisant de la prothèse :

- ou parce que la prothèse est trop petite.
- ou parce qu'il ne reproduit pas correctement le contour de l'os

L'immobilité de la prothèse dans le canal cervico-médullaire est indiscutablement nécessaire à sa fixation biologique secondaire. La présence d'un col peut être un faux avantage, car elle peut donner l'apparence d'une fixation ferme alors que l'ajustement métaphysaire est faible.

L'ajustement entre les métaphyses est faible. En l'absence de col, la prothèse peut s'enfoncer et se réajuster.

L'absence de celui-ci permet à la prothèse de s'enfoncer, de s'aligner plus bas et de trouver une base secondaire plus solide que la première, permettant un ancrage biologique.

Le descellement entre le ciment et l'os peut être détecté : [12]

Le premier descellement se produit entre le ciment et l'os.

Le second entre la prothèse et le ciment.

#### **II.4. Choix du modèle**

Nous avons étudié une prothèse de hanche thermoplastique après avoir mené une enquête commerciale sur le marché local des prothèses de hanche.

Pour la prothèse de hanche, nous avons choisi le polyéthylène haute densité comme matériau.

Une étude comparative est menée en utilisant l'acier inoxydable comme échantillon pour démontrer les avantages de l'utilisation du polyéthylène.



**Fig.II.4 Modèle de la prothèse de hanche en acier inoxydable.**

#### **II.5 Modélisation**

Par conséquent, la prothèse doit respecter la forme et des dimensions très précises. La forme est influencée par des facteurs organiques autant que médicaux, car d'une part il faut préserver autant d'os que possible pour assurer la solidité et d'autre part favoriser le plus grand nombre Procédures

Médicales que possible. En effet, le chirurgien doit pouvoir déterrer facilement l'os, Cela limite la zone implantable à l'os spongieux. Les dimensions des prothèses étudiées sont issues de vraies prothèses de hanche Acier inoxydable. Mais le constructeur utilise principalement des modèles et des tableaux Orthopédie exclusivement réservée aux médecins spécialistes. La taille moyenne de la prothèse de hanche est indiquée sur la figure. II.5 :

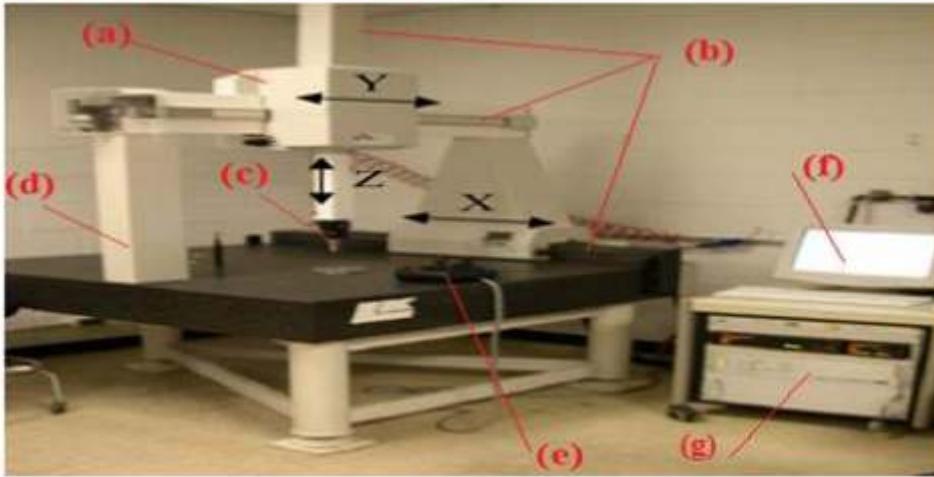


**Fig.II.5 dimension de la tête fémorale col et tige**

Le dessin et la modélisation sont réalisés à l'aide du logiciel SOLIDWORKS 2013. Physicien Analyser l'anatomie de l'articulation de la hanche (en particulier la masse osseuse disponible) Actuellement) par des examens cliniques et radiologiques (souvent à l'aide d'un scanner). Il Détermine la meilleure solution et les dimensions pour votre cas. Dans notre cas, nous envisageons une prothèse de hanche Elle est considérée comme une véritable prothèse de hanche. Mesurer les dimensions de la prothèse de hanche NOGIS et machine de mesure 3D en raison de pièces compliquées Forme complexe.

### **II.5.1. Machine à mesurer tridimensionnelle (MMT) :**

Une machine à mesurer tridimensionnelle (MMT) est un système de mesure équipé d'un palpeur. Peut déterminer les coordonnées spatiales du système de sondage et de la surface Département. Le premier CMM a été développé par Harry Ogden de FERRANTI en 1956. L'Ecosse développait déjà des machines-outils à commande numérique. CMM a été développé pour cela Inspection de pièces nécessitant des heures sans CMM lors de la fabrication Alors qu'ils ont été faits en quelques minutes. Le temps de mesure a été réduit d'un facteur 20. Cette machine La résolution de cette machine linéaire à 3 axes était de 0,0005 pouces et la précision était de 0,001 pouces. La MMT du Laboratoire de Mesure ERIS Batna est de type portique mobile. (Fig. II.6). Les axes X et Z sont entraînés par un moteur à courant continu connecté au système d'entraînement par friction. L'axe X et l'axe Z sont entraînés par un moteur à courant continu connecté au système d'entraînement par friction, et l'axe Y utilise un moteur à courant continu et une courroie. [15]



**Fig. II.6 MMT de marque WENZEL modèle G90C ERIS Batna.**

La figure II.6 présente les principaux composants du MMT.

- (A) : Le moteur à courant continu électrifie les pièces mobiles. Pièces mobiles.
- (B) : Chaque joint de prisme est doté d'un encodeur linéaire composé d'une règle en verre ou en acier une règle en verre ou en acier graduée par un lecteur à photodiode.
- (C) : La tête de sonde permet d'aligner la sonde et ses broches pour accéder à la surface de la sonde, la surface de la pièce.
- (D) : Le guide est souvent en marbre et le chariot glisse sur le patin aérostatique.

Les guides sont souvent en marbre et le chariot glisse sur le patin aérostatique et est entraîné par un moteur à courant continu.

- (E) : Bras de commande d'alignement de la tête de sonde.
- (F) : L'ordinateur permet la saisie des commandes de mesure et des corrections.  
Gestion des déviations et des indications de la machine.
- (G) : Boîtier électronique permettant la commande numérique du mouvement de la machine, et non seulement compter et enregistrer les valeurs de déplacement de la machine et du détecteur par rapport aux règles en couches.

### **II.5.2. Principe de la machine à mesurer tridimensionnelle**

Permet le test de conformité 3D de pièces aux formes complexes. Ou La MMT se compose principalement de trois axes de mesure et d'un palpeur avec un bouton de contact. Il y a une sonde à la fin du dernier axe. En fonction du décalage De l'axe de mesure couplé à la règle de mesure de précision Les coordonnées x, y, z du point de contact entre le palpeur et la surface affectée Il sera mesuré. [vingt-quatre] La partie à mesurer est fixée au marbre. Le système de sondage établit des relations Entre le contact physique de la pointe de la sonde sur la surface à mesurer et la valeur mesurée 3 équipes (Fig. II.7). Les coordonnées calculées seront traitées ultérieurement Logiciel pour

Effectuer des mesures 3D et vérifier les caractéristiques des tolérances dimensionnelles et des tolérances géométriques des pièces de machines.

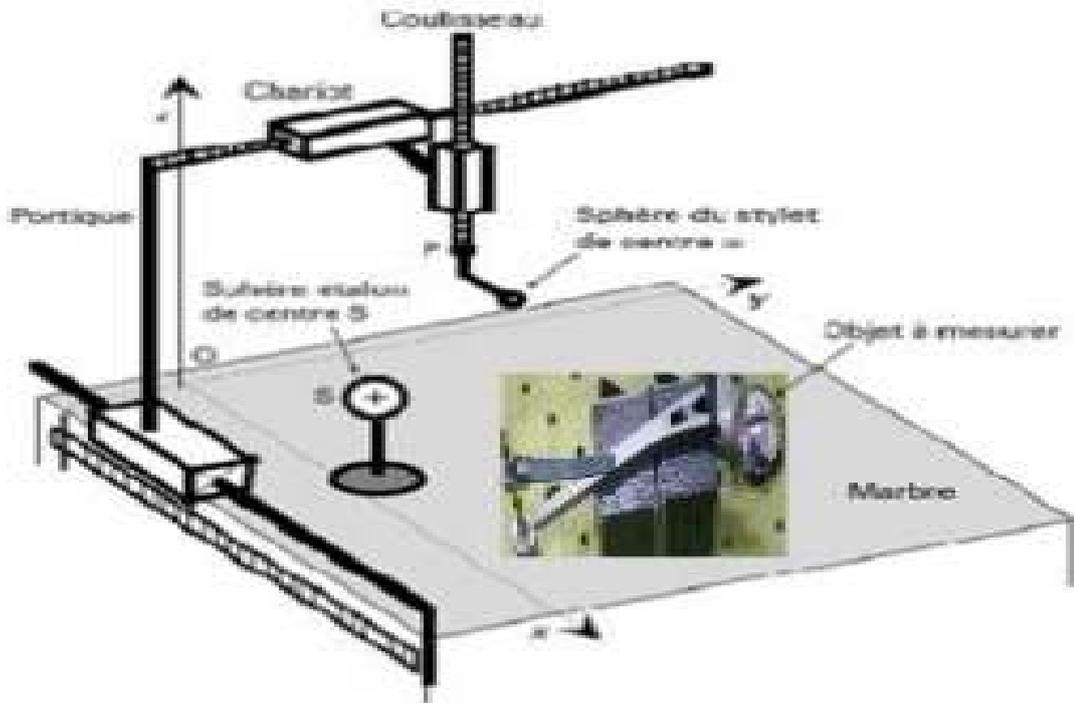


Fig.II.7.Principe des MMTS.

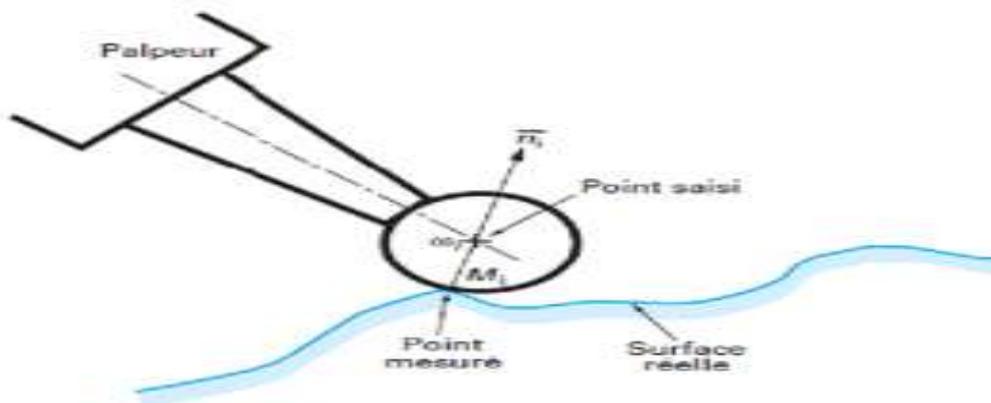


Fig.II.8.Point saisi,point mesuré

Pour mesurer la forme de surface des pièces placées sur la base de la MMT Appuyez sur le bouton du stylet, qui est une sphère centrée sur  $\omega_i$  à la pointe du stylet. Différents points  $M_i$  sur la surface à mesurer (Fig. II.8). Système de contrôle La machine obtient les coordonnées du centre  $\omega_i$ . Estimation selon cas normal Rayon surfacique et apparent  $r_j$  au point  $M_i$  (direction de chaque palpeur et chaque stylet), les coordonnées du point de mesure  $M_i$  sont calculées par la relation suivante [13]

$$\vec{SM}_i = \vec{S}\vec{\omega}_i - r_j \vec{n}_i$$

### **II.5.3. Mesure tactile :**

#### **II.5.3.1 Palpeur pour machines-outils :**

Le palpeur HEIDENHAIN est conçu pour être utilisé dans les machines-outils, en particulier les fraiseuses, etc. Fraiseuse et centre d'usinage. Les palpeurs réduisent le temps de configuration, augmentent la disponibilité de la machine et Améliore la précision dimensionnelle des pièces usinées. Vous pouvez également effectuer des fonctions de configuration, de mesure et d'inspection Manuel ou par un programme avec la plupart des commandes CNC. [14]



**Fig.II.9 Les palpeurs HEIDENHAIN.**

## **II.6. Description du traitement des mesures en MMT :**

### **II.6. Positionnement Pour mesurer**

La prothèse proprement dite, celle-ci doit être placée sur la plaque MMT Utiliser une pince (Fig. II.11)



**Fig. II .10 Positionnement de la prothèse sur un marbre. [11]**

Commencez ensuite par vérifier vos contacts. Pour cela, la boule doit être en contact avec la prothèse. Une prothèse pour identifier des points sur la surface (Fig. II.12).



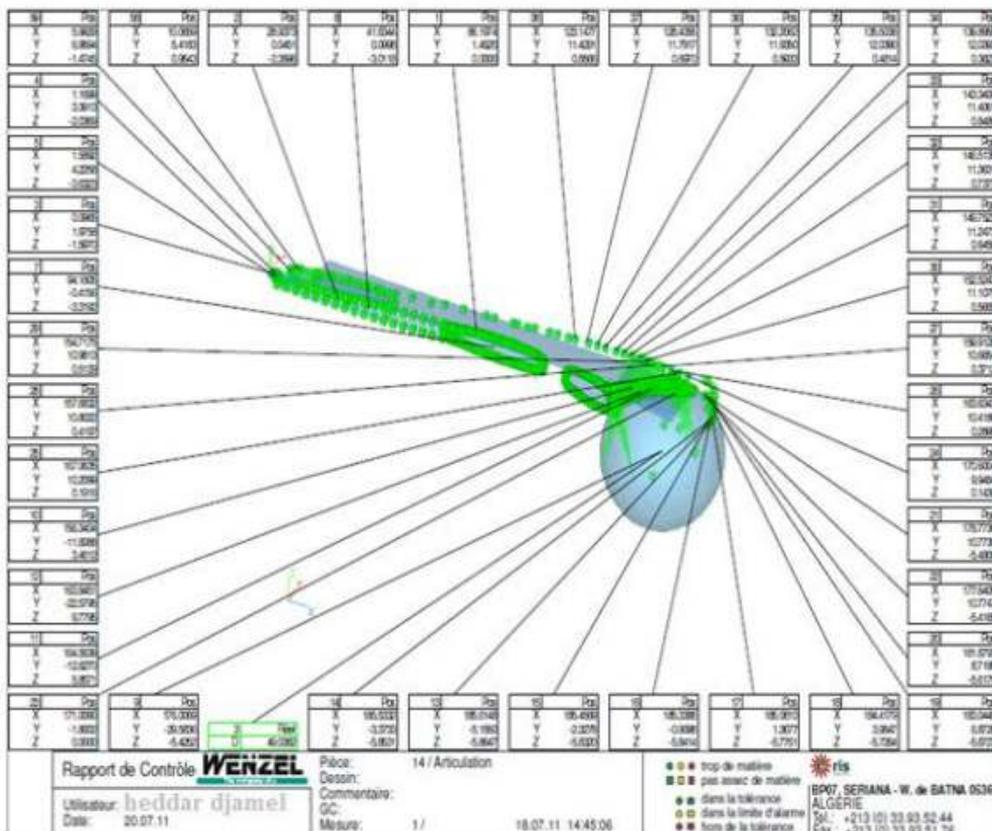
**Fig.II.11. La mise en contact. [11]**

Cela repositionnera la prothèse si le mode de sondage utilisé est un sondage par contact statique et que le diamètre de la bille de la sonde est de 1 à 8 mm. En raison du contact statique, le diamètre de la bille de la sonde est de 1 à 8 mm. Dans notre cas, la forme de la prothèse ne l'exige pas, donc le diamètre de la sphère est de 4 mm La prothèse ne nécessite pas le remplacement de la boule de la sonde (Figure II.13).



FigII.12 Changement de la position de la prothèse. [12]

La valeur de la force de contact de la balle est lors du contact (environ 0,1N à 0,4N). Les contrôleurs de la machine entrent les coordonnées en différents points de la surface de mesure. Ajustez les coordonnées sur votre ordinateur et modifiez la forme de la pièce avec un logiciel. Résultats de mesure de (Fig. II.14). La valeur de la force de contact de la balle est lors du contact (environ 0,1N à 0,4N).



FigII.13 Résultats de mesure. [11]

## **II.7.Conclusion**

Dans ce chapitre, nous avons examiné les différents types de prothèses totales de hanche. N'oubliez pas que la prothèse se compose de quatre parties : la tige, la tête (ou rotule), le noyau et coupe.

Nous supposons que c'est principalement à ce niveau que nous pouvons agir pour améliorer  
Concevoir la prothèse avec un autre matériau polymère viscoélastique.

## Chapitre III : Conception et modélisation du moule par CAO

### III.1. Fonction d'alimentation :

#### III.1.1 Général :

La matière plastique fondue préparée dans l'unité de plastification de la presse à mouler (chargée d'assurer la fusion) doit être transférée par un réseau de canaux dans la cavité du moule, où l'on distingue :

Canal carotte "A".

Distribution ou canaux de distribution « B et C ».

Seuil d'attaque ou de puissance "D".

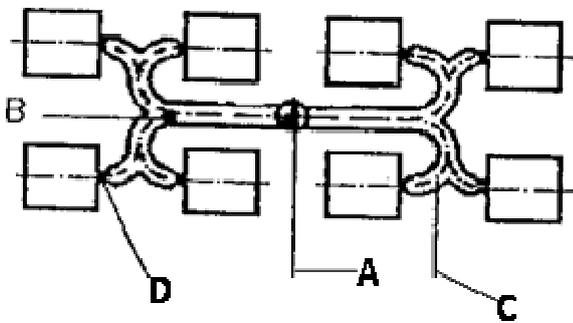


Fig. III .1 Canaux d'alimentation

#### III.2.2 Canal carotte (A) :

De forme tronconique, il guide la matière plastique de l'entrée du moule jusqu'au plan de joint conique, facilitant l'extraction de la matière. Il est préférable d'arrondir le bas du canal pour améliorer l'écoulement de la fonte

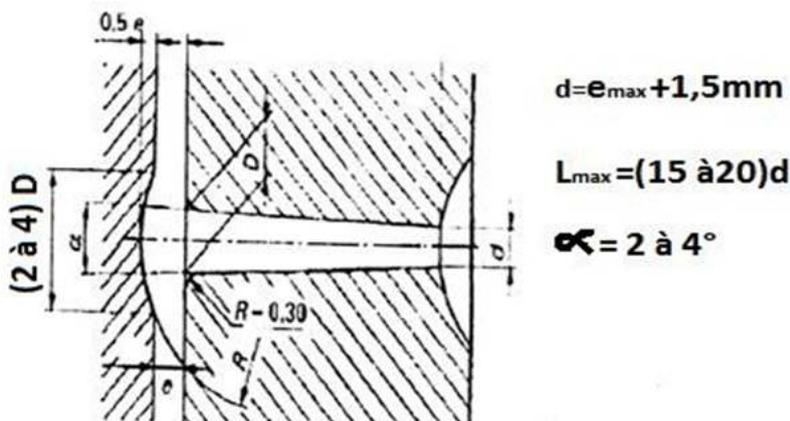


Fig. III. 2 Canal de carotte

## **III.2. Bilan Thermique :**

### **III.2.1. Fonction de refroidissement :**

#### **III.2.1.1 Problèmes thermiques :**

Le refroidissement du moule est un besoin technique et économique. Si la pièce moulée n'acquiert pas suffisamment de rigidité pour résister à la force d'éjection, elle ne peut pas être retirée de l'outil qui l'a fabriquée si la température du plastique ne descend pas en dessous du point de fusion. Au-dessus de la température de transition Pour les polymères amorphes, la vitrification, le refroidissement est basé sur la seule perte Chauffage à travers les parois du moule. C'est pourquoi un refroidissement artificiel accéléré est nécessaire. La vitesse de refroidissement affecte également la structure et donc les performances. Propriétés physiques et mécaniques des plastiques, en particulier des polymères Semi-cristallin. Tous les efforts doivent être faits pour obtenir une vitesse de refroidissement uniforme afin d'obtenir une structure uniforme.

La pérennité des conditions de refroidissement est également un facteur important à respecter pour réaliser des pièces sensiblement identiques dans des cycles de moulage successifs, tout en respectant les tolérances dimensionnelles et de forme imposées. L'automatisation du cycle de production et l'utilisation de contrôles de température de l'outil, capables de refroidir le liquide de refroidissement ou de le réchauffer si nécessaire, ont largement contribué à améliorer la qualité des pièces formées aujourd'hui. III.3.1.2 Temps de refroidissement de la coulée : Le temps de refroidissement d'un objet plastique à l'intérieur du moule représente presque toujours la phase la plus longue du cycle de production, notamment pour les pièces courantes d'épaisseurs de 1,5 à 3 mm.

Pour les pièces d'épaisseur régulière, situées dans la plage spécifiée et avec de grands côtés intérieurs et extérieurs, le temps de refroidissement dépend directement du rapport du volume de la pièce formée à la surface de refroidissement totale.

### **III.2.2 Transfert de chaleur :**

Le transfert de chaleur se fait de la pièce à travers la cavité jusqu'au canal de refroidissement. Le transfert de la paroi du moule vers le liquide de refroidissement dépend du type d'écoulement de fluide. Le coefficient de transfert "h" augmente avec le nombre de Reynolds, qui est beaucoup plus élevé pour un écoulement turbulent. Il est donc avantageux de générer ce type de flux dans le canal de refroidissement. Des obstacles sont souvent introduits dans le canal, ce qui entraîne une turbulence à plus faible vitesse.

#### **III.2.2.1 Loi de refroidissement :**

La chaleur circule sous l'influence d'un gradient de température par conduction de haute température à basse température. La quantité de chaleur transférée par la surface isotherme par unité de temps et par unité d'air est appelée la densité de flux de chaleur On appelle flux de chaleur la quantité de chaleur transférée sur la surface S par unité de temps.

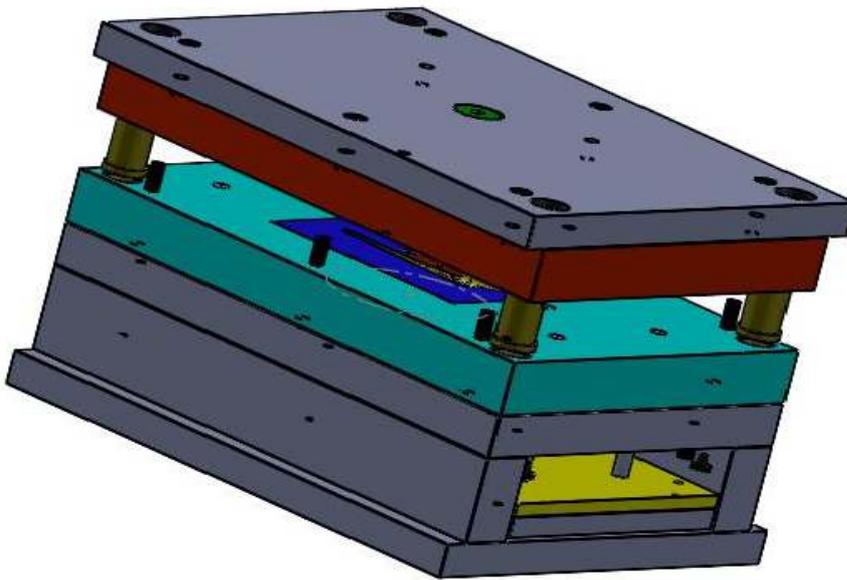
$$\Phi = \frac{1}{s} \cdot \frac{dQ}{dt} (W.m^{-2})$$

$\Phi$  : Flux de chaleur

S : Aire de la surface

**De nombreux éléments entrent dans un moule :**

- La source d'alimentation,
- Le mécanisme de démoulage,
- Les dispositifs de contrôle et de sécurité,
- Les éléments de moulage (les empreintes)



**Fig.III.3. Moule d'injection plastique.**

**III.3.Conception d'un moule.**

**III.3.1.Technique de conception.**

L'opération de démoulage peut avoir lieu lorsque la pièce fabriquée à acquis par refroidissement une rigidité suffisante ci que le cas des thermoplastique, qui peuvent être moules par différents procédés.

Mais la technique la plus universelle de moulage des thermoplastiques fait appel à la

Haute pression dans le procédé d'injection.

On peut ainsi obtenir une gamme de pièces de bons aspects, petites ou volumineuses, très minces ou assez épaisses (0,4 à10 mm), des formes complexes, colorées, de haute précision.

Ces résultats sont obtenus avec des temps très réduits, dès que l'on dispose du moule performant, c'est la condition nécessaire pour la production en série, donc un prix économique.

### III.3.2 Méthodes et matériels :

Le moule de prothèse a été conçu en collaboration avec un consultant industriel local, selon la taille et de forme de prothèse métallique. Le système contient un dispositif de chauffage à l'intérieur du moule. La conception et la fabrication et l'usinage du moule sont présentés sur la figure III.5, respectivement

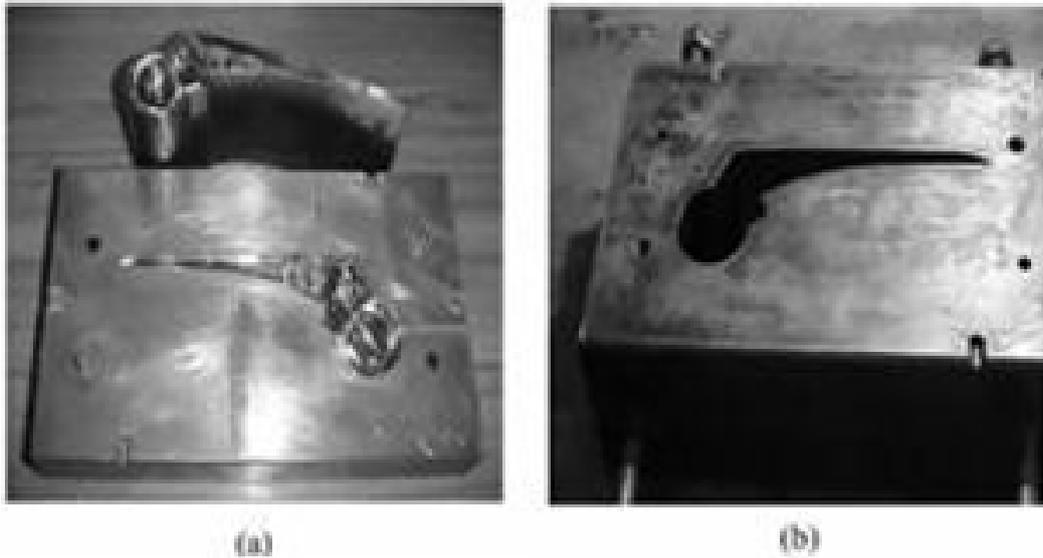


Fig.III.4. Noyau et empreinte d'un moule de prothèse.

### III.3.3 Conception de l'empreinte

La cavité emboutie représente un négatif tridimensionnel de l'objet, et un dessin cohérent est établi avec le transformateur en fonction des propriétés du matériau, de l'équipement et des conditions d'utilisation de la pièce. Le moule est fermé avant injection et les surfaces de contact des deux pièces forment le joint. La force de serrage est répartie sur la surface du plan de joint et doit être assurée sceller.

La température du moule doit être contrôlée pendant la solidification du polymère, ce qui amène à prévoir des canaux de circulation de fluide de refroidissement pour une meilleure protection de la pièce et de l'empreinte.

Pendant la réalisation de l'empreinte on doit tenir compte des conditions particulières

- Retrait : Il n'est pratiquement jamais nul
- Dépouille : Elle est indispensable pour permettre le démoulage de la pièce.
- Contre dépouille : Partie mobile de moule pour permettre le démoulage.

➤ Epaisseurs : Définis par les propriétés mécaniques de 0.3 à 7 mm des épaisseurs exagérées entraînent :

- Un cycle long.
- Un retrait important.
- Un prix de matière élevé.

La barre d'outils pour créer un noyau et une empreinte.

**Analyse de la dépouille**

Détection des contre-dépouilles  
Dépouille

Echelle

Lignes de joint



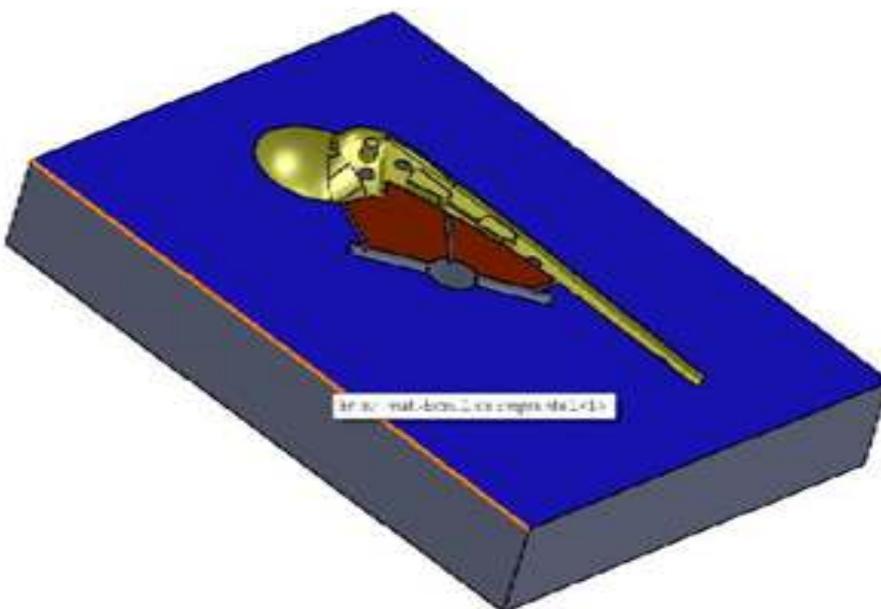
**Surfaces d'arrêt**

Plans de joint

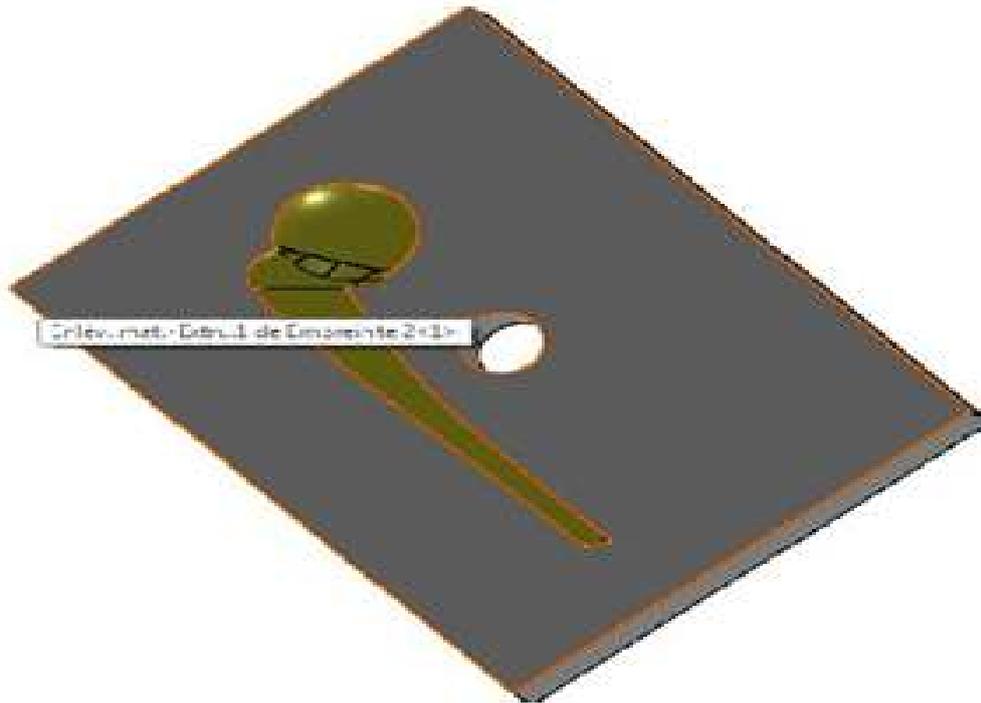
Volumes noyau/empreinte  
Noyau



Fig. III.5 Modèle de départ



**Fig. III.6(a). Empreinte inferieur (noyau)**



**Fig.III.7(b). Empreinte supérieur (empreinte)**

### **III.4.Moulage par injection**

Le moulage par injection est une technique de fabrication de pièces en grande ou très grande série. Il concerne, avant tout, les matières plastiques et les élastomères (silicones) mais aussi divers métaux et alliages à point de fusion relativement bas : alliages d'aluminium, de zinc (Zamak) ou encore laiton.

Le moulage par injection consiste à fluidifier par chauffage la matière thermoplastique (en granulaire ou en poudre) dans un pot de presse cylindrique, puis l'envoyer à l'aide d'un piston dans un moule froid, placé la buse et la sortie du pot de presse, le refroidissement de la pièce se fait dans le moule.

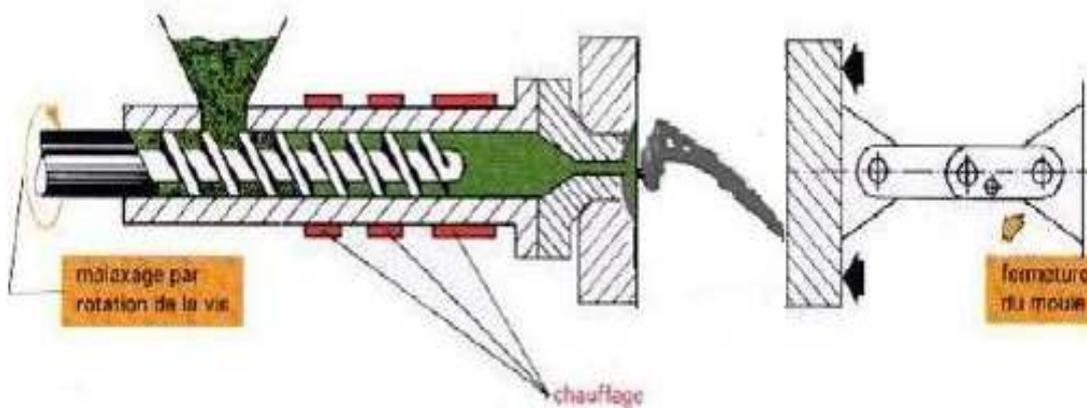
#### **III.4.1.Etapes de moulage**

La fabrication de la prothèse passe par des étapes de moulage par injection de la matière.

Moulage par injection (Figure. III.8) :

- Remplissage du cylindre en premier matériau

- Ramollissement de la matière
- Fermeture de moule et avancée simultanée du cylindre sur le moule
- Injection dans le moule
- Refroidissement dans le moule de la matière injectée,
- Ouverture de la partie gauche du moule



**Fig.III.8. Moulage par injection.**

### **III. 5. Définition de la CAO :**

La CAO est très utilisée en dans les industries mécaniques par les bureaux d'étude pour modéliser et évaluer le comportement de matériaux, la capacité d'assemblage et la fabrication des pièces.

La conception assistée par ordinateur. (CAO) permet de représenter les objets en deux ou trois dimensions sur un écran. Elle inclut des fonctions multiples comme le calcul numérique, la modélisation, etc.

La CAO, que l'on traduit en anglais par Computer-aided design (CAD) inclut l'ensemble des outils informatiques et des méthodes de simulation qui permettent de concevoir et d'évaluer virtuellement des produits manufacturés, avant même qu'ils n'existent.

Il peut inclure le DAO, ou dessin assisté par ordinateur, mais ne saurait s'y résumer. Il permet à l'informaticien de représenter les objets en deux ou trois dimensions et de leur donner un aspect surfacique, filaire, volumique, etc. [18]

### **III.5.1. Les nombreuses facettes de la CAO :**

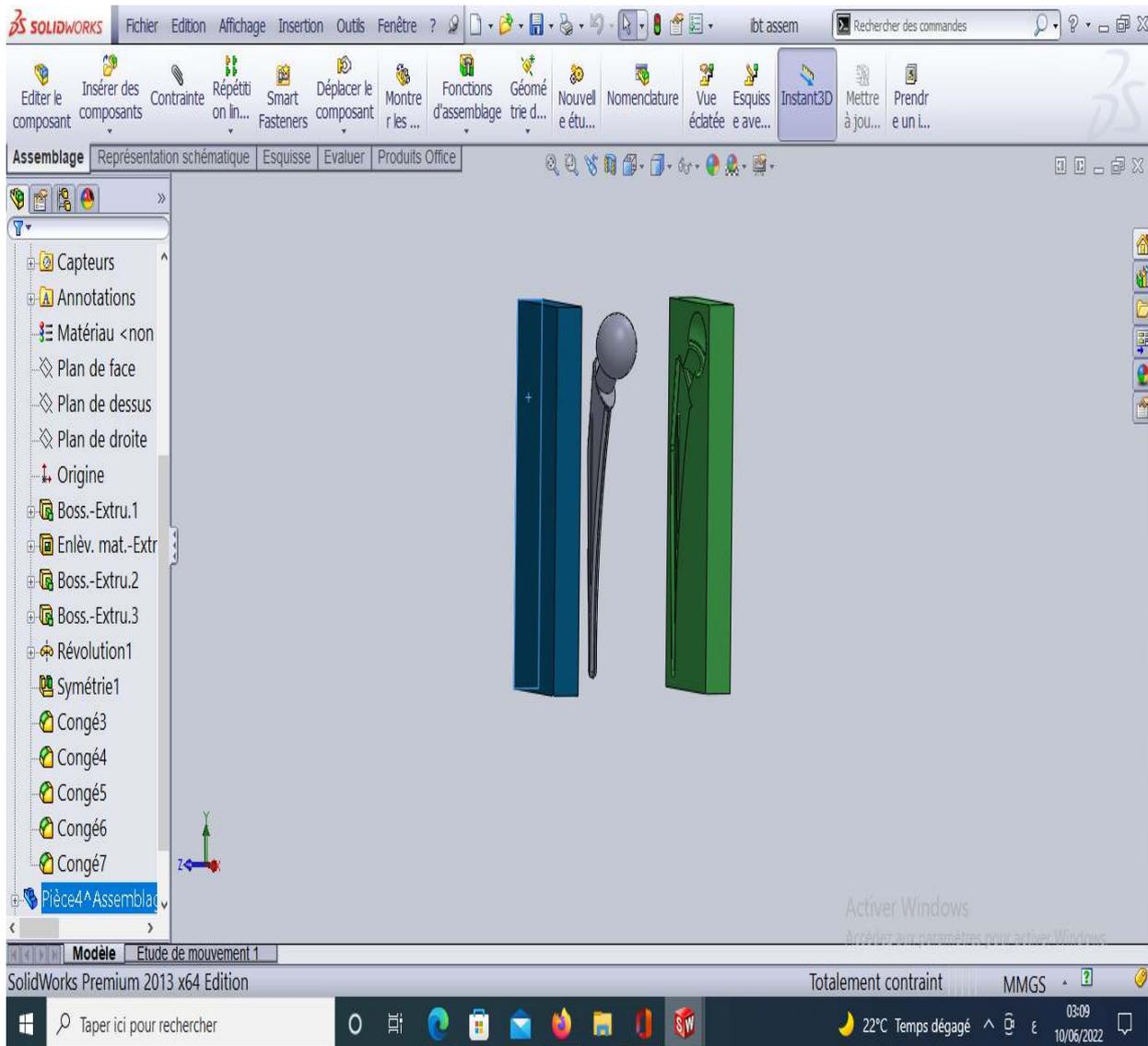
Les logiciels de CAO doivent être en mesure de réaliser les tâches suivantes :

- La manipulation d'objets 2 ou 3D,
- Le calcul numérique,
- La représentation graphique,
- La modélisation numérique,
- Le dessin de plan,
- La gestion des grands assemblages.[19]

### **III. 5.2. Description sur l'outil CAO SolidWorks :**

Le logiciel de CAO SolidWorks est une application de conception mécanique 3D paramétrique qui permet aux concepteurs d'esquisser rapidement des idées, d'expérimenter des fonctions et des cotes afin de produire des modèles et des mises en plan précises. [16]

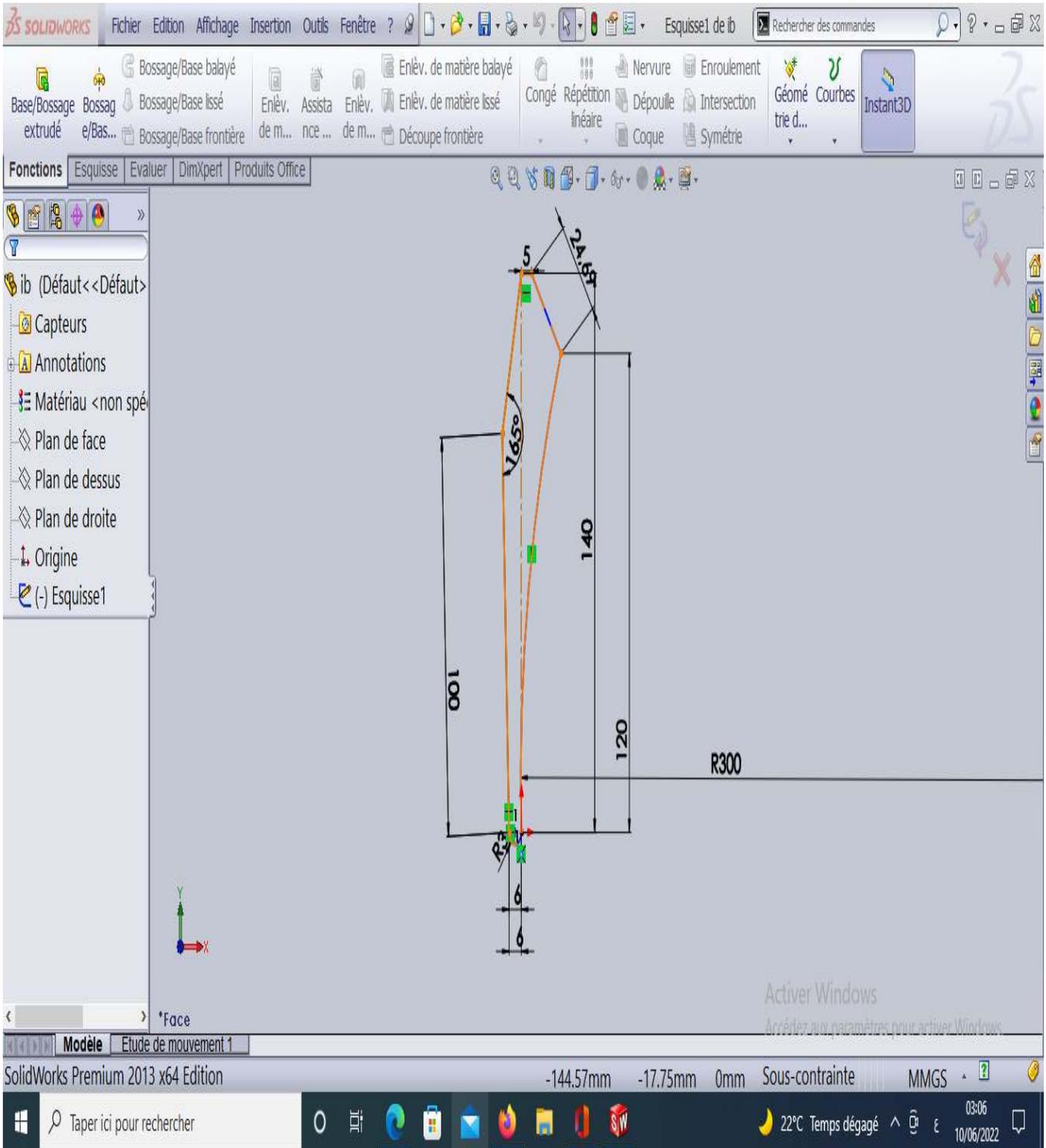
### **III.5.3. Dessin d'un moule de la prothèse de hanche avec SolidWorks :**

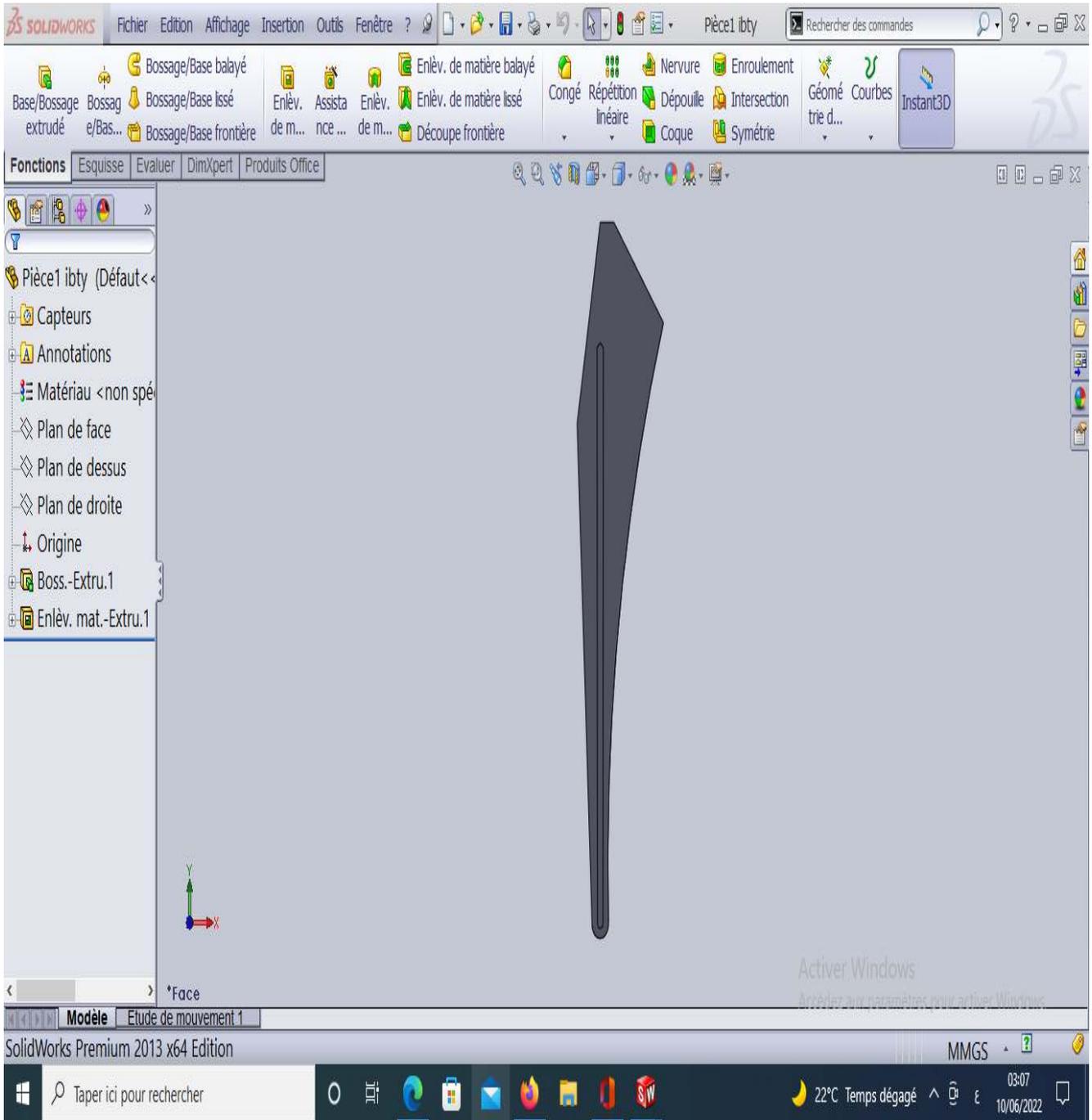


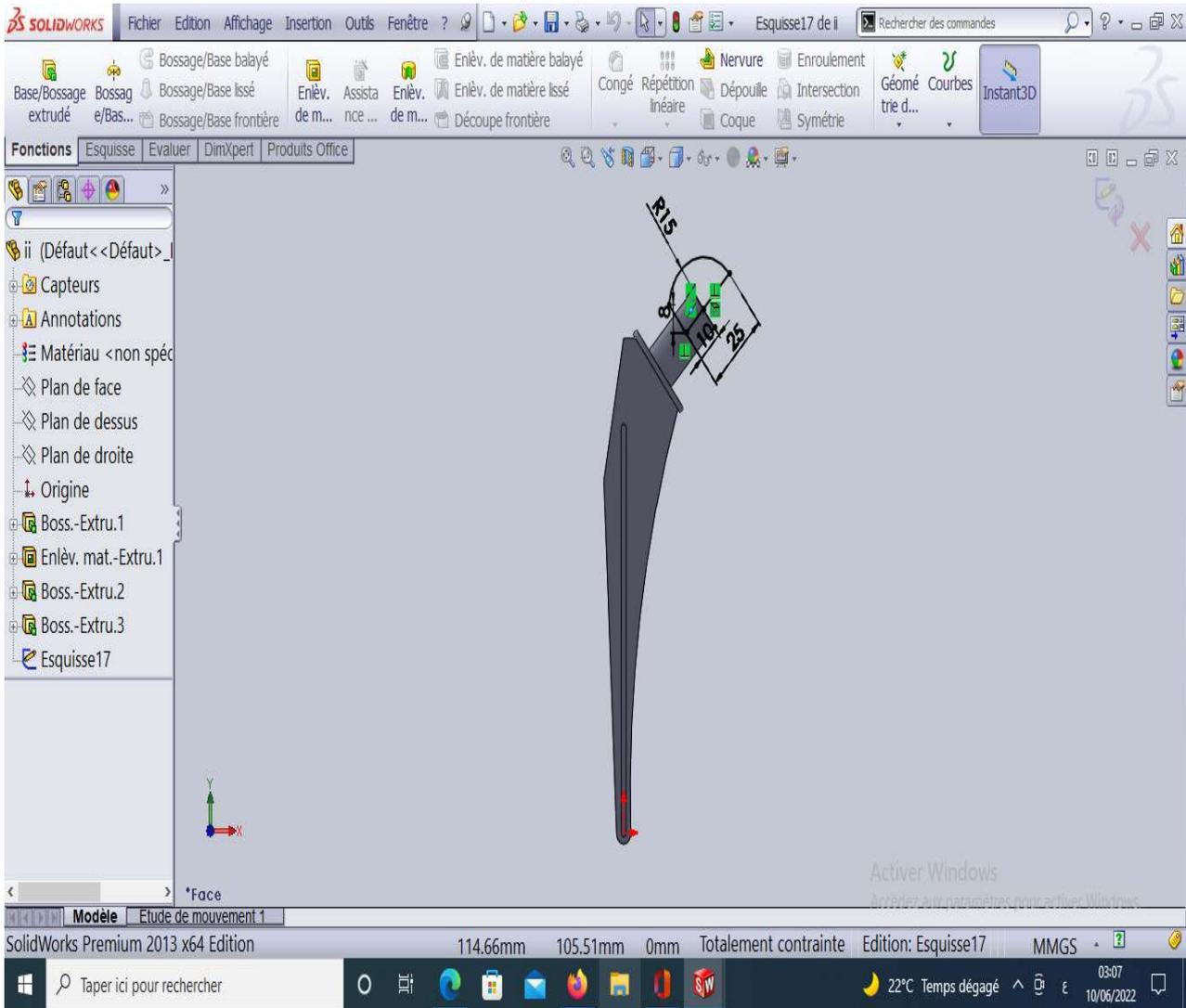
**Fig.III.9 Dessin Technique d m de prothèse destiné par solidworks**

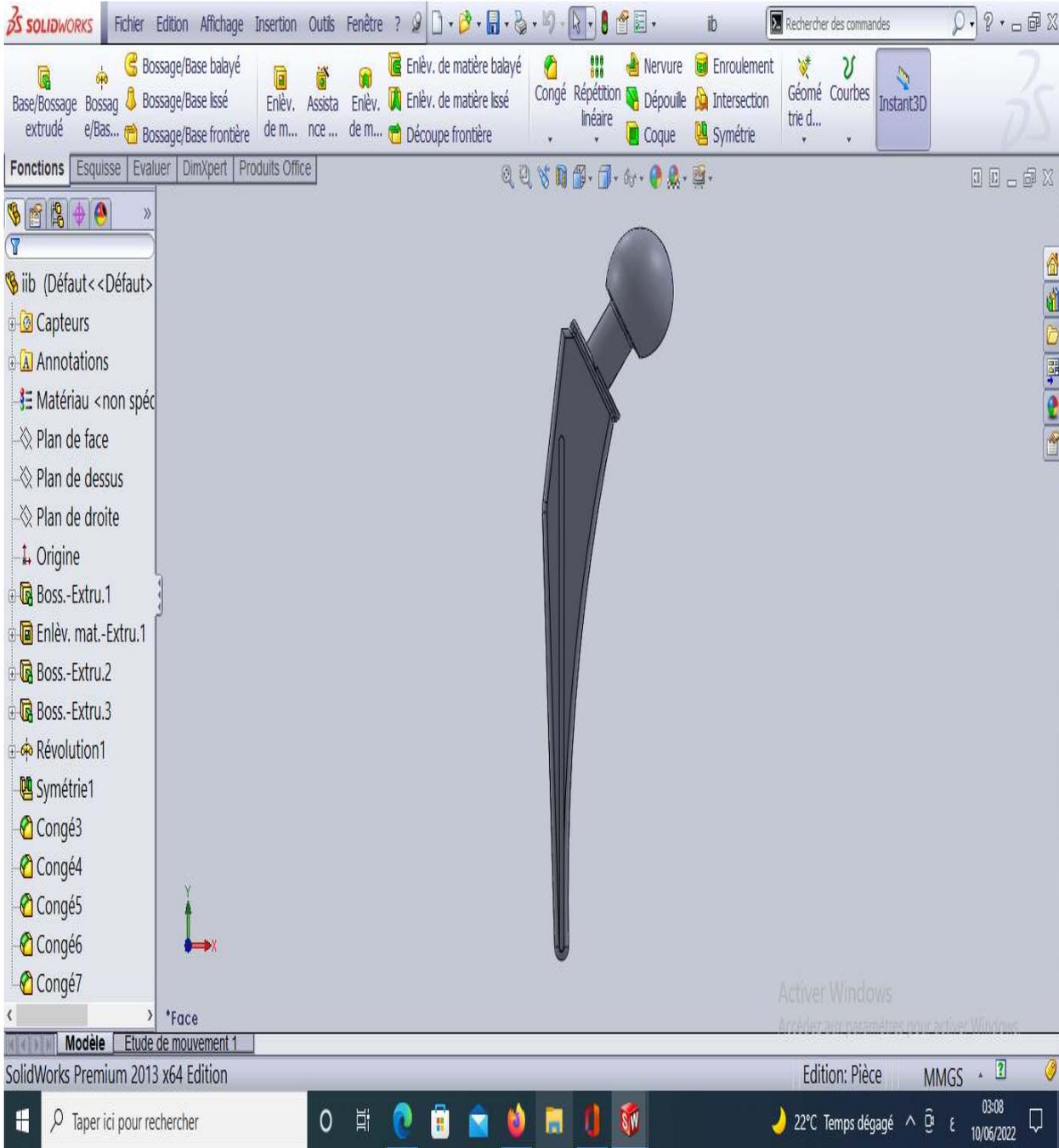
**La mise en plan de la prothèse de hanche :**

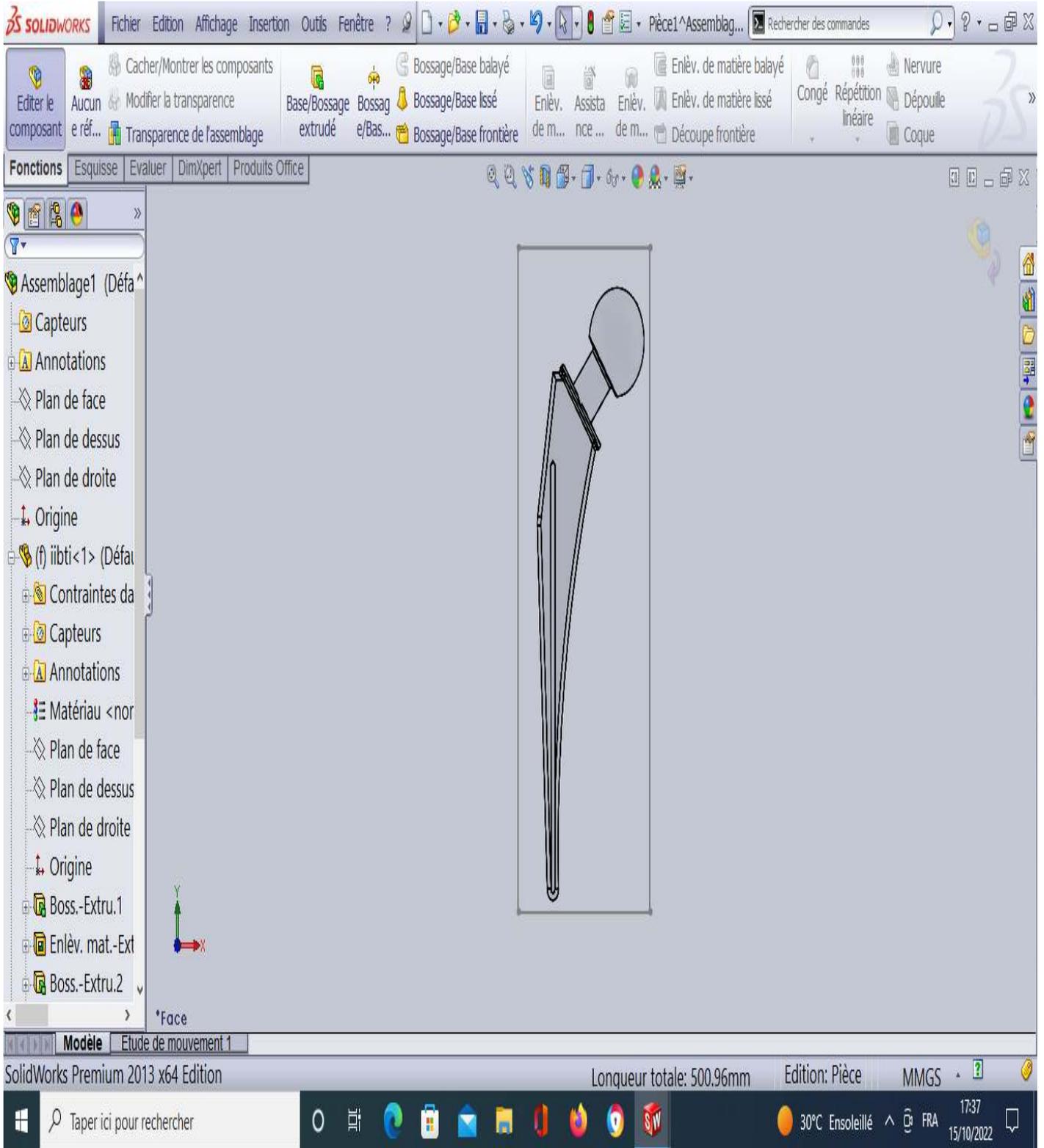


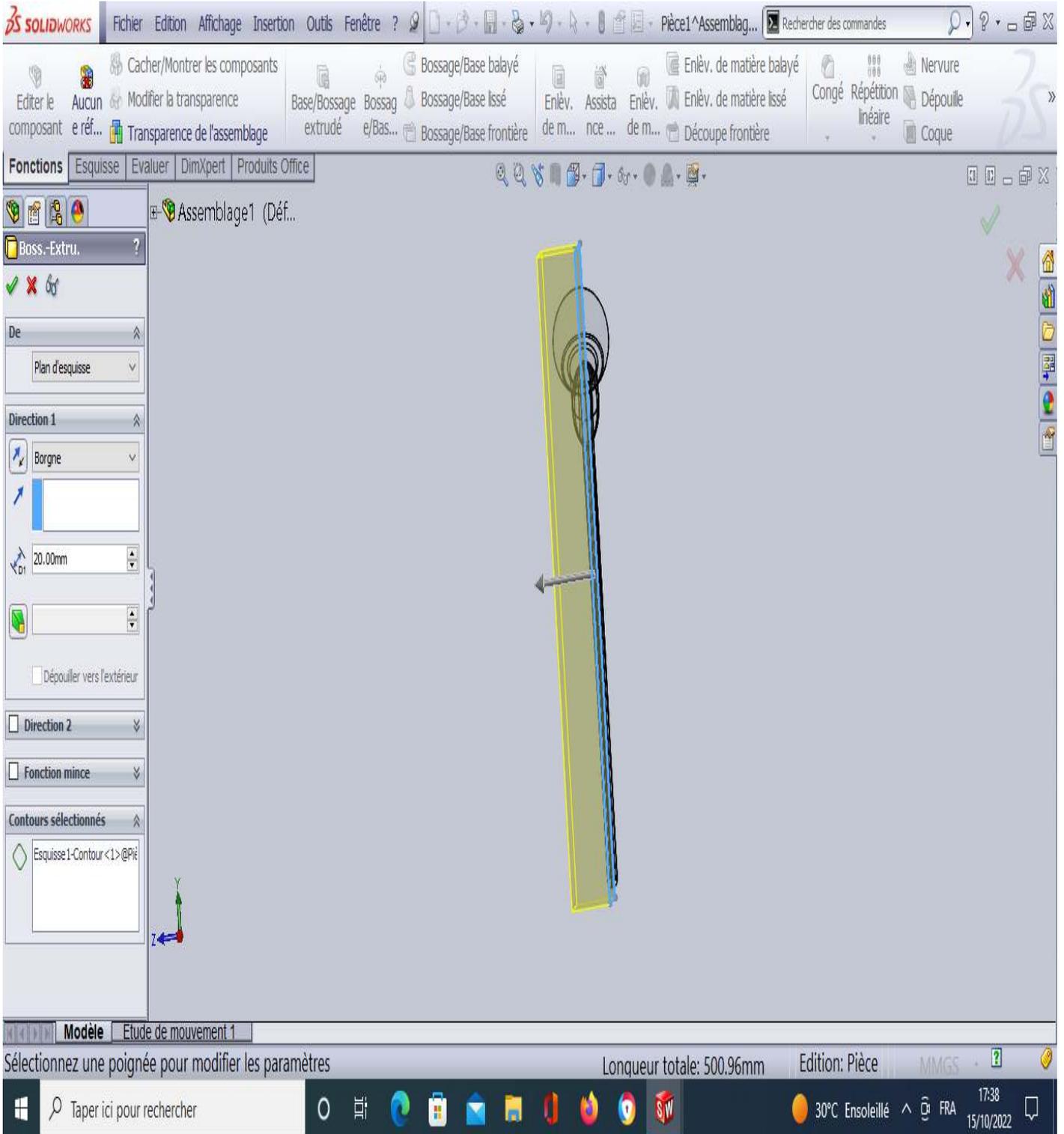


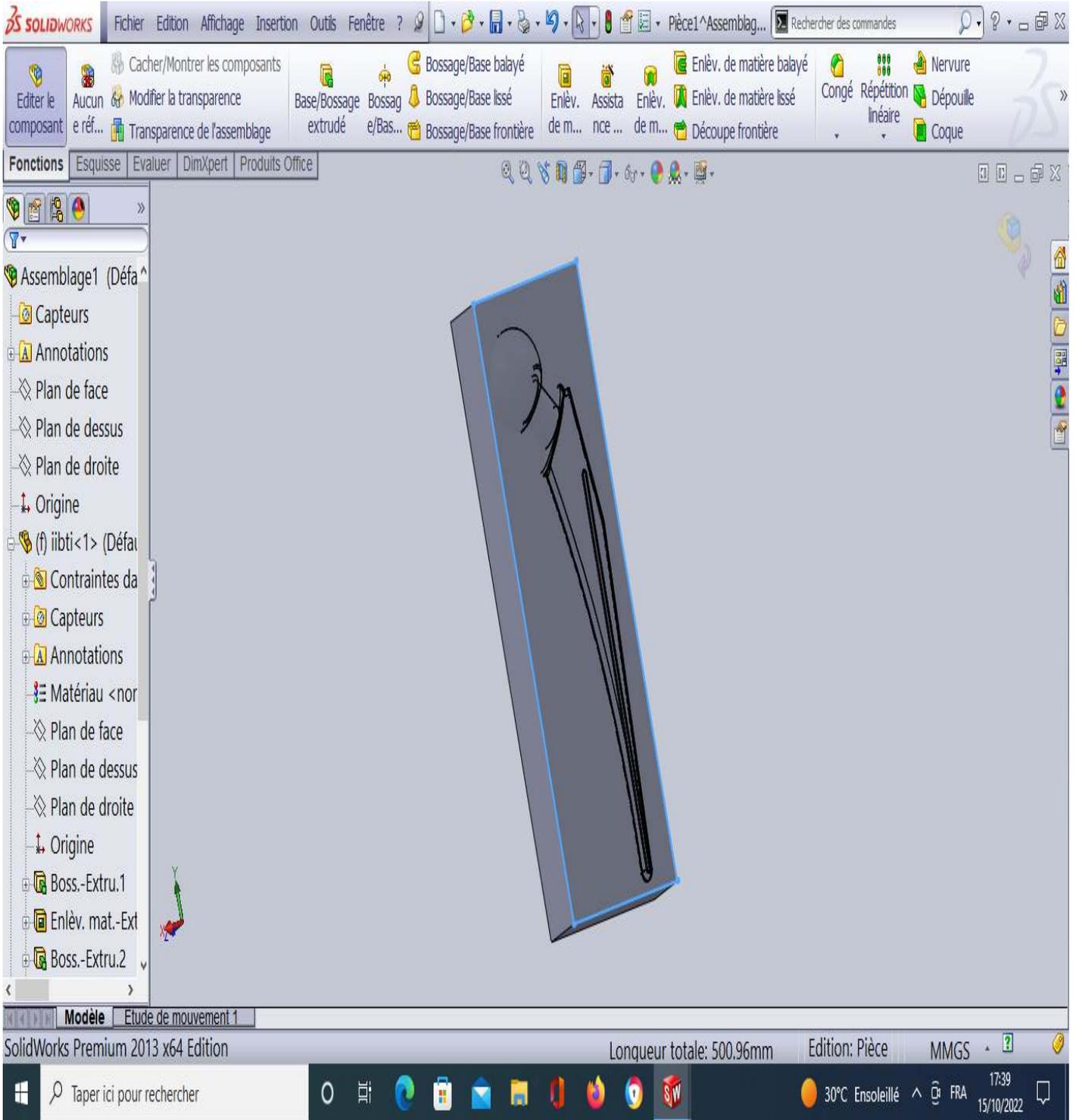


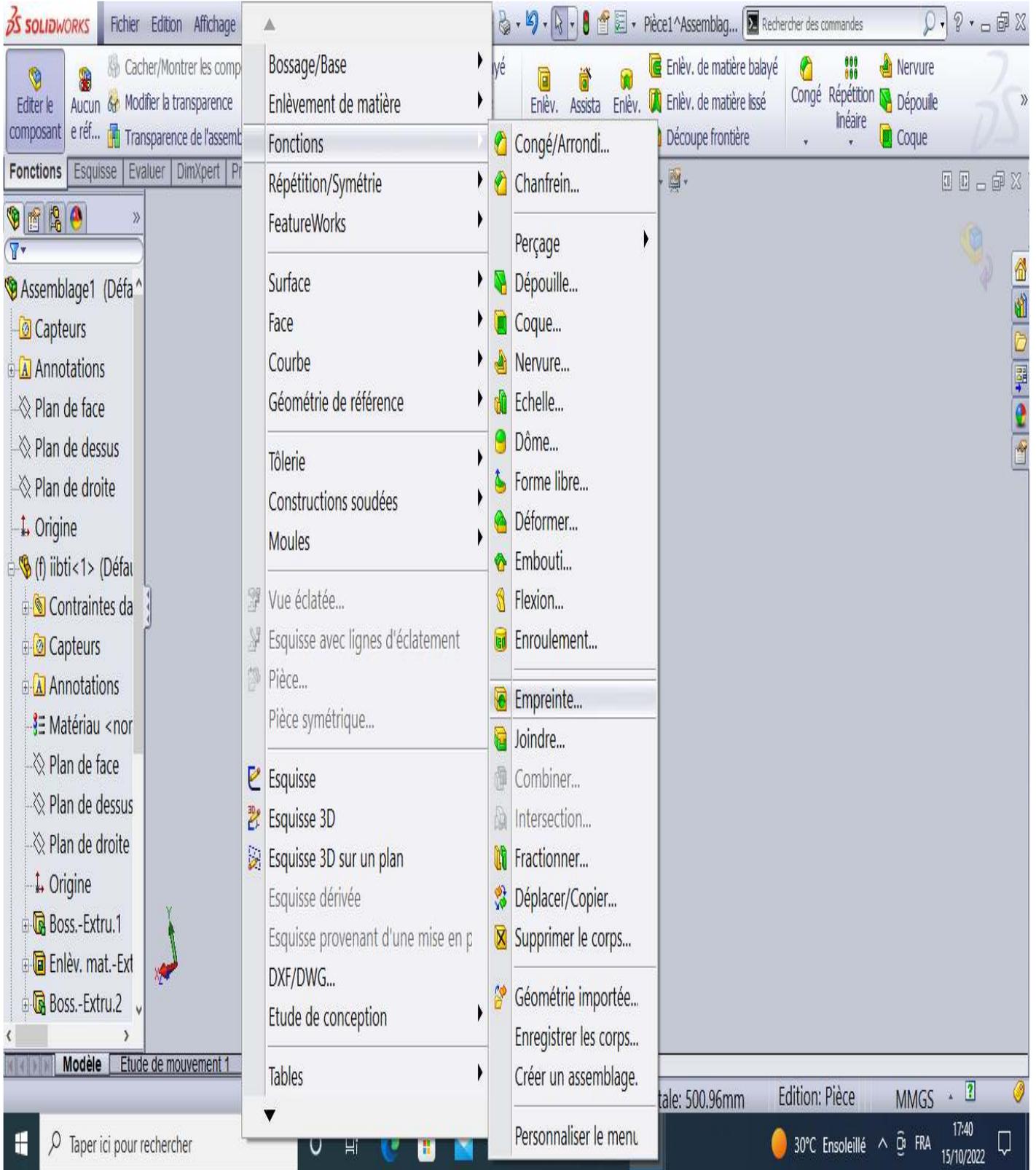


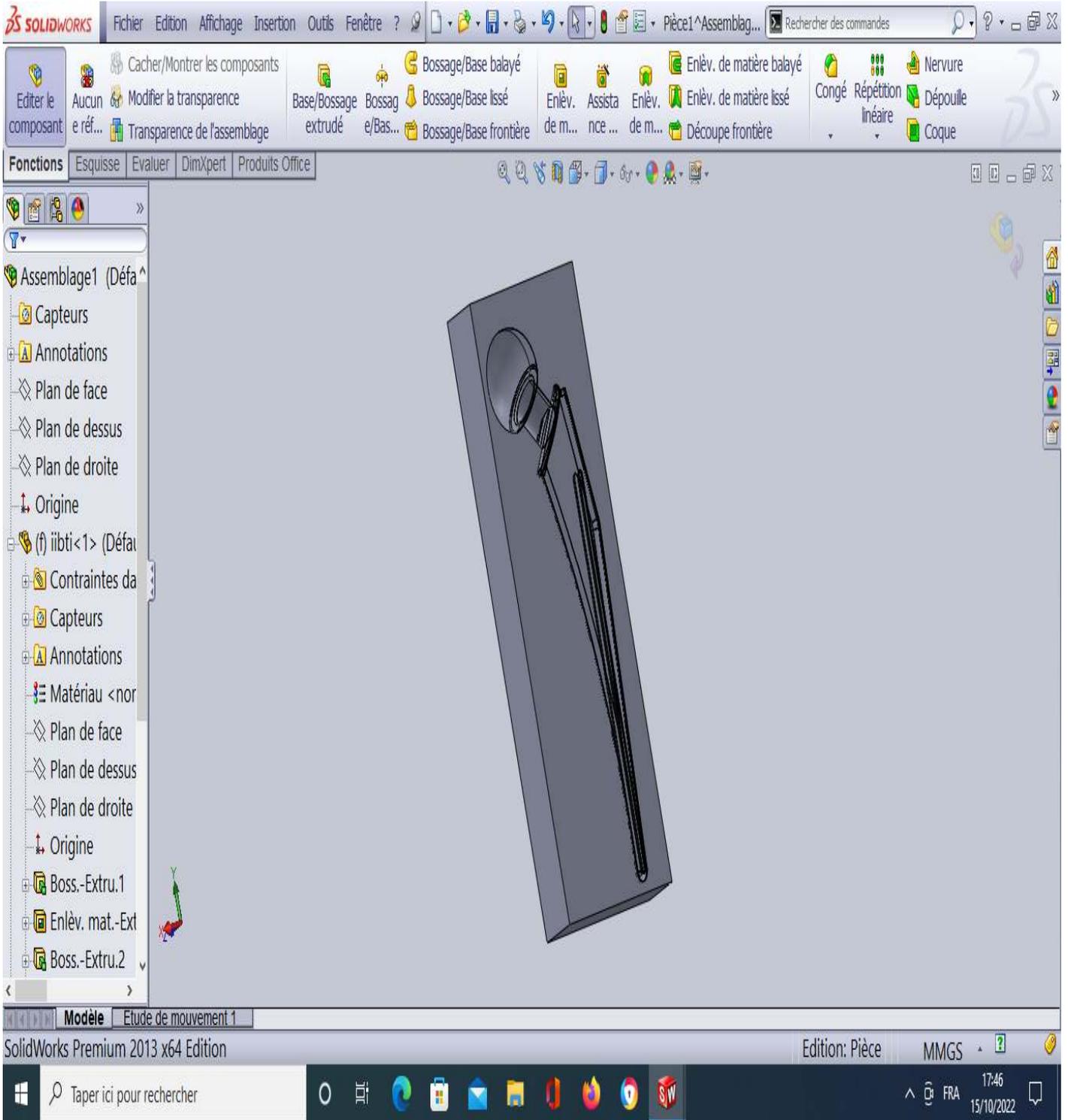


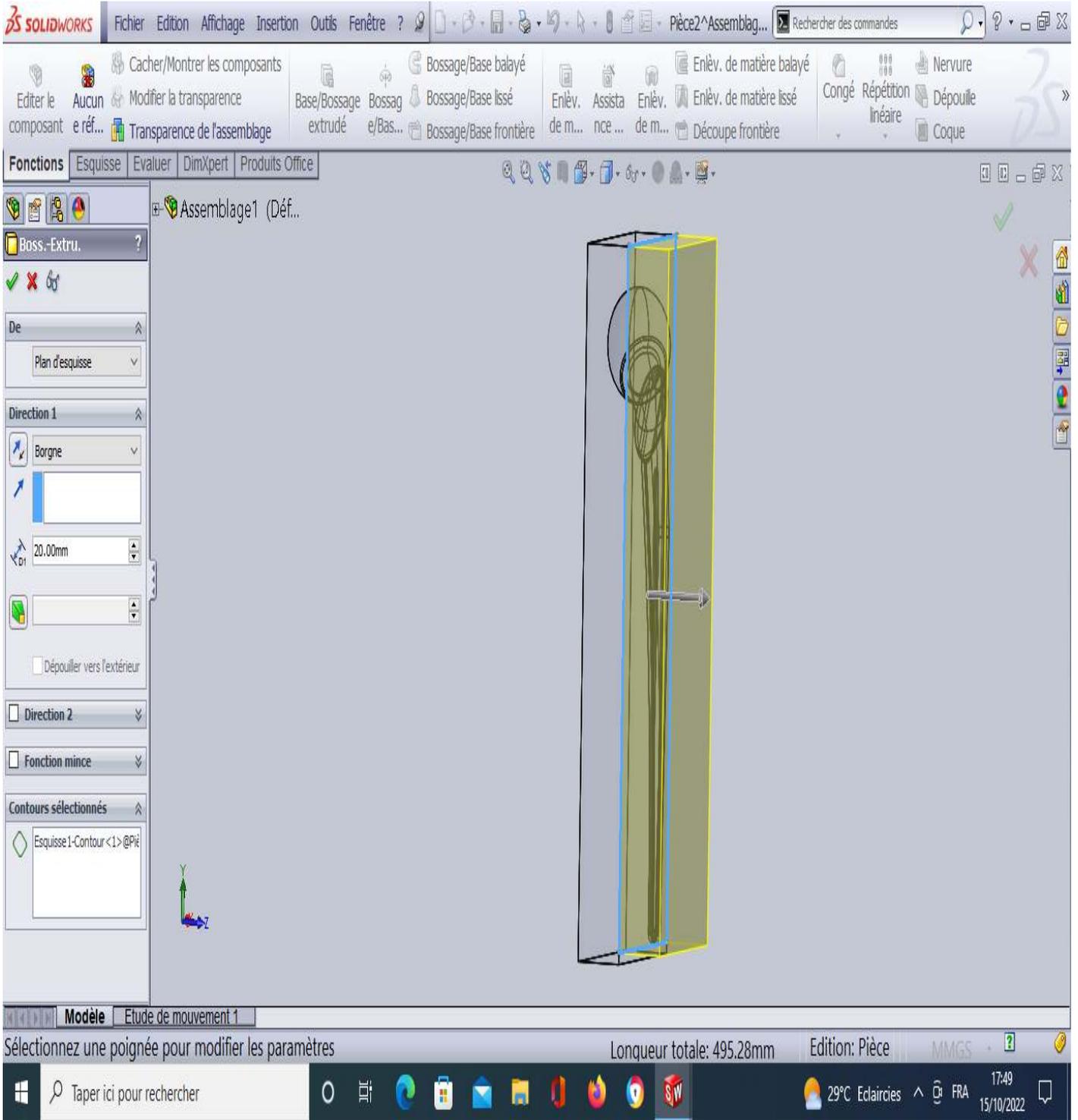


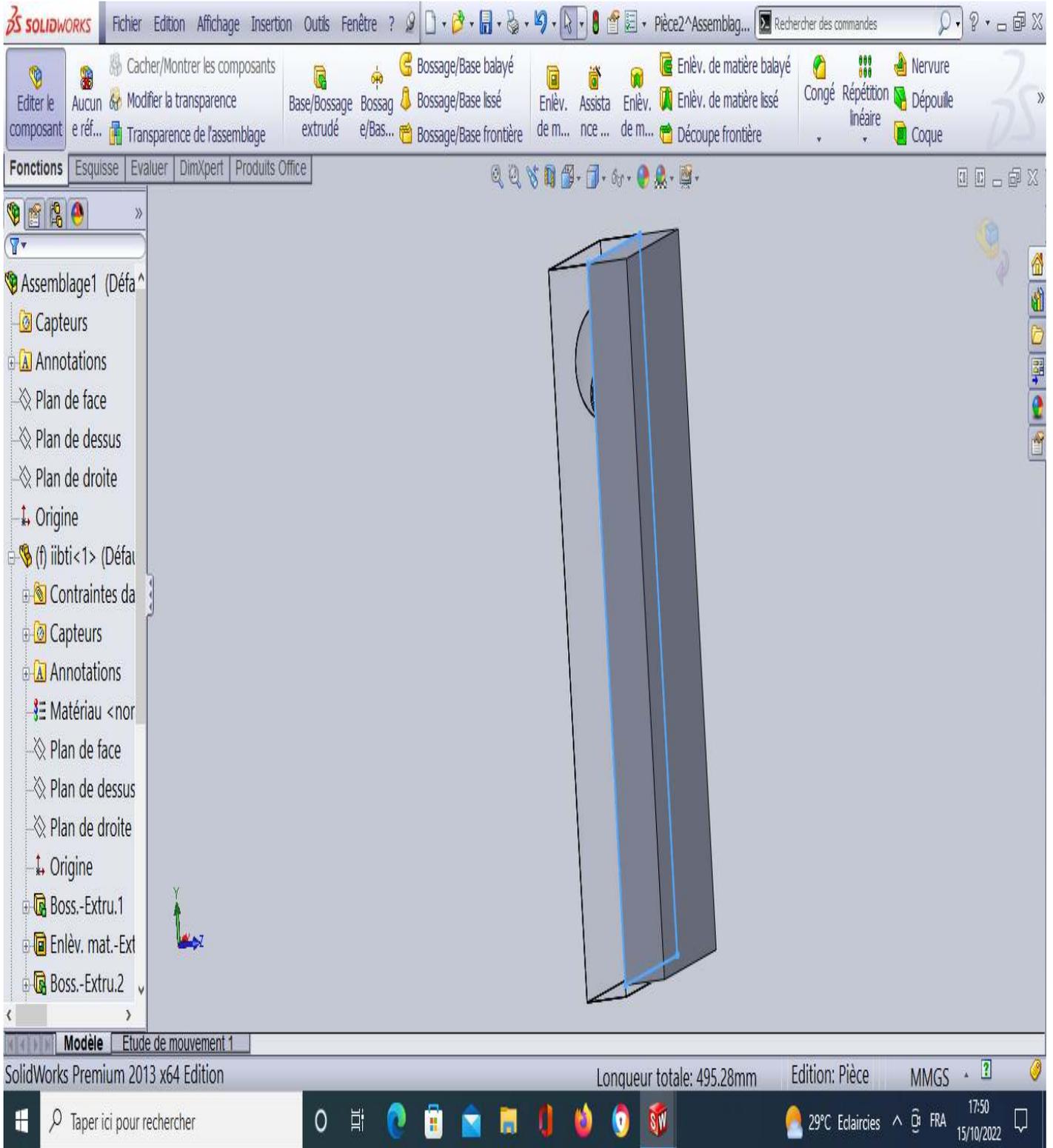


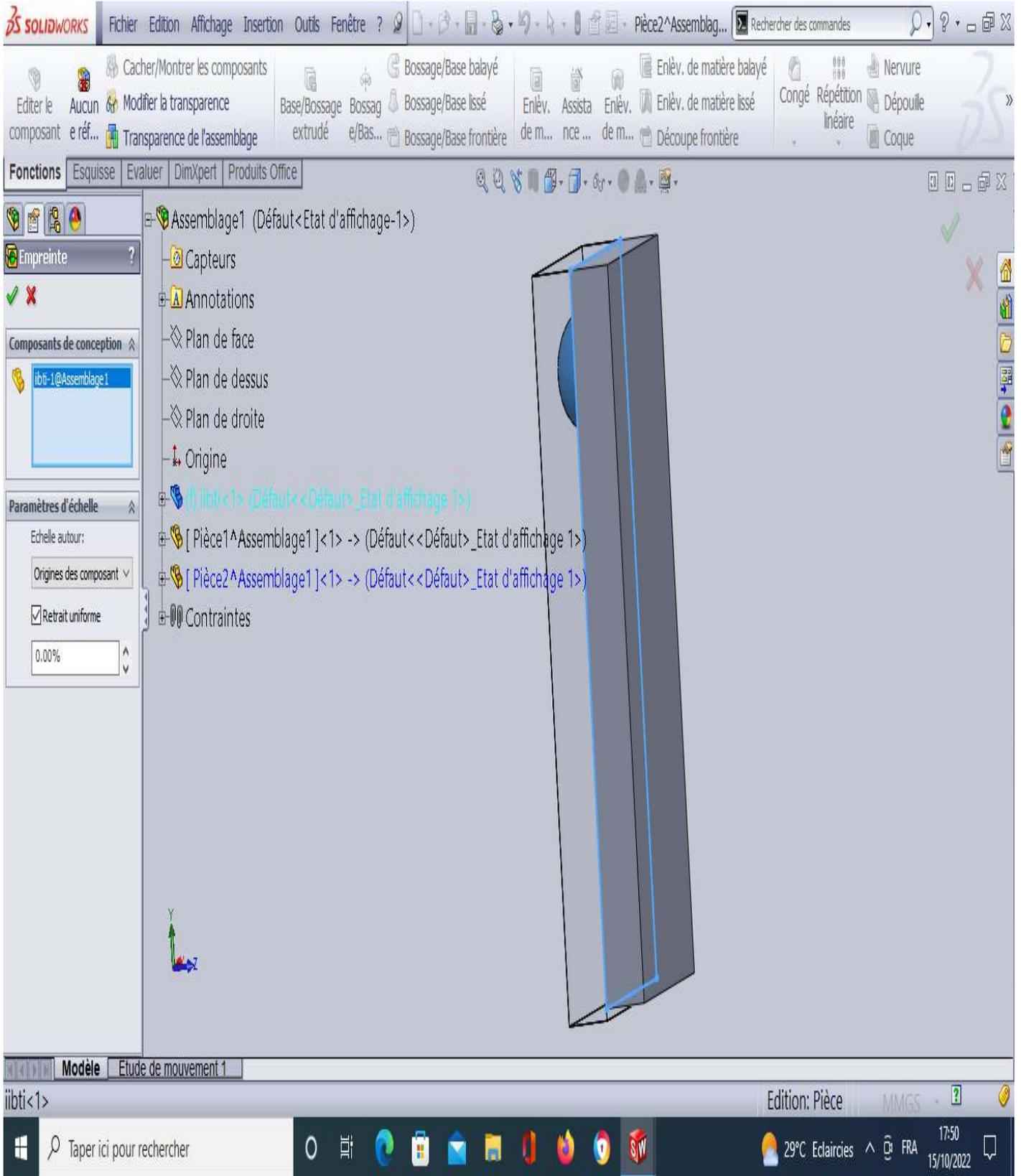


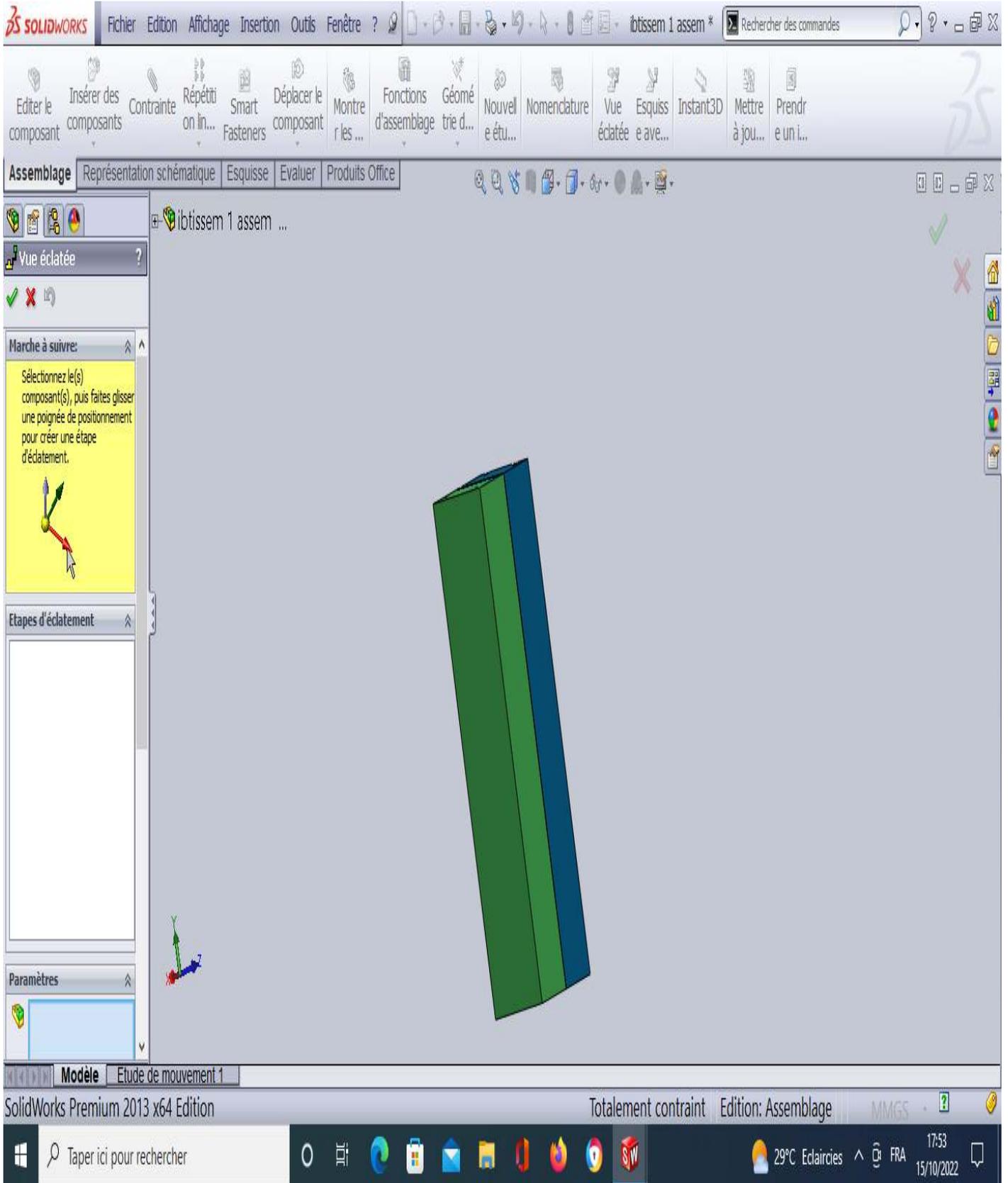


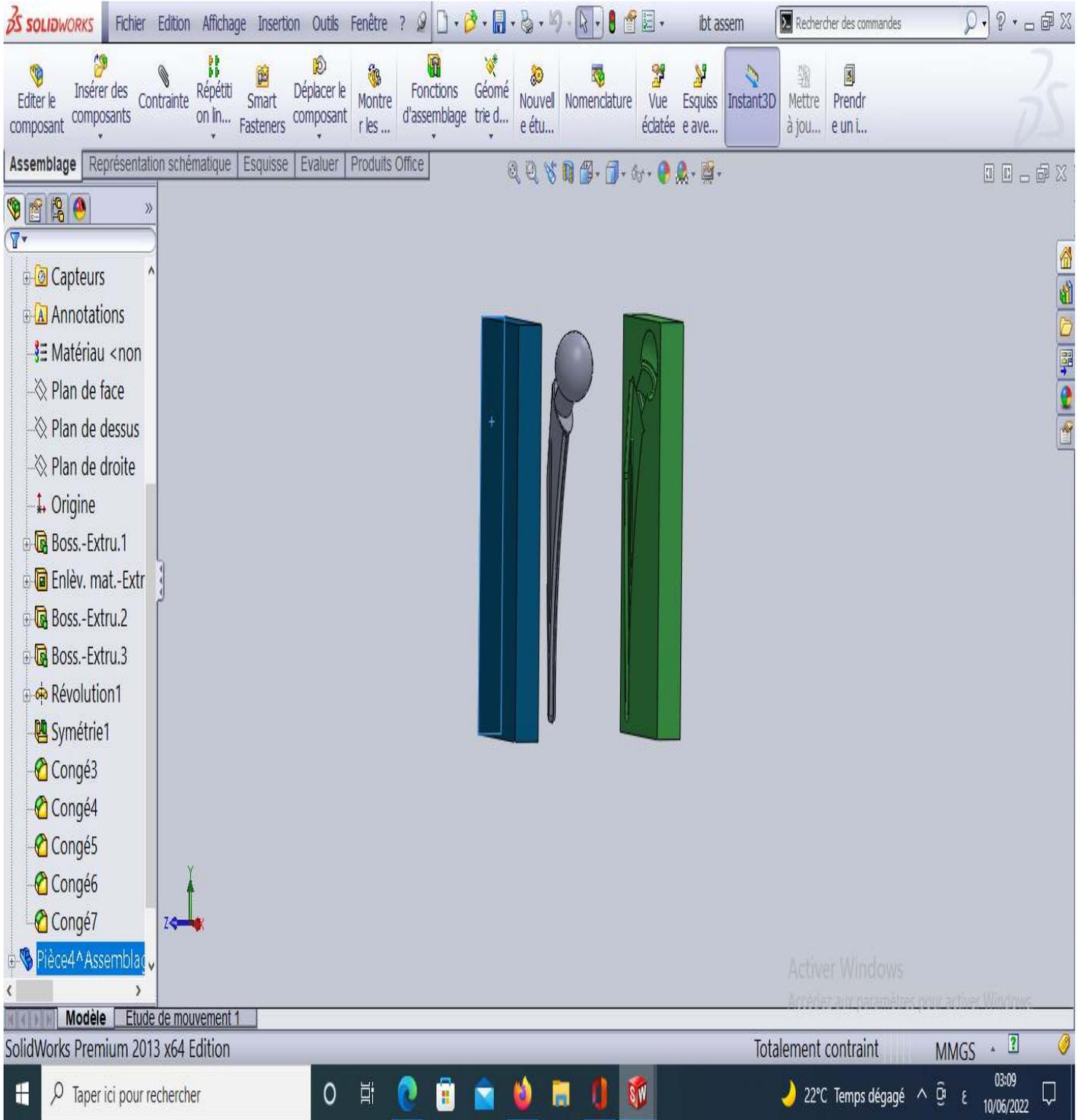












#### **IV. Mastercam :**

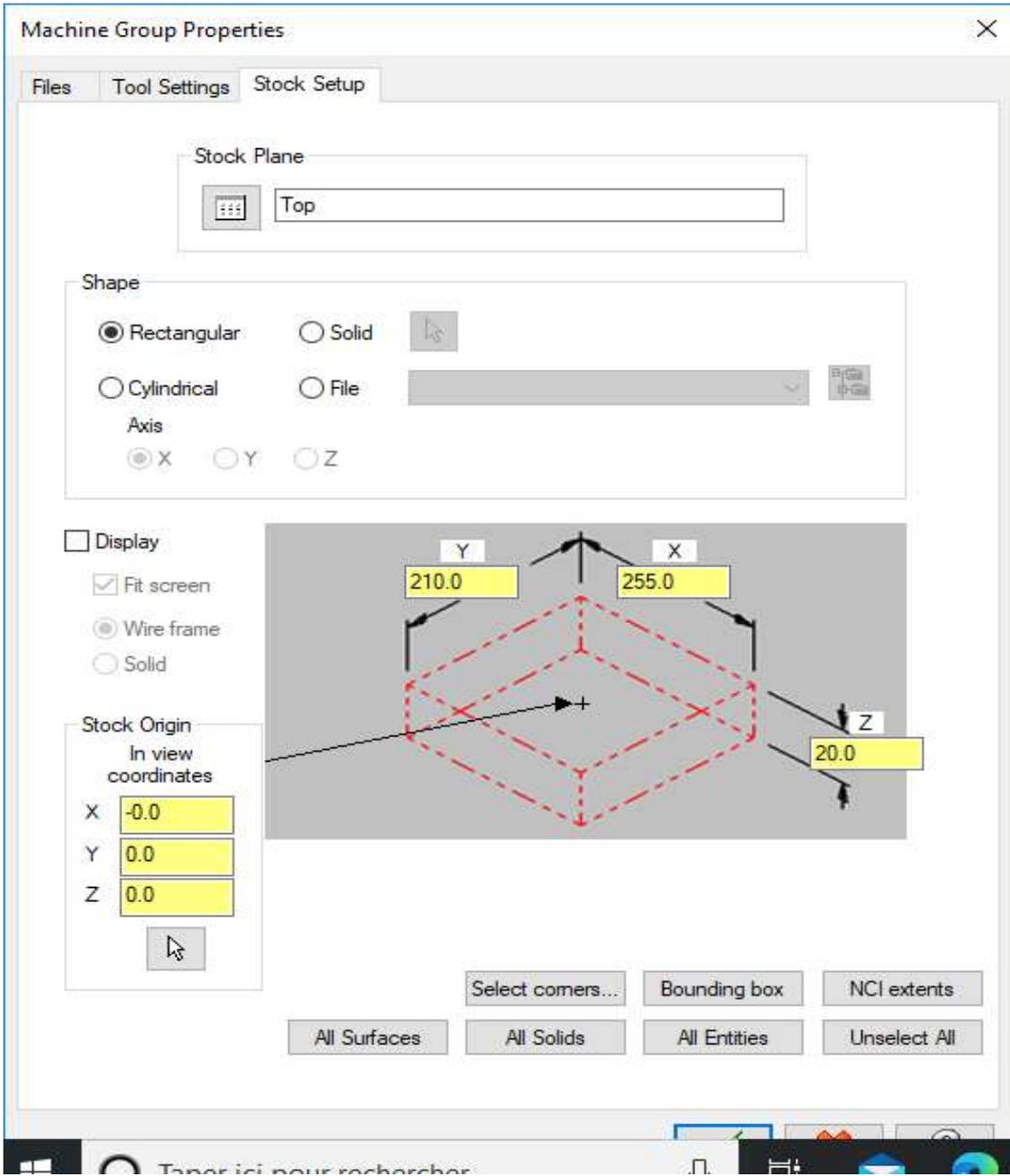
Est un logiciel de conception et de fabrication assistée par ordinateur.

Mastercam peut programmer des machines via un ordinateur (machines industrielles la plupart du temps, mais les particuliers peuvent aussi les utiliser à petite échelle). C'est un logiciel vendu en France et dans le monde. Il est distribué par des sociétés indépendantes.

Le logiciel comprend diverses fonctions d'usinage et des modules (Catia, Curve, Art, etc.) peuvent être ajoutés. Les fonctions de base les plus connues sont le fraisage et le tournage. Le logiciel CAD/CAM (Computer Aided Manufacturing Design) compte plus de 120 000 licences officielles délivrées, ce qui en fait l'un des leaders du marché.

Les machines de programmation peuvent aussi être des robots très précis, usinant de très petites pièces. Dans ce cas, Mastercam peut être combiné avec le travail d'autres logiciels pour accomplir sa tâche.[17]

#### **Gamme d'usinage :**



2D Toolpaths - Facing



- Toolpath Type
- Tool
- Holder
- Cut Parameters
  - Depth Cuts
- Linking Parameters
  - Home / Ref. Points
- Arc Filter / Tolerance
- Planes (WCS)
- Coolant
- Canned Text
- Misc Values
- Axis Control
  - Axis Combination
  - Rotary Axis Control



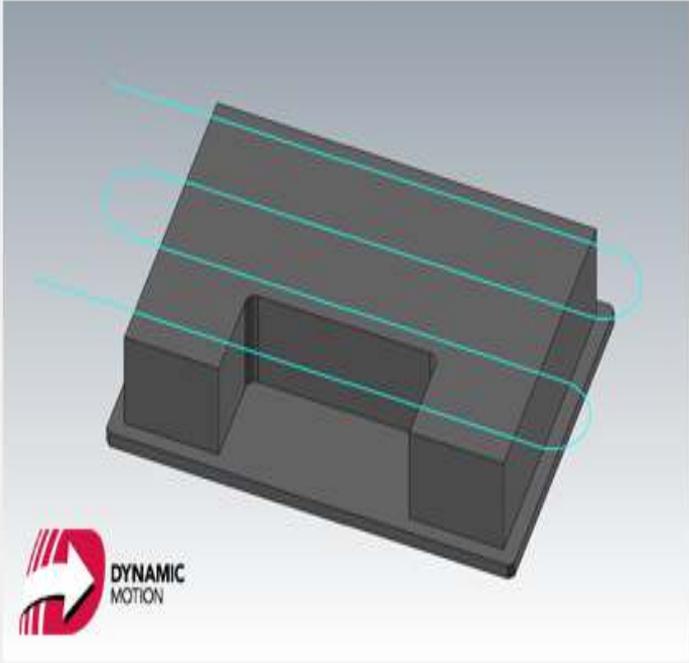
Chain geometry

(1)



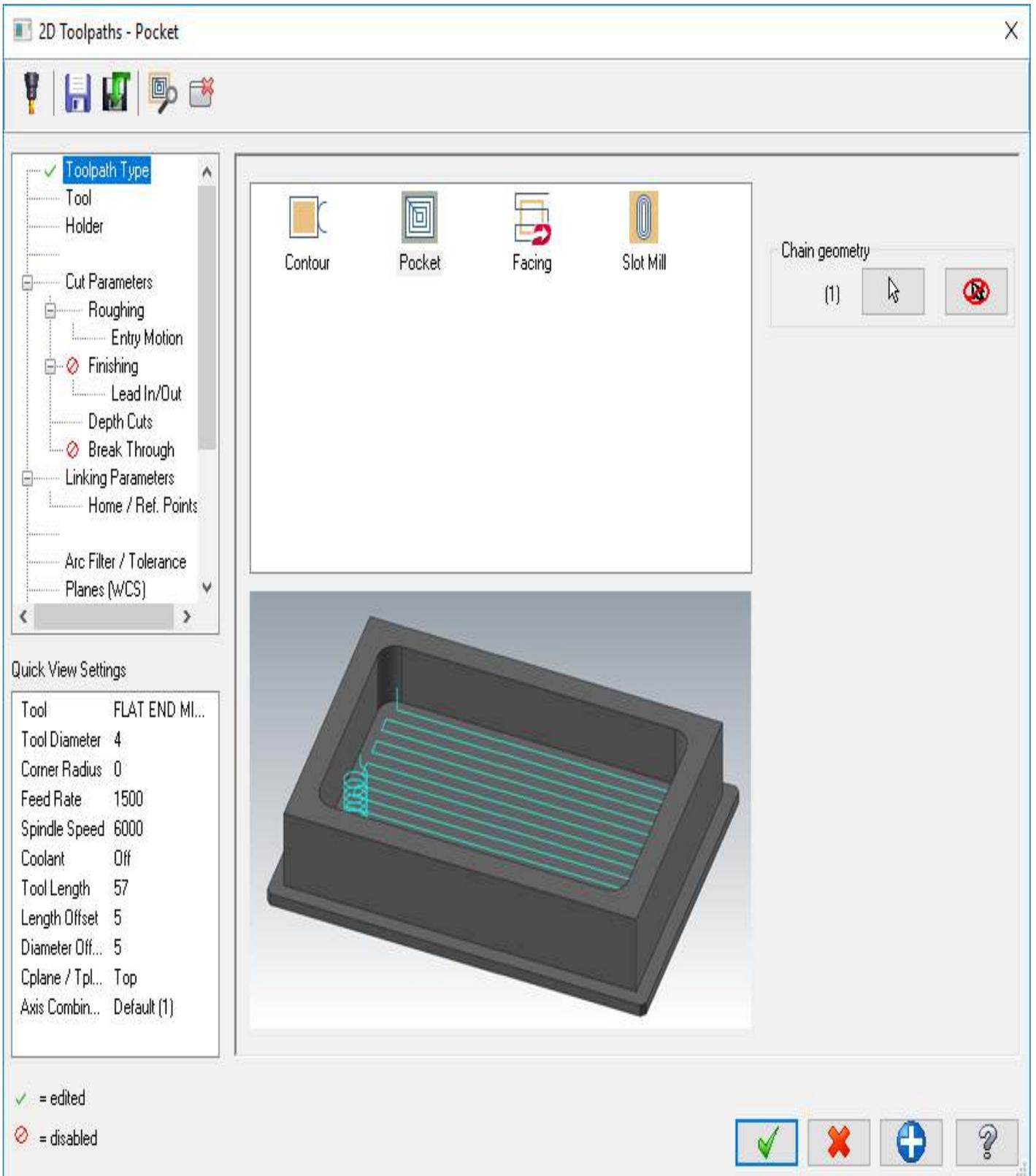
Quick View Settings

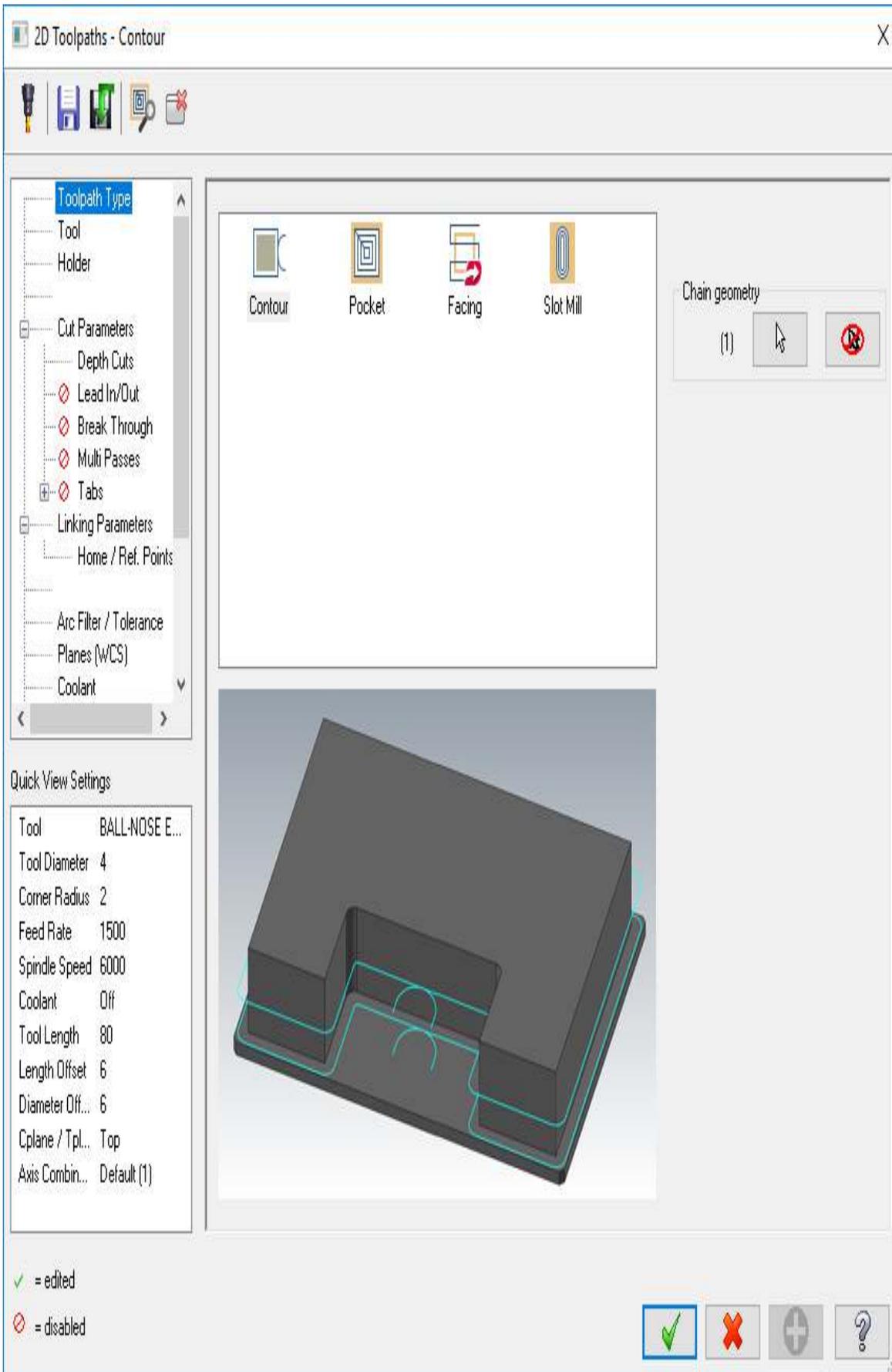
Tool	FLAT END MI...
Tool Diameter	4
Corner Radius	0
Feed Rate	1500
Spindle Speed	6000
Coolant	Off
Tool Length	57
Length Offset	5
Diameter Off...	5
Cplane / Tpl...	Top
Axis Combin...	Default (1)

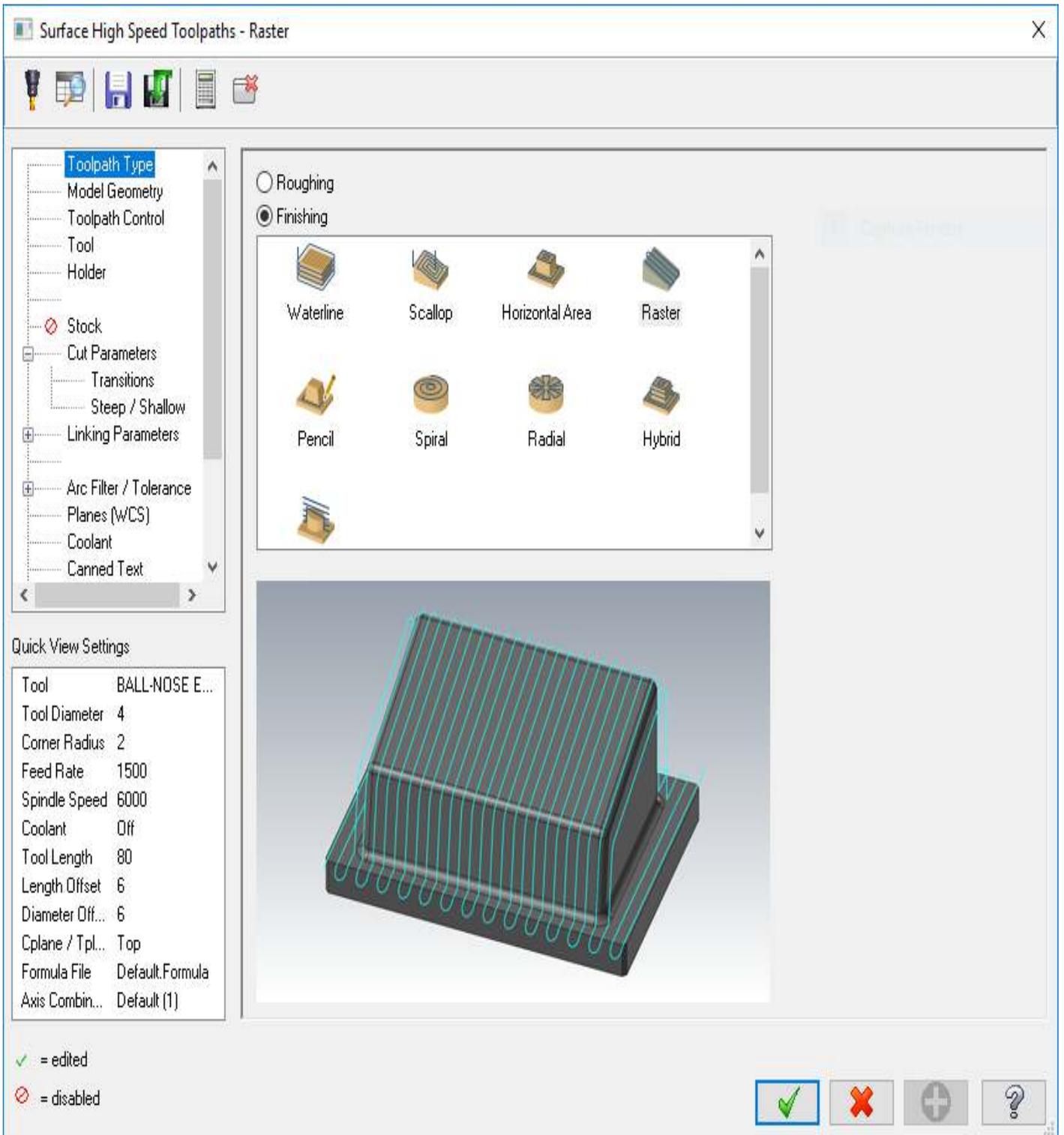


- = edited
- = disabled









Surface High Speed Toolpaths - Area Roughing

The screenshot displays a CAD software interface for configuring a surface high-speed toolpath. The main window is titled "Surface High Speed Toolpaths - Area Roughing". At the top, there is a toolbar with icons for tool selection, model manipulation, and simulation. On the left, a tree view shows the toolpath structure, with "Toolpath Type" selected. Below the tree is a "Quick View Settings" panel. The main workspace contains two radio buttons for "Roughing" (selected) and "Finishing". Below these are two icons: "Area Roughing" and "Dynamic OptiRough". At the bottom, a 3D model of a part is shown with cyan toolpath lines overlaid on its surface.

**Toolpath Type**

- Model Geometry
- Toolpath Control
- Tool
- Holder
- Stock
- Cut Parameters
  - Trochoidal motion
  - Transitions
  - Steep / Shallow
- Linking Parameters
- Arc Filter / Tolerance
- Planes (WCS)
- Coolant

**Quick View Settings**

Tool	FLAT END MI...
Tool Diameter	4
Corner Radius	0
Feed Rate	50
Spindle Speed	3500
Coolant	Off
Tool Length	57
Length Offset	5
Diameter Off...	5
Cplane / Tpl...	Top
Formula File	Default.Formula
Axis Combin...	Default (1)

Roughing  
 Finishing

Area Roughing      Dynamic OptiRough

# Surface High Speed Toolpaths - Scallop



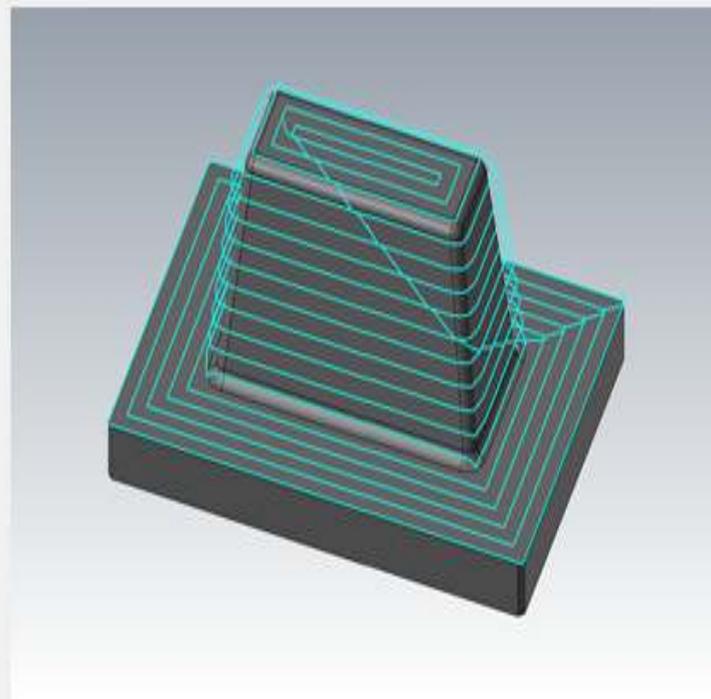
- Toolpath Type
- Model Geometry
- Toolpath Control
- Tool
- Holder
- Stock
- Cut Parameters
  - Transitions
  - Steep / Shallow
- Linking Parameters
- Arc Filter / Tolerance
- Planes (WCS)
- Coolant
- Canned Text

- Roughing
- Finishing



## Quick View Settings

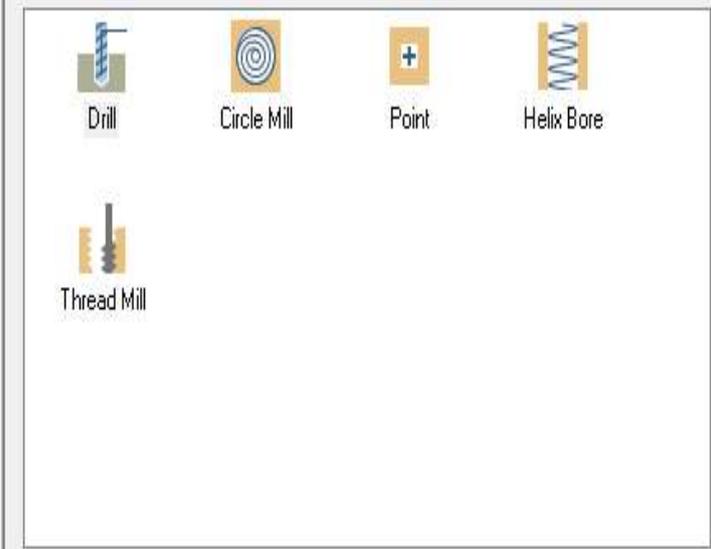
Tool	BALL-NOSE E...
Tool Diameter	4
Corner Radius	2
Feed Rate	1500
Spindle Speed	6000
Coolant	Off
Tool Length	80
Length Offset	6
Diameter Off...	6
Cplane / Tpl...	Top
Formula File	Default.Formula
Axis Combin...	Default (1)



✓ = edited



- Toolpath Type**
- Tool
- Holder
- Stock
- Cut Parameters
- Linking Parameters
  - Tip Comp
  - Home / Ref. Points
- Planes (WCS)
- Coolant
- Canned Text
- Misc Values
- Axis Control
  - Axis Combination
  - Rotary Axis Control



Point geometry

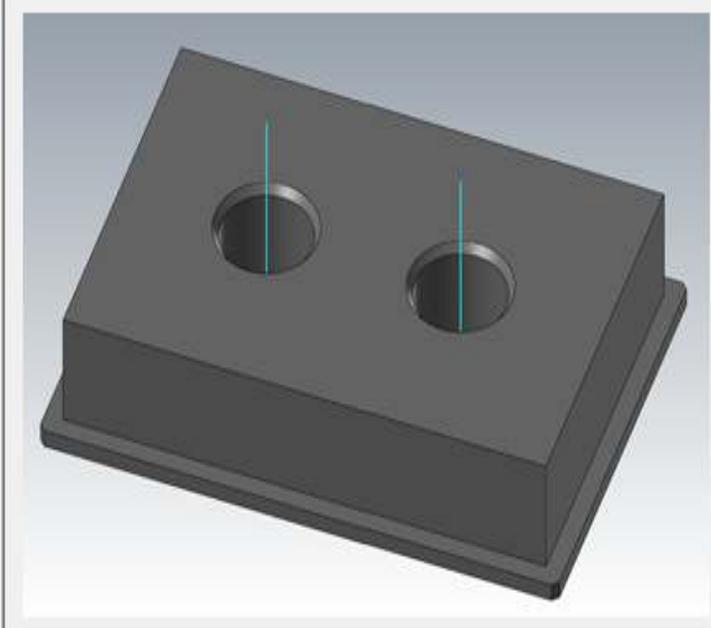
(1)

Arc geometry

(1)

Quick View Settings

Tool	HSS/TIN DRI...
Tool Diameter	4
Corner Radius	0
Feed Rate	1500
Spindle Speed	6000
Coolant	Off
Tool Length	75
Length Offset	1
Diameter Off...	1
Cplane / Tpl...	Top
Axis Combin...	Default (1)
Tip comp	On



✓ = edited  
 ⊘ = disabled



2D Toolpaths - Helix Bore

Tool  
 Holder  
 Stock  
 Cut Parameters  
     Rough/Finish  
 Linking Parameters  
     Home / Ref. Points  
 Planes (WCS)  
 Coolant  
 Canned Text  
 Misc Values  
 Axis Control  
     Axis Combination  
     Rotary Axis Control

Quick View Settings

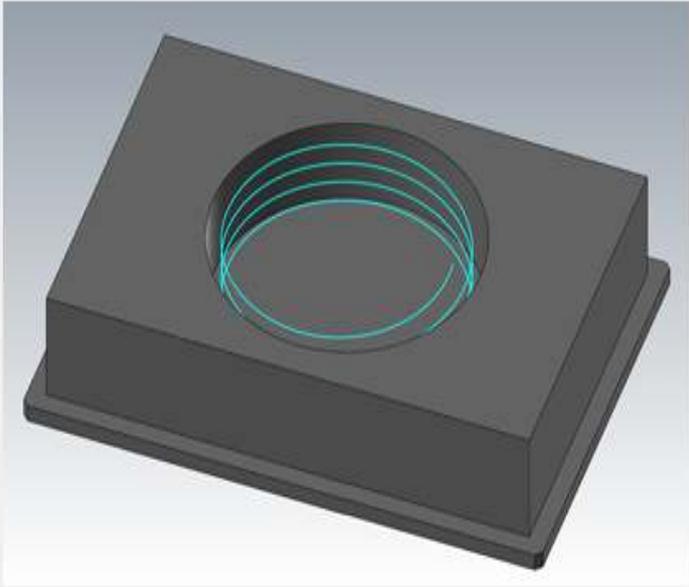
Tool	FLAT END MI...
Tool Diameter	10
Corner Radius	0
Feed Rate	3060.04
Spindle Speed	10790
Coolant	Off
Tool Length	72
Length Offset	5
Diameter Off...	5
Cplane / Tpl...	Top
Axis Combin...	Default (1)

= edited  
 = disabled

Drill    Circle Mill    Point    Helix Bore  
 Thread Mill

Point geometry (4)

Arc geometry (4)





- Toolpath Type**
- Tool
- Holder
- Stock
- Cut Parameters
- Linking Parameters
  - Tip Comp
  - Home / Ref. Points
- Planes (WCS)
- Coolant
- Canned Text
- Misc Values
- Axis Control
  - Axis Combination
  - Rotary Axis Control



Point geometry

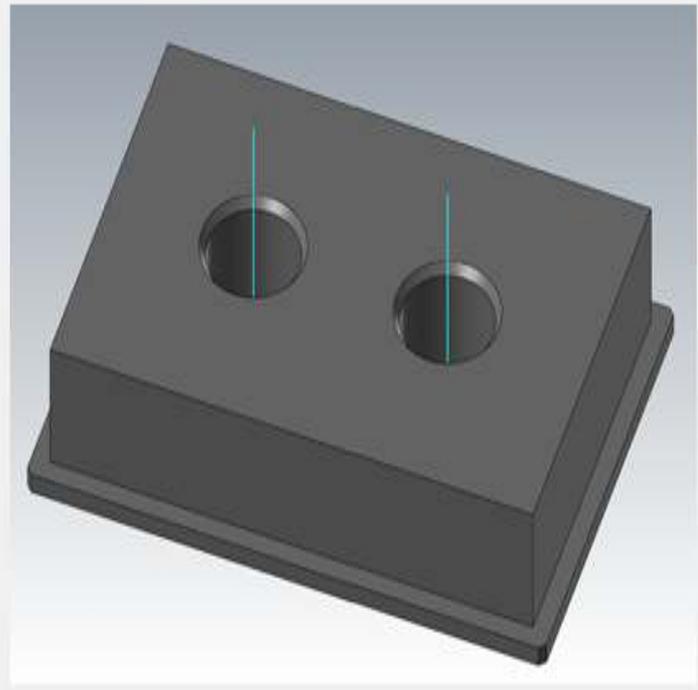
(1)

Arc geometry

(1)

Quick View Settings

Tool	HSS/TIN DRI...
Tool Diameter	4
Corner Radius	0
Feed Rate	1500
Spindle Speed	6000
Coolant	Off
Tool Length	75
Length Offset	1
Diameter Off...	1
Cplane / Tpl...	Top
Axis Combin...	Default (1)
Tip comp	On



✓ = edited  
 ⊗ = disabled



2D Toolpaths - Contour

**Toolpath Type**

- Tool
- Holder
- Cut Parameters
  - Depth Cuts
  - Lead In/Out
  - Break Through
  - Multi Passes
  - Tabs
- Linking Parameters
  - Home / Ref. Points
- Arc Filter / Tolerance
- Planes (w/CS)
- Coolant

Contour

Pocket

Facing

Slot Mill

Chain geometry

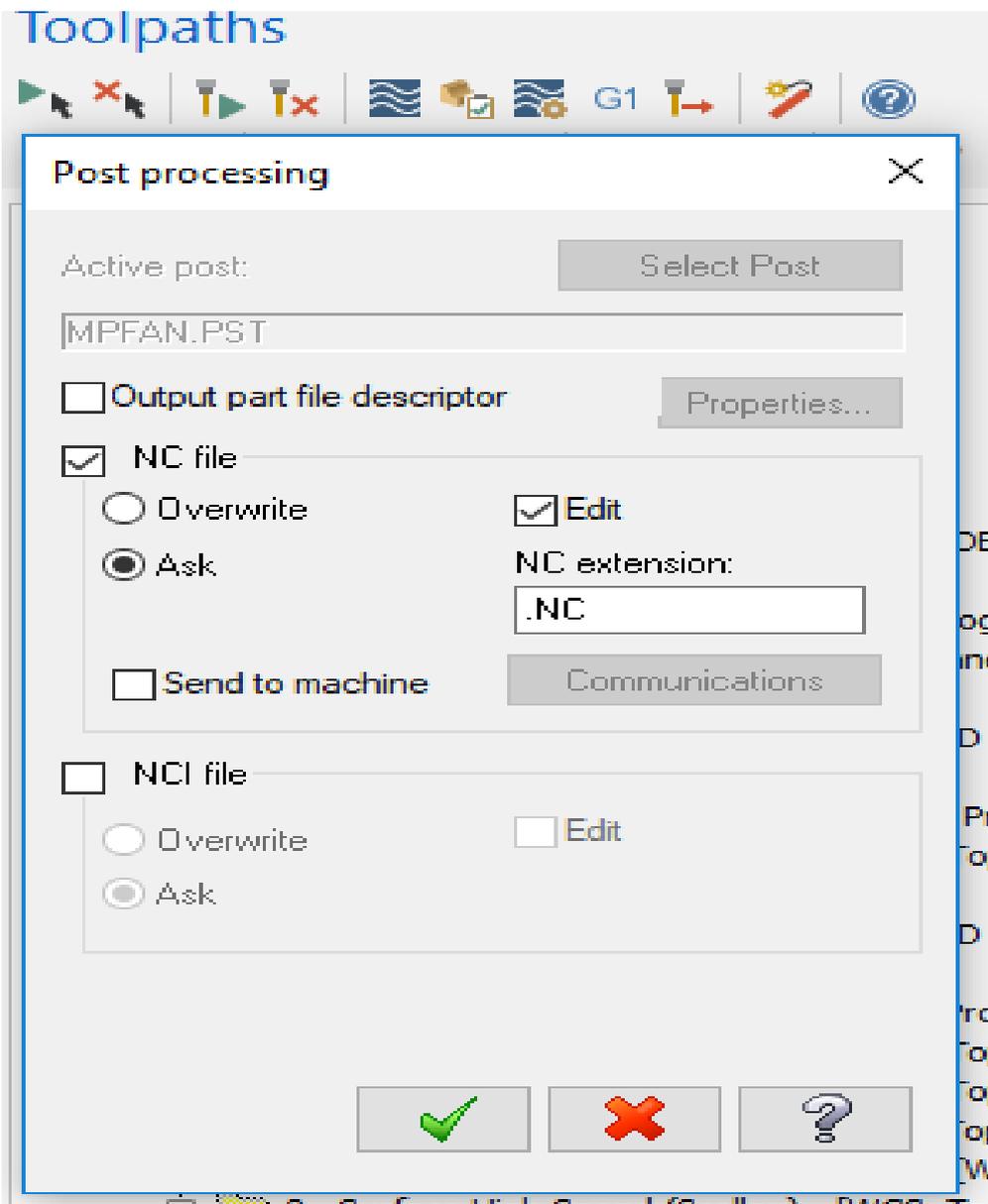
(1)

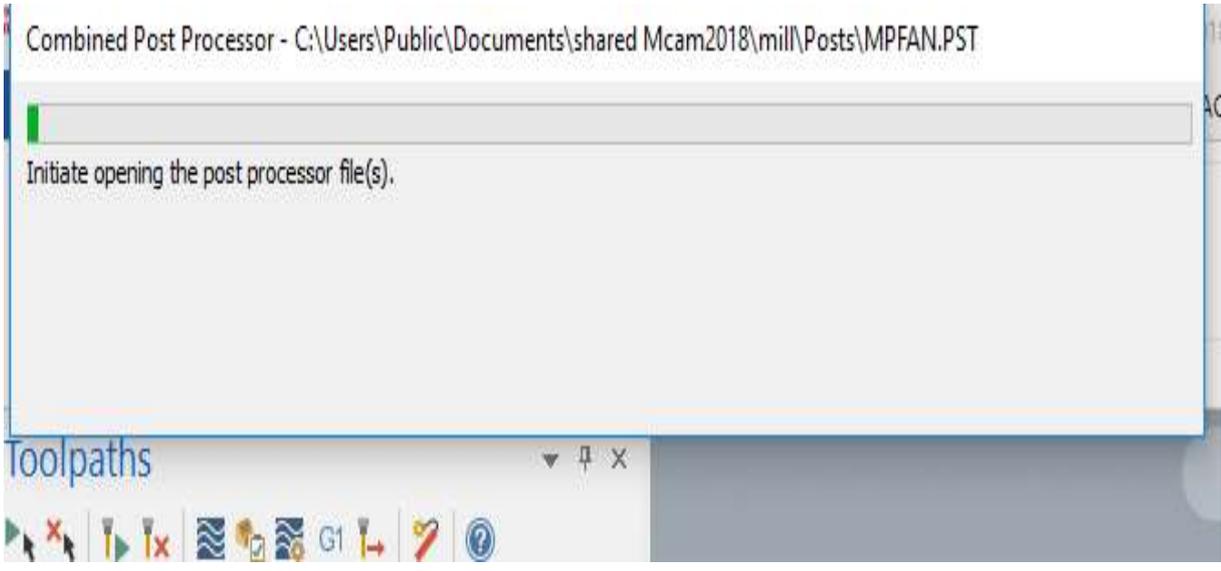
**Quick View Settings**

Tool	FLAT END MI...
Tool Diameter	5
Corner Radius	0
Feed Rate	1500
Spindle Speed	6000
Coolant	Off
Tool Length	57
Length Offset	5
Diameter Off...	5
Cplane / Tpl...	Top
Axis Combin...	Default (1)

= edited  
 = disabled

G-code :





ibnt assem 1.NC - Mastercam 2018 Code Expert

File Home View NC Functions

Go To Insert Block Numbers Insert Block Skip Send File  
 Remove Block Numbers Remove Block Skip Send  
 Remove Spaces Remove Comments Receive

Editing Communications Syncs Tools Multi-Stream

ibnt assem 1.NC X

```

1  %
2  O0000 (IBT ASSEM 1)
3  (DATE=DD-MM-YY - 15-07-22 TIME=HH:MM - 01:53)
4  (MCX FILE - C:\USERS\QF\DOWNLOADS\IBT ASSEM FINAL (1).MCAM)
5  (NC FILE - C:\USERS\QF\ONEDRIVE\DOCUMENTS\MY MCAM2018\MILL\NC\IBT ASSEM 1.NC)
6  (MATERIAL - ALUMINUM MM - 2024)
7  ( T9 | SHOULDER MILL - 40 | H9 )
8  ( T5 | FLAT END MILL - 5 | H5 )
9  ( T6 | BALL-NOSE END MILL - 4 | H6 )
10 ( T1 | HSS/TIN DRILL 8XDC- 5.5 | H1 )
11 N100 G21
12 N110 G0 G17 G40 G49 G80 G90
13 / N120 G91 G28 Z0.
14 / N130 G28 X0. Y0.
15 / N140 G92 X250. Y250. Z250.
16 N150 T9 M6
17 N160 G0 G90 X-127.498 Y-149. A0. S6000 M3
18 N170 G43 H9 Z25.
19 N180 Z10.
20 N190 G1 Z-.1 F400.
21 N200 Y129. F1500.
22 N210 G2 X-113.332 Y143.166 I14.166 J0.
23 N220 X-99.165 Y129. I0. J-14.166
24 N230 G1 Y-129.
25 N240 G3 X-84.999 Y-143.166 I14.166 J0.
26 N250 X-70.832 Y-129. I0. J14.166
27 N260 G1 Y129.
28 N270 G2 X-56.666 Y143.166 I14.166 J0.
29 N280 X-42.499 Y129. I0. J-14.166
30 N290 G1 Y-129.
31 N300 G3 X-28.333 Y-143.166 I14.166 J0.
32 N310 X-14.166 Y-129. I0. J14.166
33 N320 G1 Y129

```

N300 G3 X-28.333 Y-143.166 I14.166 J0.  
N310 X-14.166 Y-129. I0. J14.166  
N320 G1 Y129.  
N330 G2 X0. Y143.166 I14.166 J0.  
N340 X14.166 Y129. I0. J-14.166  
N350 G1 Y-129.  
N360 G3 X28.333 Y-143.167 I14.167 J0.  
N370 X42.499 Y-129. I0. J14.167  
N380 G1 Y129.  
N390 G2 X56.666 Y143.167 I14.167 J0.  
N400 X70.832 Y129. I0. J-14.167  
N410 G1 Y-129.  
N420 G3 X84.999 Y-143.167 I14.167 J0.  
N430 X99.165 Y-129. I0. J14.167  
N440 G1 Y129.  
N450 G2 X113.332 Y143.167 I14.167 J0.  
N460 X127.498 Y129. I0. J-14.167  
N470 G1 Y-149.  
N480 G0 Z25.  
N490 X-127.498  
N500 Z10.  
N510 G1 Z-.2 F400.  
N520 Y129. F1500.  
N530 G2 X-113.332 Y143.166 I14.166 J0.  
N540 X-99.165 Y129. I0. J-14.166  
N550 G1 Y-129.  
N560 G3 X-84.999 Y-143.166 I14.166 J0.  
N570 X-70.832 Y-129. I0. J14.166  
N580 G1 Y129.

N890 X-70.832 Y-129. I0. J14.166  
N900 G1 Y129.  
N910 G2 X-56.666 Y143.166 I14.166 J0.  
N920 X-42.499 Y129. I0. J-14.166  
N930 G1 Y-129.  
N940 G3 X-28.333 Y-143.166 I14.166 J0.  
N950 X-14.166 Y-129. I0. J14.166  
N960 G1 Y129.  
N970 G2 X0. Y143.166 I14.166 J0.  
N980 X14.166 Y129. I0. J-14.166  
N990 G1 Y-129.  
N1000 G3 X28.333 Y-143.167 I14.167 J0.  
N1010 X42.499 Y-129. I0. J14.167  
N1020 G1 Y129.  
N1030 G2 X56.666 Y143.167 I14.167 J0.  
N1040 X70.832 Y129. I0. J-14.167  
N1050 G1 Y-129.  
N1060 G3 X84.999 Y-143.167 I14.167 J0.  
N1070 X99.165 Y-129. I0. J14.167  
N1080 G1 Y129.  
N1090 G2 X113.332 Y143.167 I14.167 J0.  
N1100 X127.498 Y129. I0. J-14.167  
N1110 G1 Y-149.  
N1120 G0 Z25.  
N1130 X-127.498  
N1140 Z10.  
N1150 G1 Z-.4 F400.  
N1160 Y129. F1500.  
N1170 G2 X-113.332 Y143.166 I14.166 J0.

N1180 X-99.165 Y129. I0. J-14.166  
N1190 G1 Y-129.  
N1200 G3 X-84.999 Y-143.166 I14.166 J0.  
N1210 X-70.832 Y-129. I0. J14.166  
N1220 G1 Y129.  
N1230 G2 X-56.666 Y143.166 I14.166 J0.  
N1240 X-42.499 Y129. I0. J-14.166  
N1250 G1 Y-129.  
N1260 G3 X-28.333 Y-143.166 I14.166 J0.  
N1270 X-14.166 Y-129. I0. J14.166  
N1280 G1 Y129.  
N1290 G2 X0. Y143.166 I14.166 J0.  
N1300 X14.166 Y129. I0. J-14.166  
N1310 G1 Y-129.  
N1320 G3 X28.333 Y-143.167 I14.167 J0.  
N1330 X42.499 Y-129. I0. J14.167  
N1340 G1 Y129.  
N1350 G2 X56.666 Y143.167 I14.167 J0.  
N1360 X70.832 Y129. I0. J-14.167  
N1370 G1 Y-129.  
N1380 G3 X84.999 Y-143.167 I14.167 J0.  
N1390 X99.165 Y-129. I0. J14.167  
N1400 G1 Y129.  
N1410 G2 X113.332 Y143.167 I14.167 J0.  
N1420 X127.498 Y129. I0. J-14.167  
N1430 G1 Y-149.  
N1440 G0 Z25.  
N1450 X-127.498  
N1460 Z10.  
N1470 G1 Z-.5 F400.  
N1480 Y129. F1500.

---

N2080 X39.318 Y44.547 I0. J-.126  
N2090 X39.401 Y44.43 I.126 J0.  
N2100 X39.412 Y44.428 I.011 J.029  
N2110 X39.443 Y44.459 I0. J.031  
N2120 X39.423 Y44.488 I-.031 J0.  
N2130 X39.391 Y44.494 I-.032 J-.088  
N2140 X39.297 Y44.4 I0. J-.094  
N2150 X39.359 Y44.312 I.094 J0.  
N2160 G2 X39.617 Y44.218 I-107.533 J-293.682  
N2170 G3 X39.703 Y44.203 I.086 J.234  
N2180 X39.871 Y44.267 I0. J.249  
N2190 G1 X39.908 Y44.3  
N2200 G3 X39.99 Y44.485 I-.168 J.185  
N2210 X39.791 Y44.73 I-.25 J0.  
N2220 G1 X39.496 Y44.792  
N2230 G3 X39.444 Y44.797 I-.052 J-.245  
N2240 X39.194 Y44.547 I0. J-.25  
N2250 X39.359 Y44.312 I.25 J0.  
N2260 X39.369 Y44.31 I.01 J.03  
N2270 X39.401 Y44.342 I0. J.032  
N2280 X39.38 Y44.371 I-.032 J0.  
N2290 X39.348 Y44.377 I-.032 J-.088  
N2300 X39.254 Y44.283 I0. J-.094  
N2310 X39.316 Y44.195 I.094 J0.  
N2320 G2 X39.574 Y44.1 I-107.49 J-293.565  
N2330 G3 X39.703 Y44.077 I.129 J.352  
N2340 X39.955 Y44.174 I0. J.375  
N2350 G1 X39.992 Y44.207

```

%
00000(IBT ASSEM 1)
(DATE=DD-MM-YY - 07-07-22 TIME=HH:MM - 17:35)
(MCX FILE - C:\USERS\QF\DOWNLOADS\IBT ASSEM FINAL.MCAM)
(NC FILE - C:\USERS\QF\ONEDRIVE\BUREAU\IBT ASSEM 1.NC)
(MATERIAL - ALUMINUM MM - 2024)
( T9 | SHOULDER MILL - 40 | H9 )
( T5 | FLAT END MILL - 5 | H5 )
( T6 | BALL-NOSE END MILL - 4 | H6 )
( T1 | HSS/TIN DRILL 8XDC- 5.5 | H1 )
N100 G21
N110 G0 G17 G40 G49 G80 G90
/ N120 G91 G28 Z0.
/ N130 G28 X0. Y0.
/ N140 G92 X250. Y250. Z250.
N150 T9 M6
N160 G0 G90 X-127.498 Y-149. A0. S6000 M3
N170 G43 H9 Z25.
N180 Z10.
N190 G1 Z-.1 F400.
N200 Y129. F1500.
N210 G2 X-113.332 Y143.166 I14.166 J0.
N220 X-99.165 Y129. I0. J-14.166
N230 G1 Y-129.
N240 G3 X-84.999 Y-143.166 I14.166 J0.
N250 X-70.832 Y-129. I0. J14.166
N260 G1 Y129.
N270 G2 X-56.666 Y143.166 I14.166 J0.
N280 X-42.499 Y129. I0. J-14.166
N290 G1 Y-129.

```

Activ  
Accès

N590 G2 X-56.666 Y143.166 I14.166 J0.  
N600 X-42.499 Y129. I0. J-14.166  
N610 G1 Y-129.  
N620 G3 X-28.333 Y-143.166 I14.166 J0.  
N630 X-14.166 Y-129. I0. J14.166  
N640 G1 Y129.  
N650 G2 X0. Y143.166 I14.166 J0.  
N660 X14.166 Y129. I0. J-14.166  
N670 G1 Y-129.  
N680 G3 X28.333 Y-143.167 I14.167 J0.  
N690 X42.499 Y-129. I0. J14.167  
N700 G1 Y129.  
N710 G2 X56.666 Y143.167 I14.167 J0.  
N720 X70.832 Y129. I0. J-14.167  
N730 G1 Y-129.  
N740 G3 X84.999 Y-143.167 I14.167 J0.  
N750 X99.165 Y-129. I0. J14.167  
N760 G1 Y129.  
N770 G2 X113.332 Y143.167 I14.167 J0.  
N780 X127.498 Y129. I0. J-14.167  
N790 G1 Y-149.  
N800 G0 Z25.  
N810 X-127.498  
N820 Z10.  
N830 G1 Z-.3 F400.  
N840 Y129. F1500.  
N850 G2 X-113.332 Y143.166 I14.166 J0.  
N860 X-99.165 Y129. I0. J-14.166  
N870 G1 Y-129.  
N880 G3 X-84.999 Y-143.166 I14.166 J0.

N1490 G2 X-113.332 Y143.166 I14.166 J0.  
N1500 X-99.165 Y129. I0. J-14.166  
N1510 G1 Y-129.  
N1520 G3 X-84.999 Y-143.166 I14.166 J0.  
N1530 X-70.832 Y-129. I0. J14.166  
N1540 G1 Y129.  
N1550 G2 X-56.666 Y143.166 I14.166 J0.  
N1560 X-42.499 Y129. I0. J-14.166  
N1570 G1 Y-129.  
N1580 G3 X-28.333 Y-143.166 I14.166 J0.  
N1590 X-14.166 Y-129. I0. J14.166  
N1600 G1 Y129.  
N1610 G2 X0. Y143.166 I14.166 J0.  
N1620 X14.166 Y129. I0. J-14.166  
N1630 G1 Y-129.  
N1640 G3 X28.333 Y-143.167 I14.167 J0.  
N1650 X42.499 Y-129. I0. J14.167  
N1660 G1 Y129.  
N1670 G2 X56.666 Y143.167 I14.167 J0.  
N1680 X70.832 Y129. I0. J-14.167  
N1690 G1 Y-129.  
N1700 G3 X84.999 Y-143.167 I14.167 J0.  
N1710 X99.165 Y-129. I0. J14.167  
N1720 G1 Y129.  
N1730 G2 X113.332 Y143.167 I14.167 J0.  
N1740 X127.498 Y129. I0. J-14.167  
N1750 G1 Y-149.  
N1760 G0 Z25.

N1770 M5  
N1780 G91 G28 Z0.  
N1790 A0.  
N1800 M01  
N1810 T5 M6  
N1820 G0 G90 X36.713 Y38.056 A0. S6000 M3  
N1830 G43 H5 Z25.  
N1840 Z10.  
N1850 G1 Z1. F400.  
N1860 G3 X40.259 Y36.581 Z.793 I3.546 J3.525  
N1870 X45.259 Y41.581 Z.382 I0. J5.  
N1880 X40.259 Y46.581 Z-.03 I-5. J0.  
N1890 X38.935 Y46.403 Z-.1 I0. J-5.  
N1900 G1 X39.444 Y44.547 F1500.  
N1910 G2 X39.703 Y44.452 I-107.618 J-293.917  
N1920 G1 X39.74 Y44.485  
N1930 X39.444 Y44.547  
N1940 G3 X39.455 Y44.545 I.011 J.03  
N1950 X39.487 Y44.577 I0. J.032  
N1960 X39.466 Y44.606 I-.032 J0.  
N1970 X39.434 Y44.612 I-.032 J-.088  
N1980 X39.34 Y44.518 I0. J-.094  
N1990 X39.401 Y44.43 I.094 J0.  
N2000 G2 X39.66 Y44.335 I-107.575 J-293.8  
N2010 G3 X39.703 Y44.327 I.043 J.117  
N2020 X39.787 Y44.36 I0. J.125  
N2030 G1 X39.824 Y44.393  
N2040 G3 X39.865 Y44.485 I-.084 J.092  
N2050 X39.765 Y44.607 I-.125 J0.  
N2060 G1 X39.47 Y44.67  
N2070 G3 X39.444 Y44.673 I-.026 J-.123  
.....

## **V. Conclusion:**

Dans ce chapitre, nous définissons un logiciel de CAO et expliquons

Les différentes utilisations Ensuite, à l'aide de SolidWorks, nous avons modélisé chaque

Partie du moule comme Assemblage de pièces après détermination de la gamme de

Traitement avec Mastercam.

## Conclusion générale

Ce travail avait pour objectif d'étudier la faisabilité de produire une prothèse de hanche en matière plastique par le procédé d'injection.

La démarche de la recherche de cette étude s'est articulée autour de deux axes principaux :

Premièrement, notre étude est basé sur les polymères utilisés pour des applications orthopédiques surtout les problèmes de la biocompatibilité et d'usure, pour cette raison nous avons choisi du matériau thermoplastique.

Deuxièmement et après une étude approfondie sur tous ce qui concerne les prothèses de hanche, nous avons modélisé un moule pour une prothèse de hanche en tenant compte du modèle réel. Nous avons été aidés par l'avancée informatique en matière de calcul qui ouvre de nouvelles voies pour simuler numériquement le cycle de moulage.

L'étude et la conception d'une prothèse de hanche a été réalisée à l'aide du logiciel puissant (Solid works), et pour la simulation nous avons utilisé logiciel de programmation CNC Mastercam.

Après quelques recherches, nous avons trouvé que le polyéthylène représente l'une des meilleures solutions pour ce type de conception.

Enfin, ce travail sera poursuivi en examinant la conception géométrique qui fera intervenir pour une conception optimale.

C'est dans cet ordre et afin d'assurer un plus grand bien être à l'homme, nous nous sommes intéressées à la conception d'une nouvelle prothèse différente dans la forme (moins encombrante) et utilisant des matériaux à mémoire (polymères).

## Références Bibliographie

- [1] <http://fr.ConceptTEC.net> ,Calcul des paramètres de réglage de la presse d'injection : force de verrouillage, volume injectable, course de dosage et temps de refroidissement
- [2] **Université de Bretagne-Sud**, cite [web.univ-ubs.fr/base](http://web.univ-ubs.fr/base) du moule, 2005.
- [3] **B. Masson, M. Dietrich, J.Y. Lazennec, Y. Catonné**, expérience et avenir : de la céramique classique à la céramique composite, *Maîtrise Orthopédique* n°149 -décembre2005.
- [4] **Trotignon.P.J Et Dobraczynski.A – Piperaud.M.** «Matières Plastiques: Structures-Propriétés, Mise en oeuvre, Normalisation». Editions Nathan, Paris 1996.
- [5] **Michel.F Et Yves.G**, « Chimie et Physico-chimie des Polymères ».2<sup>eme</sup> et 3<sup>eme</sup>CyclesEcoled'ingénieurs,universitédeParis2002.
- [6] **DocumentsAfpm**,Francetechniqueinjectionplastique,1988.
- [7] **Naili Mokhtar.** « modélisation géométrique d'une prothèse totale de hanche ».mémoire de magister, département de mécanique, université de Batna. 2008.
- [8] **Henri Migaud, Julien Girard, Olivier May, Marc Soenen, YannickPinoit, Philippe**
- [9]<http://www.prothese-hanche.net/operation-hanche/prothese-totale-hanche.htm>dernier accès octobre2009.
- [10] **Laffargue,GillesPasquier**,Lesarthroplastiesde hancheaujourd'hui:principauxmatériaux,voiesd'abord,*ReveduRhumatisme*76(2009)367–373.
- [11] **Jones J.R, Hench L.L, Biomedical materials** for new millennium: perspective on the future,*MaterialsScienceandTechnology*Vol.17,p891-900.2001.
- [12] **Kerboull M.** Traitement des descellements fémoraux aseptiques des prothèses totales dehanche.*Cahiersd'enseignementdelaSOFOT*, Conférencesd'enseignement1996:1-17.
- [13] **P.Bourdet**, «Logicielsdes machinesàmesurertridimensionnelles»,*Techniquesdel'ingénieur,traité MesuresetContrôle*,R1316,1999.
- [14] **DR.johannes.Heidenhain-strabe5**,83301traunreut,Germany.
- [15] **Pierre BOURDET**, Métrologie 3D des Spécifications géométriques. « Contrôle des spécifications dimensionnelles et géométriques ». École polytechnique de Montréal, 2006.
- [16] **BTS AMCR Lycée Bel Ai .Février 2019.**Présentation du logiciel SOLIDWORKS. [ps://eduscol.education.fr/sti/sites/eduscol.education.fr.sti/files/ressources/pedagogiques/12086/12086-presentation-solidworks-2016.pdf](https://eduscol.education.fr/sti/sites/eduscol.education.fr.sti/files/ressources/pedagogiques/12086/12086-presentation-solidworks-2016.pdf).
- [17] **3IDM, Mastercam formation.** 05-06-2012.Mastercam.
- [18] **Wikipedia.18 juin 2022** .Conception assistée par ordinateur.
- [19] **Futura-Sciences.2001-2022.**CAO : qu'est-ce que c'est ?

## Résumé

Dans ce contexte nous proposer une conception géométrique d'une prothèse de hanche, et un moule d'injection du thermoplastique, basé sur le transfert thermique dans le moule, et le choix de matériau. A l'aide du simulateur solide plastique le complément de flux simulation qui nous a fournée des résultats satisfaisants qui nous encourage de continuer dans ce domaine, et de proposer d'autre optimisation concernant le matériau utiliser ainsi que la conception géométrique.

## Abstract

In this context we propose a geometrical design of a hip prosthesis and an injection mold of the thermoplastic, based on the heat transfer in the mold ,and the choice of material. with the powerful simulator solid plastic complement of flow simulation us batch satisfactory results that's encourages us to continue in this area, and to propose other optimization on the material used as well as the geometric design.

## ملخص،

في هذا السياق اقترحتنا تصميم هندسي لمفصل الورك كالا صطناعي، والقالب المستعمل لمادة البلاستيك، على أساس التغيير الحراري في القالب، واختيار المادة المناسبة.

وهذا يستعمل برنامج التحليل الذي أعطانا نتائج مرضية تشجعنا على الاستمرار في هذا المجال، واقتراح مزيد من التحسين على المواد المستخدمة والتصميم الهندسي



