

Université Mohamed Khider- Biskra
Faculté des sciences et de la technologie
Département : Génie mécanique
Réf :.....



جامعة محمد خيضر بسكرة
كلية العلوم و التكنولوجيا
قسم: الهندسة الميكانيكية
المرجع:.....

Mémoire présenté en vue de l'obtention
Du diplôme de

Magister
GENIE MECANIQUE

Spécialité : Construction Mécanique

**ETUDE ET CONCEPTION A L'AIDE DE L'OUTIL CAO D'UN
MOULE A INJECTION PLASTIQUE**

Présenté par :

HEDDAR Djamel Eddine

Soutenu publiquement le

Devant le jury composé de :

Pr. BEN CHABANE Adel	Professeur	Président	Université de Biskra
Pr. ASSAS Mekki	Professeur	Rapporteur	Université de Biskra
Pr. HECINI Mabrouk	Professeur	R apporteur	Université de Biskra
Dr. HADID Mohamed	Maître de Conférences	Examineur	Université de Biskra
Dr. CHABBAH Med Said	Maître de Conférences	Examineur	Université de Biskra

REMERCIEMENTS

Avant toute chose, je remercie le bon Dieu miséricordieux pour ce qu'il m'a donné, et pour tous les choix qu'il m'a permis de prendre tout au long de ma vie et qui ont fait de moi ce que je suis.

Je remercie, qui ont toujours été là pour m'aimer et me soutenir quel que soit le chemin que j'ai pu choisir.

L'occasion m'est donnée également de remercier mes enseignants de la graduation qui nous ont guidé et orienté durant toutes ces années.

Je souhaite également remercier **mon encadreur Pr. M. ASSAS** et mon **Co-encadreur Pr. M. HECINI** pour ces conseils considérables, ses orientations et sa disponibilité.

J'exprime par la même occasion et avec une grande admiration ma gratitude aux responsables de l'entreprise des réalisations industrielles Seriana 'ERIS', sans oublier Mr. **B. BEN SELEM** et le responsable de laboratoire de la métrologie Mr. **M. MAZOUJI** pour leur accueil et leur aide considérable en espérant que ce travail contribuera à ouvrir une porte sur ce monde inconnu du moulage des matières plastiques.

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 **enseignants de Magister** pour leur gentillesse, leur patience, leurs compétences scientifiques et ces enseignants m'ont encouragé indirectement en me rendant l'envie de poursuivre mes études.

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

Je remercie aussi **mes enfants : AMINA et NOUR ELYAKINE**, J'espère que je leur servirais d'exemple afin qu'ils empruntent le chemin du savoir.

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

A MES PARENTS

Qui ont consacré toute leur vie à mon éducation et à mes études.

Je dédie ce mémoire à mes parents.

TABLES DES MATIERES

INTRODUCTION GENERALE

Introduction.....	1
Objectif du travail.....	1
Structure du mémoire.....	1

CHAPITRE I

GÉNÉRALITÉS SUR LES PROCÉDES DE TRANSFORMATION DE MATIÈRES PLASTIQUES

I.1. Introduction.....	3
I.2. Généralités sur les polymères.....	3
I.2.1. Définition d'un polymère	4
I.2.2. Classification des différents polymères	4
I.2.2.1. Polymères linéaires amorphes.....	4
I.2.2.2. Polymères ramifiés	5
I.2.2.3. Polymères tridimensionnels (réticulés)	5
I.2.3. les principaux types des polymérisations.....	6
I.2.3.1 polymérisation par addition.....	6
I.2.3.2 polymérisation par condensation (polycondensation).....	6
I.3 Biomatériaux.....	6
I.3.1. Métaux.....	7
I.3.2. Céramiques.....	7
I.3.3. polyéthylènes.....	8
I.3.3.1Caractéristiques thermiques du polyéthylène étudié HDPE.....	8
I.4. Mise en forme des matières plastiques.....	9
I.4.1. Moulage par injection.....	11
I.4.2. Description d'une presse à injecter.....	11
I.4.3. Différentes parties d'une presse à injection	15
I.4.4. Le cycle de moulage par injection	18
I.5 Conclusion.....	20

CHAPITRE II

MODELISATION GEOMETRIQUE DE LA PROTHESE DE HANCHE

II.1. Introduction.....	21
II.2 Définitions de base.....	21
II.2.1 La biomécanique.....	21
II.2.2. L'arthroplastie.....	21
II.2.3 Les prothèses orthopédiques.....	22
II.3. La Prothèse totale de hanche.....	22

II.3.1. Prothèses de hanche cimentées et non cimentées.....	24
II.2.1. Durée de vie de la prothèse.....	25
II.3.3. Complications tardives des prothèses de hanche sur le plan mécanique.....	25
II.3.3.1. Usure.....	25
II.3.3.2. Descellement.....	25
II.4. Choix du modèle.....	26
II.5. Modélisation	27
II.5.1. Machines à mesurer tridimensionnelles (MMT).....	28
II.5.2. Principe de la machine à mesurer tridimensionnelle.....	29
II.5.3. Mesure par toucher	30
II.5.3.1 Systèmes de palpation pour machines-outils	30
II.5.3.2.Choix des outils de mesure	31
II.6. Description de la manipulation de la mesure sur MMT.....	32
II.6.1. Mise en position.....	32
II.7. Description sur l’outil CAO SolidWorks	34
II.7.1 Dessin final de la prothèse de hanche avec solidworks.....	35
II.7.1 La mise en plan de la prothèse de hanche.....	35
II.8. Conclusion.....	36

CHAPITRE III

CONCEPTION D’UN MOULE DE PROTHESE DE HANCHE

III.1. Introduction.....	37
III.2. Étude des éléments du moule	37
III.2.1. Généralité.....	37
III.2.2. La Carcasse	38
III.2.3. Fonction d’alimentation.....	40
III.2.3.1. Généralités.....	40
III.2.3.2. Canaux de carotte	40
III.2.3.3. Canaux de distribution	41
III.2.3.4. Attaque ou seuil d'alimentation.....	42
III.2.4. L'injection capillaire.....	42
III.2.5. L'injection sous marine.....	43
III.3. Bilan thermique.....	43
III.3.1. Fonction de refroidissement.....	43
III.3.1.1. Problème de refroidissement.....	43
III.3.1.2. Temps de refroidissement des pièces moulées.....	44
III.3.2. Transfert de chaleur.....	44
III.3.2.1. Lois de refroidissement	45
III.3.2.2. Transfert thermique.....	47
III.3.2.3. Choix du diamètre.....	48
III.4. Détermination des paramètres d’injection	49
III.4.1. Poids de la pièce.....	49
III.4.2. Débit d'injection.....	50

III.4.3. Calcul de la surface projetée.....	50
III.4.4. Détermination de la force de fermeture.....	52
III.4.5. Calcul de l'attaque ou seuil.....	54
III.4.6. Calcul des volumes du canal d'alimentation.....	54
III.4.7. Le temps de refroidissement.....	55
III.5. Calcul du circuit de refroidissement.....	56
III.5.1. Moule prothèse de hanche.....	57
III.5.1.1. Détermination de la quantité de chaleur à évacuer.....	57
III.5.1.2. Détermination de la quantité de fluide nécessaire pour dissiper cette Chaleur.....	57
III.5.1.3. Calcul du temps de solidification à cœur pièce	58
III.5.1.4. Détermination de la section des canaux du moule.....	59
III.5.1.5. Détermination du diamètre du canal de refroidissement.....	59
III.5.1.6. Vérification du régime d'écoulement.....	59
III.6. Détermination de la forme géométrique de moule	60
III.6.1. Généralités.....	60
III.6.2. Conception d'un moule	61
III.6.2.1. Technique de conception.....	61
III.6.2.2. Méthodes et matériels	62
III.6.2.3. Conception de l'empreinte.....	62
III.6.2.4. Moulage par injection	64
III.6.2.5. Etapes de moulage.....	64
III.7. Conclusion.....	65

CHAPITRE IV SIMULATION DU MOULAGE DE LA PROTHESE

IV.1. Introduction.....	66
IV.2. Développement de modèle	67
IV.3. Modèle 3D maillage associe	68
IV.4. Matériaux.....	68
IV.5. Données de la simulation	69
IV.5.1. Modèle.....	69
IV.5.2. Matériaux.....	69
IV.5.3. Conditions de processus	69
IV.5.4. Condition de refroidissement.....	69
IV.6. Résultats de la simulation	70
IV.7. Interprétation des Résultats.....	73
Conclusion Générale.	79
Références Bibliographies	81
Annexe.....	84

Introduction

La maîtrise des techniques de production et de contrôle des systèmes de production, l'optimisation du coût ont fait l'objet de nombreux travaux. Cependant, il ne suffit pas de baisser les coûts de production mais il faut élaborer des produits de qualité et un outillage performant pour une bonne production répondant aux critères qualité-prix. Le moule fait partie de ces outils qui nécessitent un soin très particulier lors de sa conception ainsi que dans la phase de sa réalisation. Actuellement le marché algérien impose de plus en plus des variantes à de produits dont la durée de vie ne fait que décroître.

Ce travail s'intéresse à la prothèse de la hanche conçue en utilisant du « polyéthylène à haute densité ».cette hanche est moulée par une presse à injection à vis. En conséquence, les résultats d'une conception ainsi que la simulation d'un moule de la prothèse de hanche sont exposées.

Objectif de notre travail

Par ailleurs, cette étude a pour objectif d'améliorer la conception des moules destinés à l'injection plastique en se basant sur un bon choix du matériau.

Structure du mémoire

Notre travail de recherche est divisé en quatre chapitres.

Le premier chapitre expose quelques généralités sur les polymères, suivies des procédés de transformation des matières plastique.

Le deuxième chapitre est consacré à la description et à la conception de la prothèse de hanche car le développement durable se construit pour assurer un plus grand bien être à l'homme.

Le troisième chapitre est réservé aux conceptions du moule convenable à la prothèse considérée et influe de manière décisive sur la qualité et l'économie de la pièce injectée.

Quand au quatrième chapitre, il est consacré à l'analyse des résultats obtenus par le logiciel de simulation Flow Simulation (Solid Plastique).

Les conclusions de la recherche et les recommandations pour les recherches futures feront l'objet de la dernière partie de notre travail.

I.1. Introduction

Le développement des biomatériaux a permis, depuis le milieu du XX^{ème} siècle, d'améliorer l'intégrité et le confort de vie de personnes souffrant de problèmes fonctionnels.

Dans ce chapitre, nous essayerons de faire le tour des définitions de base sur les polymères, les biomatériaux et une synthèse sur les procédés de transformation des matières plastiques.

I.2. Généralités sur les polymères :

Les polymères, appelés communément "matières plastiques", sont indissociables de notre environnement et de notre vie pratique. Ils se sont imposés dans tous les domaines de nos activités: des objets les plus banals jusqu'aux applications techniques sophistiquées, en passant par leur utilisation dans les produits d'hygiène, d'alimentation et de biomécanique.[28]

Le plus souvent synthétiques, quelquefois naturels, les polymères doivent cet essor à leurs larges gammes de caractéristiques, durs, mous ou élastiques, transparents ou opaques, isolants et quelquefois conducteurs, plus ou moins résistants aux conditions agressives de leur usage, toujours légers. C'est la nature particulière de leurs molécules en forme de chaîne, ainsi que la variété des modes d'assemblage qu'elles adoptent, qui est à l'origine de cette diversité.

Les polymères sont constitués de macromolécules qui sont obtenues par adjonction de petites molécules appelées monomères. Lors d'une réaction de polymérisation, les monomères forment en général de longues chaînes qui peuvent se replier sur elles mêmes et/ou s'enchevêtrer avec les macromolécules voisines (Fig. I.1). Les longues chaînes de polymères peuvent présenter des domaines cristallins et/ou amorphes selon les cas. [1]

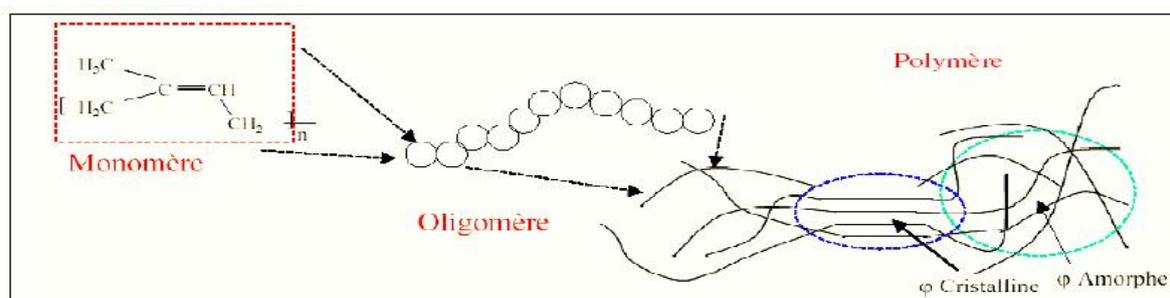


Fig. I.1. La constitution d'un polymère [1]

I.2.1. Définition d'un polymère :

Un polymère est une *macromolécule*, organique ou inorganique, constituée de l'enchaînement répété d'un même motif, le monomère (du grec monos: un seul ou une seule, et mères : partie), reliés les uns aux autres par des liaisons covalentes.

Dans la macromolécule suivante $\dots A-A-A-A-A-A \dots = [-A-]_n$ l'unité constitutive est A; elle est formée d'un groupe d'atomes qui se répètent. A l'échelle moléculaire, quelques centaines de nm, la plupart des macromolécules se présentent sous forme de « fils longs et souples ». Les réactions chimiques permettant de passer d'un monomère A à la macromolécule $[-A-]_n$ s'appellent polymérisation. Ainsi, l'éthylène $CH_2=CH_2$ (monomère) conduit par polymérisation par ouverture de la double liaison au polyéthylène (polymère) $[-CH_2 - CH_2-]_n$.

La macromolécule peut comporter jusqu'à 50 000 atomes de carbone, et pour de nombreux polymères commerciaux la masse molaire peut atteindre $1\ 000\ 000\ g \cdot mol^{-1}$. Certaines macromolécules deviennent ainsi visibles à l'œil nu (matériaux réticulés par exemple). La synthèse d'un polymère peut être assimilée à un jeu de construction dans lequel on dispose de pièces élémentaires mono, di fonctionnelles ou de fonctionnalité strictement supérieure à 2. On appelle fonctionnalité le nombre de liaisons que la pièce est capable d'établir avec une autre pièce. Quand les motifs associés sont identiques, on parle d'homopolymère. Sinon, ce sont des copolymères : bi-polymères, ter-polymères sont les plus communs.

I.2.2. Classification des différents polymères

Il existe diverses classifications liées à la structure. [3]

I.2.2.1. Polymères linéaires amorphes

Au niveau de la solubilité, il y a d'abord gonflement puis solubilité à une certaine température pour les polymères linéaires.

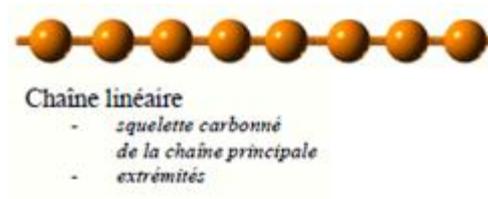


Fig. I.2. Structure de Polymère linéaires [1]

I.2.2.2. Polymères ramifiés

Au sein d'un polymère, il y a quelques grandes chaînes et plein de petites chaînes latérales. Exemple : le polyéthylène basse densité

Voici les ramifications les plus courantes:

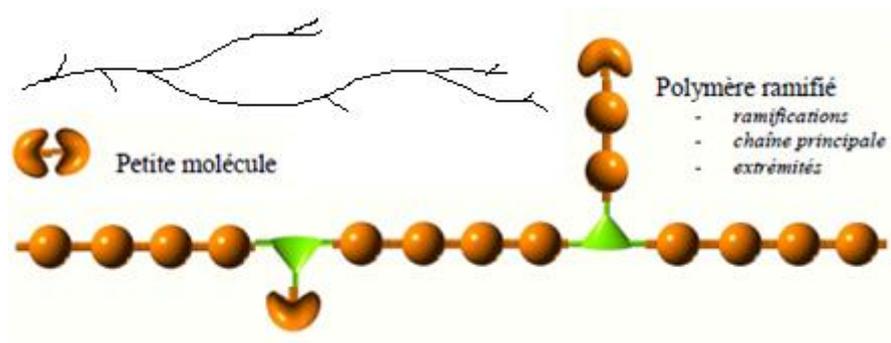


Fig. I.3. Structure de Polymère ramifié [1]

Ces polymères ont d'autres propriétés physiques et chimiques que les linéaires. Notamment, ils ont des propriétés **rhéologiques** intéressantes au niveau de l'écoulement.

I.2.2.3. Polymères tridimensionnels (réticulés)

Au niveau de la solubilité, il y a d'abord gonflement puis solubilité partielle ; il y a donc gélification (insoluble et infusible).

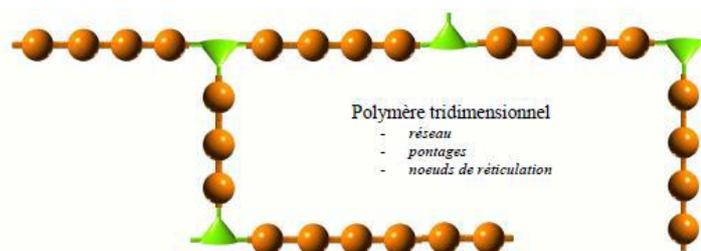


Fig. I.4. Structure de Polymère tridimensionnels [1]

I.2.3 Les principaux types de polymérisation. [2]

I.2.3.1 Polymérisation par addition.

La polymérisation par addition est une réaction de monomères entre eux pour former une chaîne de polymère, cette réaction présente une double liaison $C = C$, il est possible d'ajouter des molécules de même nature, dans ce cas on obtient un homopolymère le polyéthylène par exemple, ou de nature différente pour donner un copolymère, le polystyrène-butadiène par exemple, La polymérisation par addition produit des macromolécules linéaires.

I.2.3.2 Polymérisation par condensation (polycondensation).

La polymérisation par condensation entraîne des réactions chimiques qui conduisant à la formation de sous produits.les réactions de polycondensation sont des réactions par étapes. Les deux monomères en présence donnent naissance à une molécule intermédiaire, laquelle constitue l'élément fondamental qui se répète dans la macromolécule. La polymérisation par condensation peut engendrer en général un réseau tridimensionnel.

En général, on classe les matières plastiques en trois groupes, les thermoplastiques, les thermodurcissables et les élastomères.

I.3 Biomatériaux

Selon la définition du consensus de **Chester** (1991), les biomatériaux sont des matériaux destinés à être en contact avec les tissus vivants et/ou les fluides biologiques pour évaluer, traiter, modifier les formes ou remplacer tout tissu, organe ou fonction du corps.

Ces matériaux doivent, d'une part satisfaire à des caractéristiques physico-chimiques appropriées au site d'implantation et à la fonction à remplir, et d'autre part être biocompatibles. La notion de biocompatibilité d'un biomatériau est définie par l'acceptation tissulaire de l'implant par l'organisme [19].

Les biomatériaux ont été développés pour préserver l'intégrité et le confort de vie des personnes souffrant de déficiences fonctionnelles graves ou victimes d'accidents. L'objectif de leur développement est de permettre la fabrication de dispositifs d'assistance corporelle capables de suppléer les fonctions des organes lésés.

De plus, avec l'augmentation de la durée de vie moyenne de l'homme, la demande va continuer d'augmenter et obliger l'élaboration de biomatériaux avec une durée de vie plus importante (plus de 75 % des prothèses ont une durée de vie de 15 ans seulement) [14].

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

Les matériaux utilisés pour l'élaboration d'une prothèse doivent être biocompatibles, résister à la corrosion. Trois familles de matériaux sont utilisées : les métaux, les céramiques et les polyéthylènes [15].

I.3.1. Métaux

Les métaux les plus utilisés sont les aciers inoxydables, les alliages chrome-cobalt et les alliages de titane. La tige fémorale des prothèses non cimentées est généralement en titane. Cet alliage présente une excellente biocompatibilité. Il présente également une résistance à la corrosion importante ainsi qu'une résistance mécanique élevée.

Pour la tige cimentée, l'alliage chrome cobalt est le plus répandu. Il semble être le mieux adapté [15]. L'utilisation de métaux engendre chez le patient un « effet pile ». En effet, les métaux entre eux forment des couples d'oxydoréduction et donc provoquent un effet bipolaire. Afin d'éviter ce problème, on applique un revêtement de surface aux pièces métalliques.

I.3.2. Céramiques

Il existe principalement deux types de céramiques utilisées en orthopédie, la céramique de zircone (oxyde de zirconium) et la céramique d'alumine (Oxyde d'aluminium) Bien qu'appartenant à la famille des céramiques ces 2 matériaux présentent un système cristallin et des propriétés très différentes.

➤ L'alumine est une céramique monophasique stable, un seul type d'arrangement moléculaire est possible.

➤ La zircone est une céramique triphasique, trois types de réseau cristallin sont possibles en fonction de nombreux paramètres (température, procédé de fabrication, additif, etc....) [18].

Une très large expérience clinique rapportée par la littérature a permis de confirmer les propriétés suivantes:

- Une excellente bio compatibilité.
- Une dureté très élevée.
- D'excellentes propriétés de lubrification. Au contact des fluides physiologiques, une couche lubrifiante se forme et garantit de bonnes performances tribologiques même dans des situations anatomiques peu favorables, à la différence par exemple du couple métal-métal.

La céramique a démontré d'excellents résultats cliniques, son usage n'a pas cessé de s'élargir, englobant aujourd'hui le marché américain. La céramique est un matériau particulièrement adapté à la chirurgie orthopédique en raison de ses propriétés de stabilité hydrothermale, de sa biocompatibilité et de ses qualités tribologiques [18].

I.3.3. polyéthylènes

Le polyéthylène (PE) est le principal polymère utilisé pour des applications orthopédiques [15].

Le polyéthylène reste le matériau le plus utilisé en raison de son faible coût et de sa facilité de fabrication. En effet, la fixation cimentée du polyéthylène directement dans l'os assure une meilleure résistance à l'usure, par rapport à une fixation dans une cupule métal-back sans ciment [22].

I.3.3.1 Caractéristiques thermiques du polyéthylène étudié HDPE.

Les premières traces de polyéthylène ont été décelées en 1933, le produit de départ est l'éthylène obtenu :

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

Les caractéristiques de ce polyéthylène sont :

T° de fusion 130 à 135°C.

T° de solidification 140°C.

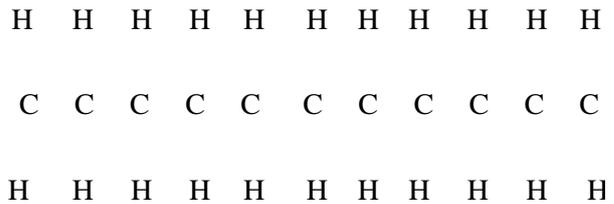
Masse volumique: 0.91 g/cm³.

T° Moule 25°C.

Conductivité thermique 1900 à 2300 J/Kg°K.

T° d'injection 250°C.

Chaleur spécifique 1900 à 2300 J/Kg°K.



I.4. Mise en forme des matières plastiques

Depuis bien longtemps au niveau de l'industrie, on utilisait les matériaux organiques basés essentiellement sur la chimie du carbone, pour la construction des pièces dans plusieurs domaines.

Mais la mise en forme des polymères n'est pas comme les autres anciens matériaux (fer, cuivre, acier,.....), cette mise en forme du polymère a plusieurs méthodes et techniques.

Parmi ces méthodes on cite:[3]

- Extrusion des thermoplastiques : est une technique de transformation des matières thermoplastiques qui permet d'obtenir des objets finis ou semi-ouvrés par un processus technologique continu (tubes).
- Extrusion soufflage : permet de fabriquer un corps creux dans un moule sans utiliser de noyaux pour faire une forme intérieure non démontable (bouteilles, réservoirs.....).
- Calandrage : est une technique de fabrication de feuilles, de plaques ou de films par laminage d'une matière thermoplastique entre plusieurs cylindres parallèles constituant la machine appelée Calandre.
- Thermoformage : la technique de thermoformage utilise les matériaux semi-ouvrés tels que les plaques ou feuilles rigides en matière thermoplastique pour les transformer en objets tridimensionnels avec une épaisseur de paroi proche de l'épaisseur du matériau de départ.

- Compression-Transfert : le moulage par compression représente la plus ancienne technique de transformation appliquée à partir des années 1920 aux poudres thermodurcissables phénoliques et aminoplastes. La méthode consiste à presser directement la matière dans l’empreinte d’un moule à chaud.

- Injection des thermoplastiques : est un procédé qui permet de réaliser directement des objets de formes complexes, irréalisable par extrusion ou par d’autres procédés.

- Injection multipage des thermoplastiques : on peut obtenir des pièces composées de différentes matières ou couleurs, ce que l’on définira comme plusieurs phases.

- Injection des thermoplastiques allégés : on introduit ou on génère, dans un thermoplastique fondu, des gaz, on solidifie le thermoplastique. Le résultat donne un produit allégé.

- Injection-soufflage : permet de réaliser des corps creux qui présentent de bonnes propriétés mécaniques. Cette technique est essentiellement réservée aux thermoplastiques.

- Injection des thermodurcissables : se caractérisent par leur réseau macromoléculaire tridimensionnel thermostable. Cela nécessite que la mise en forme (dans l’empreinte du moule) soit faite avec la réticulation, c’est à dire la création du réseau tridimensionnel définitif. La mise en œuvre relève donc à la fois de la chimie (réticulation, dosage stœchiométrique des composants) et de la physique (écoulement des fluides, thermique).

- Moulage par rotation (roto moulage) : est conçu pour réaliser des corps creux de toutes dimensions. La méthode de fabrication est très simple. La matière thermoplastique est introduite dans un moule sous forme de poudre très fine, le moule est fermé puis chauffé ; pendant que la matière devient fluide, l’ensemble est mis en double rotation (ou rotation plus une oscillation) pour que la matière tapisse toutes les parois. Lorsque la matière est fondue et correctement répartie dans l’empreinte, le moule est introduit dans un système de refroidissement. [3]

I.4.1. 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 (caoutchoucs)

mais aussi divers métaux et alliages à point de fusion relativement bas : alliages d'aluminium, de zinc (Zamak) ou encore laitons.

I.4.2. 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) (Fig. I.5). Le plus souvent, les différences notables entre les types de machines concernent l'unité de plastification (Fig. I.6). Notons qu'il existe des presses verticales bien que les presses horizontales soient les plus fréquentes. Parmi ce type de machines, deux grands groupes se distinguent : les presses hydrauliques et les presses électriques. Elles présentent chacune des particularités plus ou moins intéressantes et adaptées à certaines fabrications.

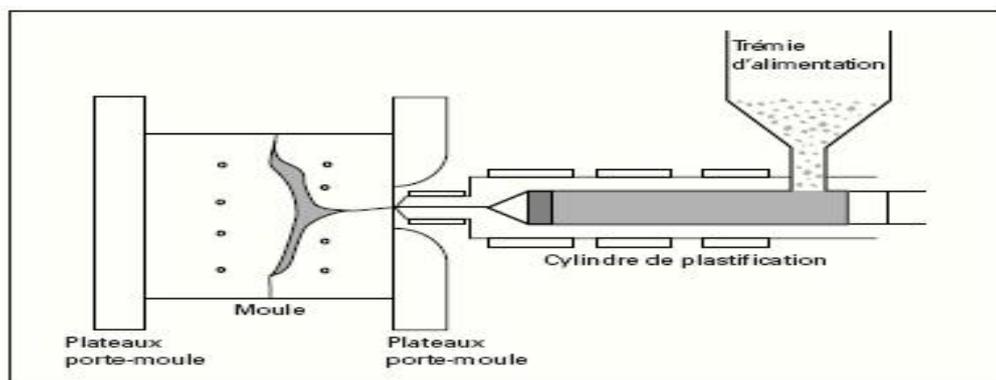


Fig. I.5. Cylindre de plastification et moule

Les considérations essentielles à retenir dans le cas des thermoplastiques techniques sont les suivantes:

- Dessin approprié assurant la résistance nécessaire pour supporter les hautes pressions.
- Qualité correcte des matériaux de construction du moule, particulièrement dans le cas des résines renforcées.
- Dessin convenable des cheminements d'écoulement de la résine, pour son transfert vers la bonne localisation dans la pièce.
- Disposition suffisante d'évents, pour permettre l'évacuation de l'air en avant du front de matière pénétrant dans le moule.

- Transfert thermique soigneusement calculé pour contrôler le refroidissement et la solidification des pièces moulées.
- Ejection facile et uniforme des pièces moulées.

Une machine d'injection moulage se caractérise généralement par sa capacité maximum d'injection et sa force de fermeture. La première caractéristique peut être donnée en masse de polystyrène standard ou en volume (cm^3). La capacité d'injection réelle est comprise entre 30 et 70% de cette capacité maximale, ceci en fonction du comportement en phase fondue de la matière à transformer et des limites de sécurité machine (étape de compactage). La force de fermeture est généralement exprimée en tonne, et correspond à la force de fermeture maximum du moule que peut maintenir la presse avant, pendant et après le remplissage du moule par la matière fondue. Toutefois, de nombreux autres critères peuvent être précisés pour définir au mieux une presse à injecter. Ils sont d'autant plus importants qu'ils seront nécessaires au choix d'une machine parfaitement adaptée à une gamme d'objets à fabriquer : par exemple les distances entre plateaux et entre colonnes doivent être de dimensions compatibles avec celles du moule.

La Figure 1.10 montre les éléments essentiels d'une machine d'injection moulage. Parmi ces éléments, l'unité de plastification nous intéresse tout particulièrement dans le cas des biopolymères. En effet, le rapport longueur / diamètre de la vis de plastification, la régulation thermique du fourreau et de la base de la trémie, la longueur et la géométrie de la buse d'injection sont autant de caractéristiques à prendre en compte pour la fusion de la matière sans dégradation de celle-ci.

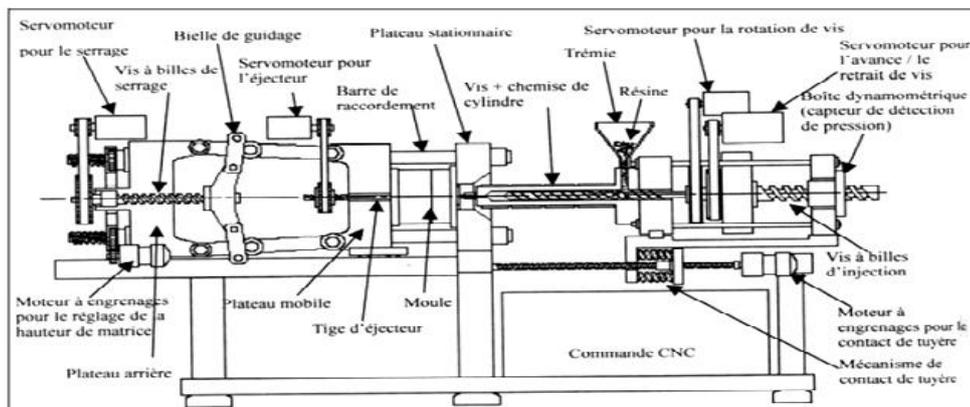


Fig. I.6. Schéma d'une presse à injecter électrique à vis de plastification [4]

La durée totale du cycle de moulage peut varier de deux secondes à plusieurs minutes, et concerner un nombre de pièces allant de l'unité à plusieurs dizaines, éjectées à chaque ouverture du moule. La rapidité du cycle de moulage peut se trouver restreinte par la capacité de transfert thermique du moule, sauf lorsque le temps d'ouverture – fermeture – éjection ou la capacité de plastification de la machine sont limités. Au départ le moule est fermé, la vis est reculée. Une certaine quantité de polymère fondu est accumulée en bout de vis (fig. I.7) Le vérin fait avancer la vis qui pousse le polymère dans le moule et remplit la cavité moulante.

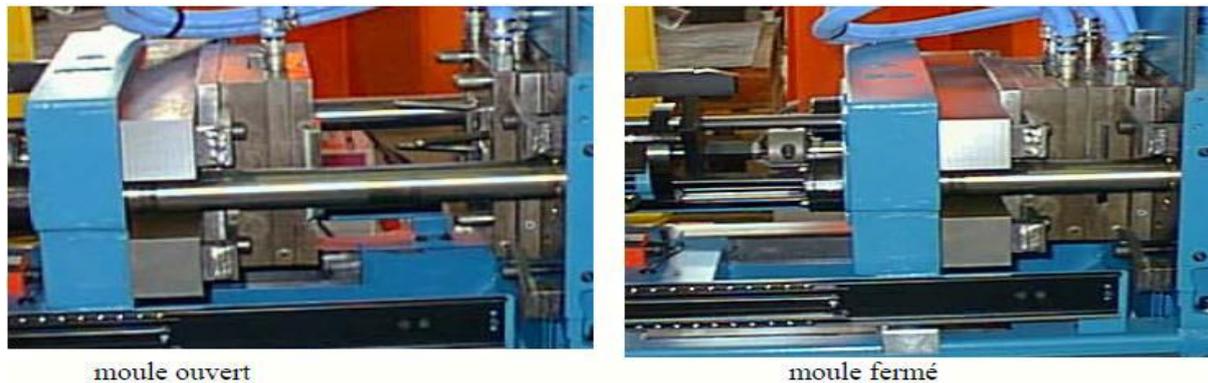


Fig. I.7. Mécanisme de l'avancement et reculement du moule. [5]

Il existe plusieurs types de machines du moulage par injection (*Fig. I.8*) : presse à injecter à piston, à vis de plastification, à injection multiple (à piston, à vis, à piston et à vis), etc.

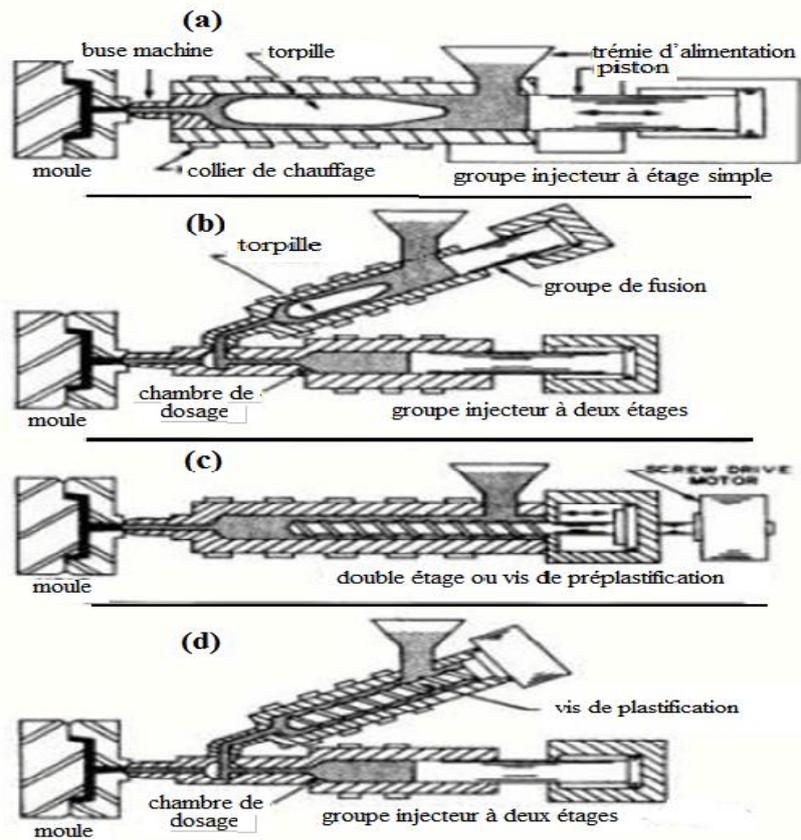


Fig. I.8. Exemples de différents systèmes de plastification de presse à injecter. [6]

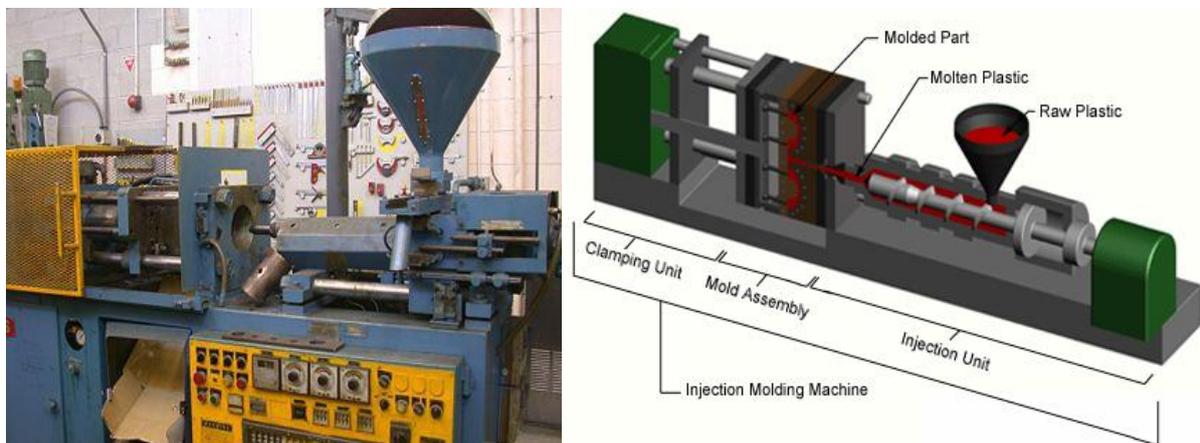


Fig. I.9. Présentation machine du moulage par injection. [3]

I.4.3. 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.

Le refroidissement de cette partie du moule se fait souvent par l'eau, la vis de la machine se déplaçant alternativement selon deux modes : rotation et avancement (ou translation axial) pour réaliser l'augmentation de la poussée de matière plastique avec une grande pression, le tout étant alimenté par un circuit hydraulique, la matière arrive jusqu'au seuil d'injection du moule à l'état fondu. Sous l'effet du frottement se crée une autre forme d'énergie appelée « source de dissipation ».

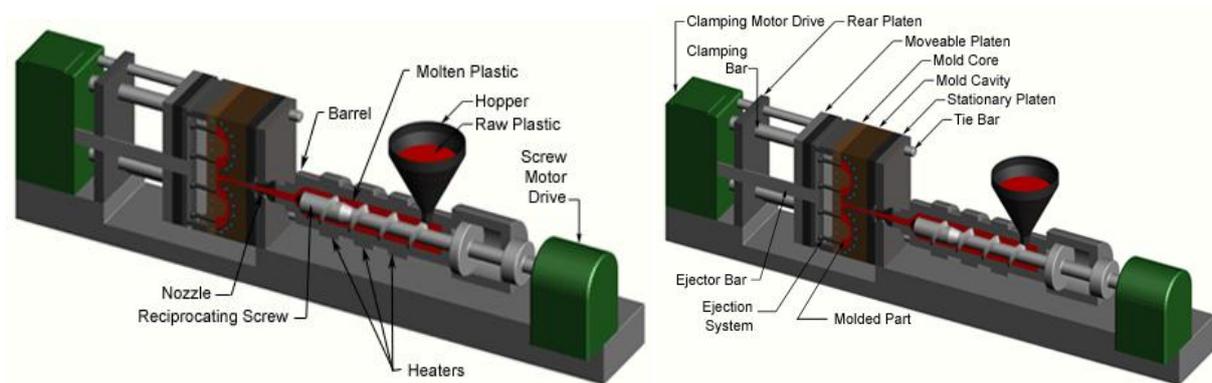


Fig. I.10. Machine de moulage par injection – Unité d'injection [3]

b. Unité de serrage :

Avant l'injection du polymère fondu dans le moule, il y a deux éléments de serrage intégré à la machine qu'il faut prendre en compte afin de réaliser la fermeture du moule, l'un est fixé à l'injecteur, et l'autre mobile, et ce afin d'assurer une meilleure fermeture.

Les deux plateaux qui portent le modèle de la forme désirée sont supportés par quatre barres pour assurer le glissement du plateau moule.

Le serrage hydraulique est actionné par un moteur qui pousse le plateau mobile vers le plateau fixe, et il exerce suffisamment de force pour maintenir le moule fermé. Tout le matériel est ensuite injecté et refroidi.

Après refroidissement, le moule est ensuite ouvert par le moteur de serrage. Le système d'éjection, revient vers l'arrière, arrivé vers le milieu de plateau, il est actionné par la barre d'éjection et pousse la partie solidifiée à la sortie de la cavité ouverte. [3]

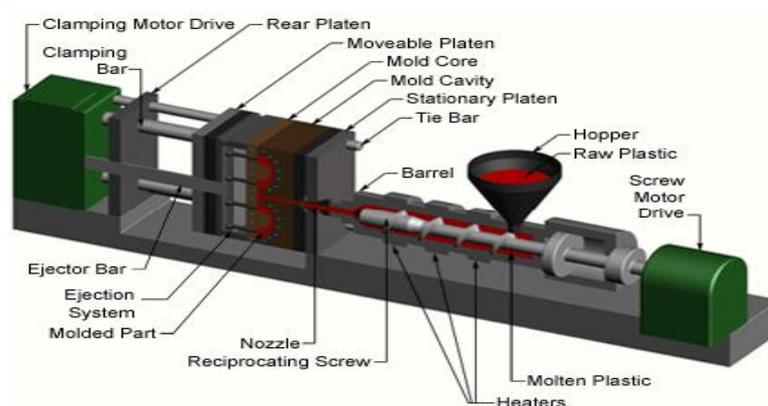


Fig. I.11. Machine de moulage par injection – Unité de serrage. [3]

c. Outillage :

Le moulage par injection se fait grâce à une machine en acier ou en aluminium et à plusieurs composants, on y trouve deux parties essentielles : le cylindre de plastification, et le moule. Le cylindre transforme le polymère sous forme de granulés à l'état liquide sous un chauffage à haute température « résistance » jusqu'au seuil d'injection. Le moule subit les opérations suivantes.

- Fermeture du moule après réception du polymère fondu.
- Remplissage du moule en polymère fondu.
- Le refroidissement de la matière dans le moule se fait de façon régulière et progressive afin d'assurer une production en série du modèle désiré.
- Ejection du modèle fini.

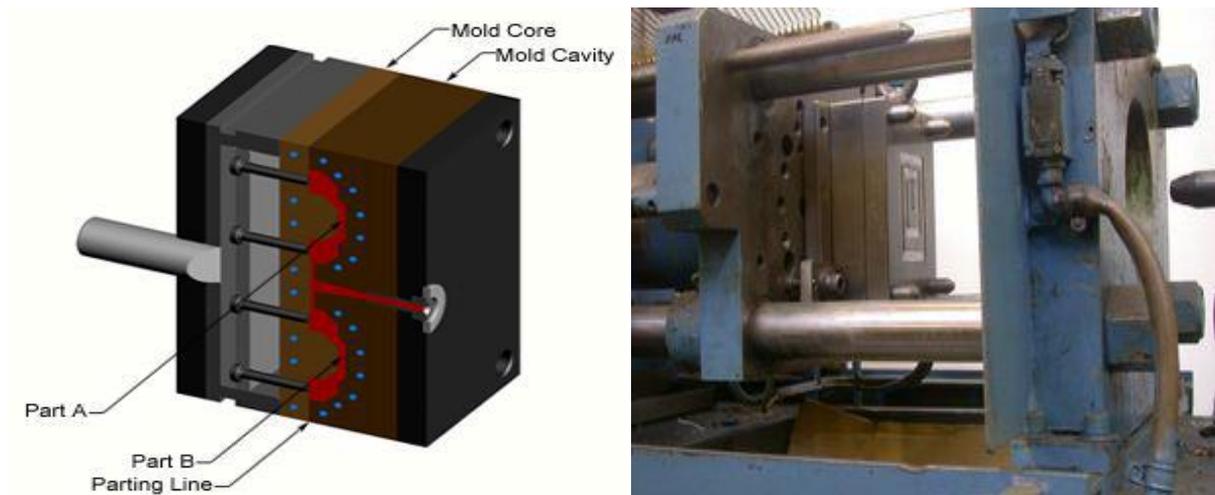


Fig. I.12. Présentation du moule [3]

d. Le moule :

La conception du moule influence de manière décisive la qualité et l'économie de la pièce injectée. L'aspect de la pièce, sa résistance mécanique, sa ténacité, ses cotes, sa forme et son coût dépendent de la qualité du moule.

Le Corps du moule et la cavité du moule sont chacun montés et partagés sur deux parties du moule mobile et fixe ce n'est pas clair.

A la fin de l'injection du polymère fondu dans la cavité du moule, on obtient la pièce sous sa forme complète. Pour l'éjecter, on doit actionner l'arbre d'éjection (Fig. I.8), qui porte le plateau, cette dernière porte la pièce vers l'arrière en retrouvant sa position initiale.

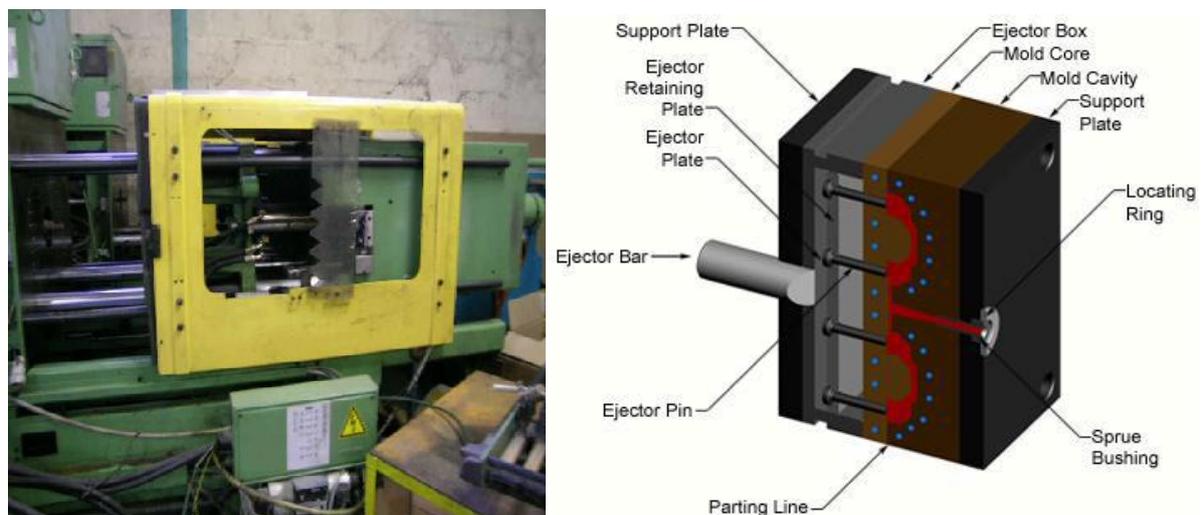


Fig. I.13. Base du moule [5]

e. Canaux de refroidissement :

Le polymère fondu coule dans une cavité du moule, l'opération est réalisée à partir du seuil d'injection qui dirige le fluide vers le moule. Pour assurer le refroidissement plusieurs canaux sont utilisés ; ceux-ci entourent le moule. À la fin du remplissage, le polymère fondu entre dans la cavité du moule par l'intermédiaire d'un portail qui dirige le flux de chaleur.

Le polymère fondu est solidifié grâce aux canaux de refroidissement, la pièce moulée doit être évacuée par l'éjecteur.

Les canaux chauds utilisés de façon à réaliser la transformation de la matière de l'état solide à l'état liquide.

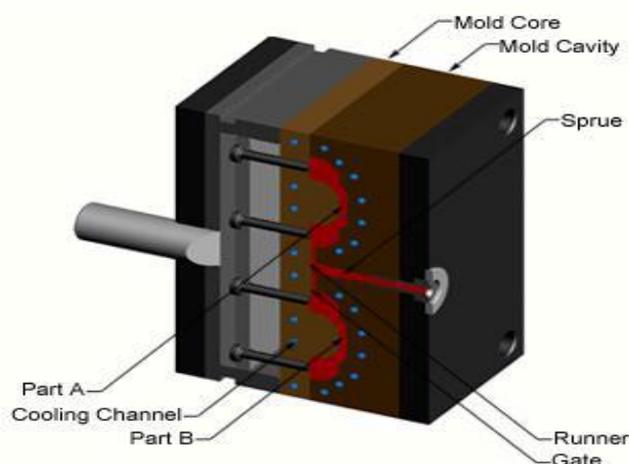


Fig. I.14. Les canaux du moule [3]

I.4.4. Le cycle de moulage par injection :

• **Etape 1: la phase de dosage.** Les granulés de polymère tombent depuis une trémie dans un ensemble vis-fourreau. Ils sont ensuite fondus progressivement par action conjuguée des colliers chauffant le fourreau, et du cisaillement de la matière provoqué par la rotation de la vis et la friction des granulés (entre eux et contre les outillages). La matière fondue est alors convoyée en avant de la vis (via un clapet antiretour), dans l'espace créé par le recul progressif de cette dernière lors de sa rotation (**Fig. I.15.a**).

• **Etape 2: la phase d'injection.** Grâce à un mouvement de translation de la vis, actionnée par un vérin, et au clapet anti-retour qui dans cette phase empêche la matière de rebrousser chemin, le polymère fondu est transféré du réservoir à un moule via des canaux. (**Fig. I.15.b**)

• **Etape 3: la phase de compactage.** Le moule, composé de deux parties, une fixe et une mobile, est à ce moment tenu sous pression pour rester fermé, pendant que de son côté la matière est compactée par la vis, jusqu'à atteindre une pression uniforme dans la cavité du moule (également appelée empreinte), dans laquelle le polymère fondu continue à être injecté pour compenser le rétrécissement, ou retrait, de la matière qui refroidit (**Fig. I.15.c**).

• **Etape 4: la phase de refroidissement.** Lorsque le polymère est entièrement figé au niveau du ou des seuils d'injection, il n'est plus nécessaire d'appliquer une pression de maintien, et la pièce continue de se refroidir jusqu'à ce qu'elle soit complètement solidifiée. La vis peut alors reprendre son cycle de rotation à l'étape 1 (**Fig. I.15.d**).

• **Etape 5: la phase d'éjection.** Le moule s'ouvre, et la pièce formée est éjectée du moule.

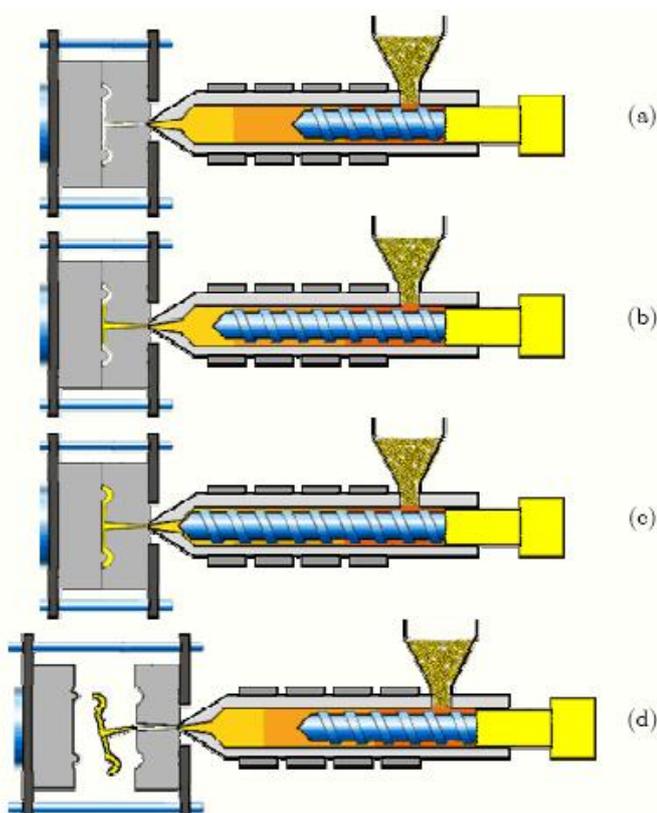


Fig. I.15. Etapes du procédé d'injection-moulage des thermoplastiques [7]

En ce qui concerne les thermoplastiques, la plupart d'entre eux, amorphes ou semi cristallins, peuvent être injectés, moyennant bien sûr des différences dans le procédé, en fonction du type de polymère, des dimensions et de la qualité recherchée des pièces (**Fig. I.15.d**).

I.5 Conclusion

Comme nous venons de le voir, le polymère est un matériau très important d'un point de vue fonctionnel, surtout dans le domaine biomécanique.

Dans le prochain chapitre de ce mémoire, nous nous attacherons à présenter une synthèse sur la conception de la prothèse de hanche.

II.1. Introduction

Nous sommes intéressés dans le cadre de cette étude à la conception d'un moule de prothèse de hanche car le développement durable se construit pour assurer un plus grand bien être à l'homme.

Le but de la conception de cette prothèse est en effet, de donner aux patients des moyens efficaces, pour améliorer la qualité de sa vie quotidienne.

II.2. Définitions de base

II.2.1 La biomécanique

La biomécanique est une discipline de la bio-ingénierie, ayant pour but l'application des principes de l'ingénierie et des procédures de conception à la médecine.

La biomécanique considère le squelette et les muscles du corps humain comme une structure mécanique capable de subir certains déplacements. Elle comporte l'analyse de la démarche humaine et l'étude des contraintes subies par les tissus et les os au cours des accidents. L'ingénierie biomécanique s'intéresse également à la circulation sanguine, aux mécanismes de la respiration, et aux échanges d'énergie dans l'organisme.

Le domaine d'application s'étend du développement des ceintures de sécurité des automobiles à la conception et à la fabrication des machines cœur-poumon. Un des premiers développements a été le poumon d'acier (un dispositif permettant la respiration artificielle).

L'ingénierie biomécanique a permis aussi de jeter les bases des études sur les implants et les membres artificiels. Les prothèses de bras, par exemple, actionnées par un petit moteur électrique et commandées par les signaux bioélectriques musculaires ont donné aux enfants nés sans bras une apparence proche de la normale et une mobilité suffisante pour assurer leur insertion sociale et professionnelle. [8]

II.2.2. L'arthroplastie

Une arthroplastie est donc une opération destinée à restituer le mouvement à une articulation et sa fonction aux muscles, ligaments et autres structures constituées de tissus mous qui contrôlent cette articulation en créant un nouvel espace articulaire. Elle a pour

objectifs de soulager le patient d'une douleur invalidante, de lui redonner un mouvement stable, et parfois, de corriger une malformation. [8]

Le but de l'arthroplastie prothétique est de remplacer les deux surfaces articulaires dont le cartilage est usé [30].

L'arthroplastie passe par trois étapes essentielles :

- Préparation de l'emplacement de la partie cotyloïdienne : agrandissement de la cavité cotyloïdienne par fraisages successifs ;
- Préparation de la partie fémorale : ostéotomie du col fémoral, extraction de la tête, évasement du fût fémoral ;
- Mise en place de la prothèse d'essai puis définitive.



Fig. II.1. Intervention chirurgicale [10].

II.2.3. Les prothèses orthopédiques

La prothèse orthopédique est un dispositif mécanique adapté de manière à reproduire la forme et autant que possible la fonction d'un membre perdu ou absent. Le remplacement du membre par un substitut artificiel est réalisé par un chirurgien spécialisé. [8]

II.3. La prothèse totale de hanche

Les prothèses de hanche sont différentes les unes des autres par leur architecture (angle cervico diaphysaire, bras de levier externe) (figure. II.2), par la forme de leur tige (droite ou plus ou moins courbe, de section rectangulaire, ovale, losangique, cylindrique, plus ou moins rapidement décroissante), par l'aspect de leur surface lisse, brillante ou mate, finement granuleuse, par la nature du matériau utilisé (acier inoxydable, chrome cobalt, titane) dont les caractéristiques mécaniques sont différentes.

Néanmoins, les prothèses totales de hanche de première intention, doivent assurer une forte résistance aux efforts. En effet, la station unipodale au cours de la marche entraîne au niveau de la hanche un effort vertical d'environ 3 à 4 fois le poids du corps. La course, le saut, la descente brutale de marches d'escaliers entraînent des efforts plus importants atteignant 6 à 7 fois le poids du corps, d'où la nécessité d'un matériau résistant et d'une forme géométrique éliminant toute concentration de contraintes en zone fragile [13].

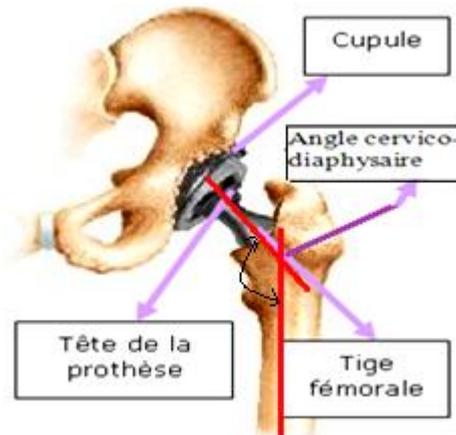


Fig. II.2. Prothèse totale de hanche. [8]

Une prothèse totale de hanche se compose de 3 parties : la cupule, la tige fémorale et la tête fémorale intercalée entre la cupule et la tige (figure .II.2) :

- **La cupule** : Il s'agit d'une pièce creuse qui est scellée dans le bassin recevant la tête prothétique. Elles peuvent être cimentées ou non cimentées avec différentes techniques de scellement.

- **La tête fémorale** : c'est l'extrémité de la prothèse fémorale qui s'articule avec la cupule pour former l'articulation prothétique. Elle peut être indépendante de la tige ou non. On les différencie par leur diamètre : 22mm, 28mm, 32mm et leurs compositions (couple de frottement).

- **La tige fémorale** : partie basse de la prothèse totale de hanche. C'est elle qui prend en charge les contraintes. Elle est introduite dans le fémur après préparation de celui-ci. Elle peut être scellée dans le fémur à l'aide de ciment acrylique, c'est le cas des tiges dites « **droites** », ou bloquée en force dans le canal du fémur, c'est le cas des tiges « **anatomiques** » qui épousent la morphologie de l'os, et qui peuvent être non cimentées et recouvertes

d'hydroxyapatite ou cimentée. La prothèse peut être **modulaire**, c'est-à-dire comporter plusieurs segments, chacun de taille variable, qui s'emboîtent les uns sur les autres pour former l'implant définitif. La modularité de la pièce fémorale porte sur la jonction tige-tête.

II.3.1. Prothèse de hanche cimentée et non cimentée :

Concernant le mode de fixation des prothèses totales de hanche à l'os, l'analyse permet de dégager trois groupes : [9]

- Les prothèses cimentées, avec une surface de l'implant lisse ou rugueuse.
- Les prothèses non cimentées avec ou sans hydroxyapatite et avec une surface de l'implant lisse ou rugueuse.
- Les prothèses hybrides qui comportent en générale une cupule non cimentée et une tige fémorale cimentée.

La majorité des prothèses posées dans le monde sont cimentées (Figure II.3), c'est à dire que la fixation de la prothèse fémorale et cotyloïdienne est assurée par du ciment chirurgical à base de résine acrylique. Cette technique a l'avantage d'assurer une stabilité immédiate et parfaite de l'implant, donc de reprendre l'appui et la marche immédiatement et sans douleur.

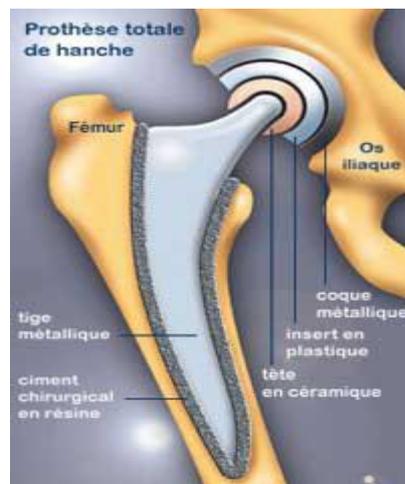


Fig. II.3. Prothèse totale de hanche cimentée. [8]

II.3.2. Durée de vie de la prothèse

Théoriquement, la prothèse de hanche peut donner satisfaction plusieurs années. C'est le cas chez les personnes âgées, sollicitant peu leur prothèse. Toutefois chez les sujets plus jeunes, très actifs, et dont l'espérance de vie est longue, il y a un risque sérieux de descellement de la prothèse à long terme. Ainsi après 15 ans, parfois moins, la réapparition de douleur de hanche doit faire craindre le descellement. Si celui-ci est symptomatique ou radiologiquement important, un changement de prothèse peut être nécessaire. Le résultat des "reprises" de prothèse de hanche est globalement bon mais souvent inférieur à celui des prothèses de première intention [12].

II.3.3. Complications tardives des prothèses de hanche sur le plan mécanique.

Les complications tardives sont essentiellement mécaniques et représentent la cause principale des changements de prothèse. Parmi celles-ci, il y a l'usure et le descellement.

II.3.3.1. Usure

Elle est due au frottement de la tête de la prothèse fémorale habituellement métallique à l'intérieur de la cupule en polyéthylène. Ce couple de frottement Métal/Polyéthylène est le plus utilisé dans le monde. Il détient avec les prothèses type Charnley, le record de longévité.

II.3.3.2. Descellement

Celui-ci provoque des micromouvements des pièces prothétiques qui ne sont plus fixées à l'os. Peu à peu cette micro mobilité va entraîner l'apparition de douleurs, Radiologiquement les pièces prennent du jeu et on voit apparaître un liseré qui témoigne du descellement. Les causes de descellement aseptique sont essentiellement de deux ordres, mécanique et biologique. [13]

Au niveau mécanique, en ce qui concerne les prothèses non cimentées, la cause principale est l'absence de fixation initiale solide et celle-ci semble due la plupart du temps à un ajustage insuffisant de la prothèse :

- soit parce que la prothèse est sous dimensionnée,
- soit parce qu'elle ne reproduit pas assez fidèlement la forme de l'os.

Il est certain que l'immobilité de la prothèse dans le canal cervico-médullaire est indispensable à sa fixation biologique secondaire. L'existence d'une collerette peut être un avantage immédiat mais trompeur, simulant une fixation solide alors que l'ajustage métaphysaire est médiocre. Son absence permet à la prothèse de s'enfoncer, de se recaler solidement plus bas et de retrouver ainsi une assise secondaire plus solide que l'initiale, autorisant l'ancrage biologique.

On distingue deux modes de descellement [13]:

- le descellement entre le ciment et l'os,
- le second est le descellement entre la prothèse et le ciment.

II.4. Choix du modèle

Un sondage commercial à l'intérieur du marché local concernant les prothèses de hanche, nous avons considéré une prothèse de hanche en thermoplastique.

Nous avons opté pour le polyéthylène à haute densité comme matière de production de la prothèse de hanche.

Afin de montrer les avantages de l'utilisation du polyéthylène, une étude comparative est réalisée en prenant pour échantillon de l'acier inoxydable (Figure II.4).



Fig. II.4. Modèle de la Prothèse de hanche en acier inoxydable.

II.5. Modélisation :

La prothèse devra donc respecter la forme et des dimensions bien précises. La forme est autant dictée par des considérations organiques que médicales, car il faut d'une part conserver la plus grande partie de l'os possible pour assurer la solidité et d'autre part favoriser autant que possible l'acte médical. En effet, le chirurgien doit pouvoir creuser assez facilement l'os, ce qui limite la zone implantable à l'os spongieux.

Les dimensions de la prothèse étudiée ont été relevées sur une prothèse de hanche réelle en acier inoxydable. Mais le constructeur se sert surtout de modèles et de tableaux orthopédiques réservés aux spécialistes.

Les dimensions moyennes d'une prothèse de hanche sont reportées sur la Figure. II.5 :



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

Le dessin et la modélisation sont réalisés avec le logiciel SolidWorks 2012. Le médecin fait l'analyse de l'anatomie de l'articulation coxo-fémorale (en particulier le volume osseux disponible) par un examen clinique et radiologique (souvent à l'aide d'un scanner). Il détermine ainsi la solution et les dimensions les plus appropriées au cas. Dans notre cas on considère une prothèse de hanche réelle. Mesure les dimensions de celle-ci avec le pied à coulisse et la machine à mesurer tridimensionnelle parce que la pièce est de forme complexe.

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

Une machine à mesurer tridimensionnelle (MMT) est un système de mesure avec un système de palpation et capable de déterminer les coordonnées spatiales sur la surface d'une pièce. La première MMT fut développée en 1956 par Harry Ogden chez Ferranti, en Écosse qui développait déjà des machines-outils à commande numérique. La MMT visait à accélérer et rendre plus flexible l'inspection des pièces qui sans MMT prenaient des heures alors qu'elles étaient fabriquées en quelques minutes.

Une réduction du temps de mesure par un facteur de 20 fut obtenue. Cette machine à trois axes linéaires avait une résolution de 0.0005 pouce et une justesse de 0.001 pouce.

La MMT située au laboratoire de métrologie ERIS Batna est de type portique mobile, (Figure.II.6). Les axes X et Z sont entraînés par un moteur DC relié à un système d'entraînement par friction tandis que l'axe Y utilise un moteur DC et une courroie. [21]

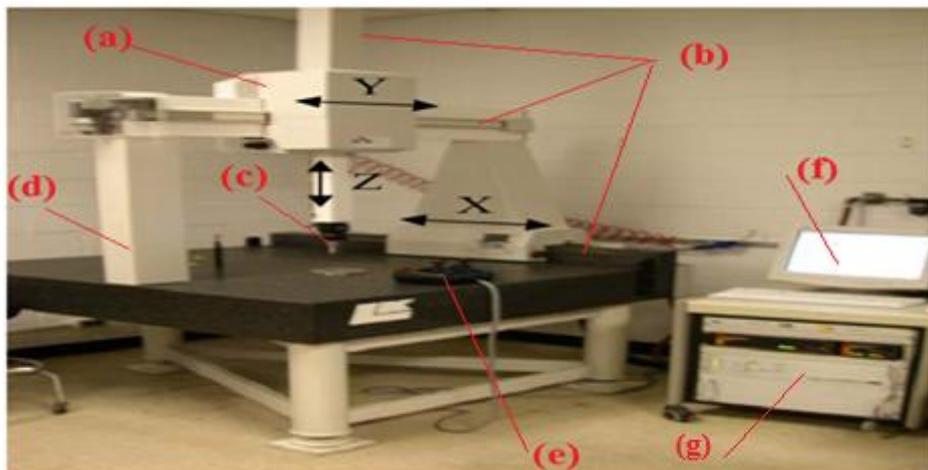


Fig. II.6 MMT de marque WENZEL modèle G90C ERIS Batna.

La figure II.6 montre grossièrement les principaux éléments constituant une MMT.

- (a) : Des moteurs à courant continu assurent la motorisation des parties mobiles.
- (b) : chaque articulation prismatique a un encodeur linéaire constitué d'une règle en verre ou en acier gradué par un lecteur à photodiodes.
- (c) : une tête de palpeur permet d'orienter le palpeur et sont stylet pour accéder aux surfaces de la pièce.
- (d) : les guides sont souvent en marbre et les chariots glissent sur patins aérostatiques et d'une motorisation réalisée par des moteurs à courant continu.
- (e) : un bras de command pour l'orientation de la tête de palpeur.
- (f) : un ordinateur permet l'entrée de commande de mesure, la compensation des écarts de la machine et le traitement des indications.
- (g) : un coffret électronique permettant la commande numérique des déplacements de la machine, ainsi que le comptage et l'acquisition des valeurs des déplacements des détecteurs par rapport aux règles graduées. [25]

II.5.2. Principe de la machine à mesurer tridimensionnelle

Les MMTs permettent de vérifier la conformité des pièces de forme complexe en 3D. Les MMTs sont constituées principalement de trois axes de mesure et d'un système de palpation doté d'une touche de contact fixée à l'extrémité du dernier axe. En fonction des déplacements des axes de mesures qui sont liés à des règles de mesure de haute précision, il est possible d'estimer les coordonnées x , y et z du point de contact entre la touche du palpeur et la surface à mesurer. [24]

La pièce à mesurer est montée sur un marbre. Le système de palpation établit une relation entre le contact physique de la touche du palpeur sur la surface à mesurer et la lecture des trois déplacements (Figure II.7). Les coordonnées calculées sont par la suite traitées par logiciel dans le but d'effectuer des mesures tridimensionnelles et de vérifier les caractéristiques des tolérances dimensionnelles et géométriques des pièces mécaniques [22, 23].

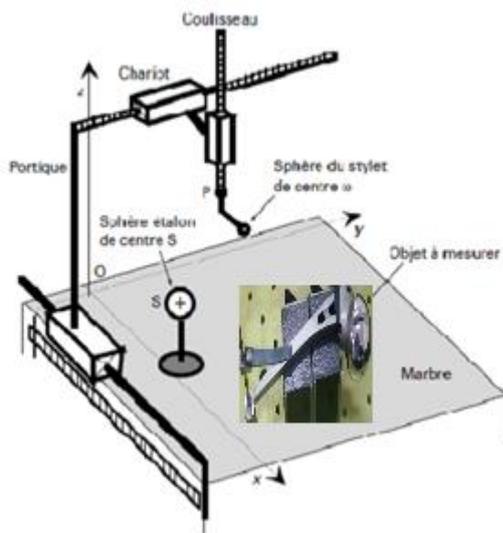


Fig. II.7. Principe des MMTs.

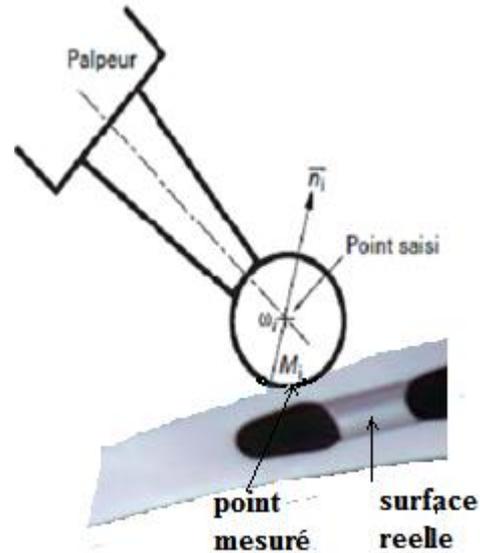


Fig. II.8. Point saisi, point mesuré [23].

Pour mesurer la forme de la surface d'une pièce positionnée sur le marbre de la MMT, la touche du stylet, qui est une sphère de centre ω_i située à l'extrémité du stylet, touche différents points M_i sur la surface à mesurer (Figure II.8). Le système de contrôle de la machine saisit les coordonnées du centre ω_i . En fonction de la normale qui doit être estimée à la surface au point M_i et le rayon apparent r_j (calculé pour chaque orientation de palpeur et chaque stylet), on calcule les coordonnées du point mesuré M_i par la relation suivante [23]:

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

II.5.3. Mesure par toucher :

II.5.3.1 Systèmes de palpation pour machines-outils :

Les palpeurs HEIDENHAIN sont conçus pour être utilisés sur les machines-outils et notamment sur les fraiseuses et les centres d'usinage.

Les systèmes de palpation aident à réduire les temps de préparation, à augmenter les durées d'utilisation de la machine et à améliorer la précision dimensionnelle des pièces usinées.

Les fonctions de dégauchissage, de mesure et de contrôle sont exécutables soit manuellement ou par programme avec la plupart des commandes numériques. [26]



Fig. II.9 Les palpeurs HEIDENHAIN.

II.5.3.2.Choix des outils de mesure : [27]

Tête

Extensions

Capteurs

Stylets

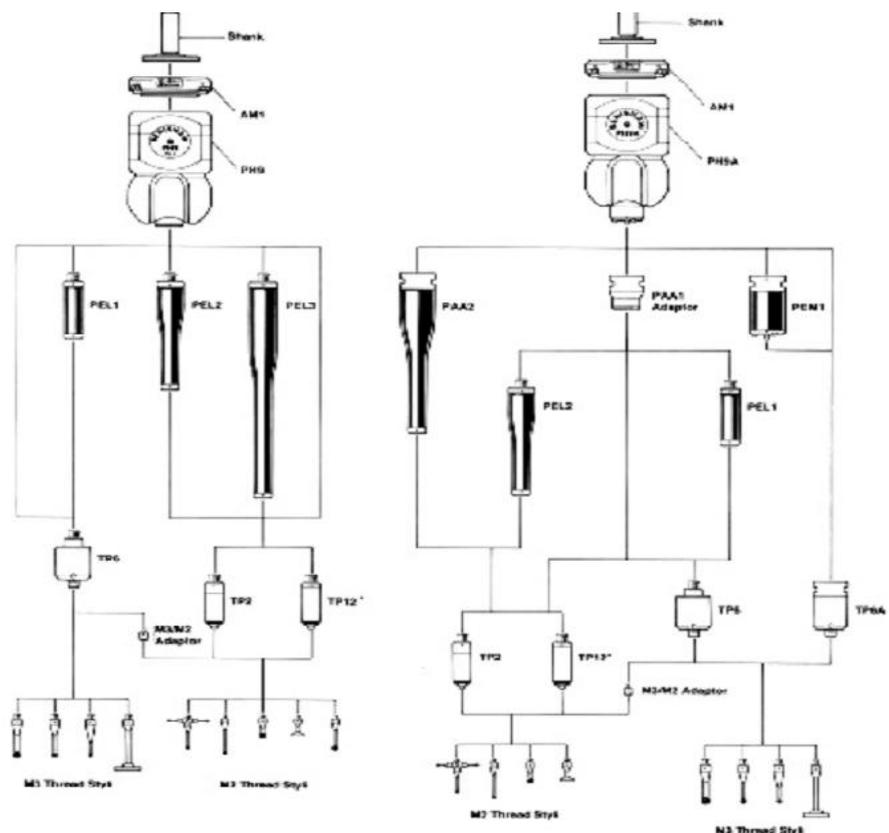


Fig. II.10. Les outils de mesure.

II.6. Description de la manipulation de la mesure sur MMT:

II.6.1. Mise en position

Pour mesurer la prothèse réelle, elle doit être positionner celle ci sur le marbre de la MMT à l'aide de brides (figure II.11).



Fig. II.11. Positionnement de la prothèse sur un marbre. [12]

Ensuite, on commence le palpé par contact. On doit mettre en contact une bille sur la prothèse pour repérer un point sur la surface (Figure II.12).



Fig. II.12. La mise en contact. [12]

En va changer la position de la prothèse lorsque le mode de palpé utilisé est un palpé par contact statique et la bille de palpéur est de diamètre situé entre 1 et 8 mm.

De notre cas, le diamètre de la bille est de 4 mm, puisque la forme de la prothèse ne demande pas de changement de la bille du palpéur (Figure II.13).

II.7. Description sur l’outil CAO SolidWorks.

SolidWorks est un logiciel de conception mécanique 3D paramétrique. Grâce à cet outil facile à utiliser, les constructeurs peuvent esquisser rapidement une idée, l’expérimenter avec des fonctions et des cotes et produire des modèles et des mises en plan précis.

On peut créer des esquisses : Une esquisse est un profil ou une coupe transversale en 2D. Les esquisses peuvent être extrudées, pivotées, lissées ou balayées le long d’une trajectoire pour créer des fonctions.

- La barre d’outils de l’esquisse :

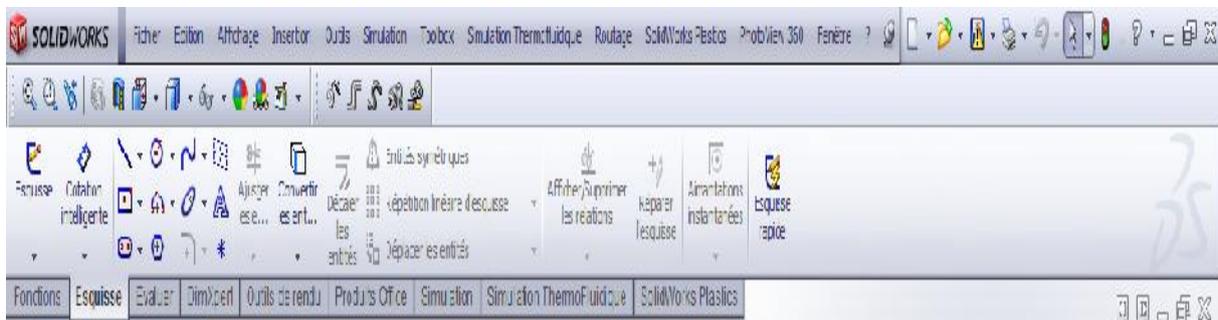


Fig. II.15. Barre d’outils de l’esquisse.

On peut utiliser les fonctions peuvent être des fonctions de forme (bossages, enlèvements de matière, perçages) et d’opérations (congés, chanfreins, coques, etc.); on va les combinez pour construire des pièces.

- La barre d’outils des fonctions :

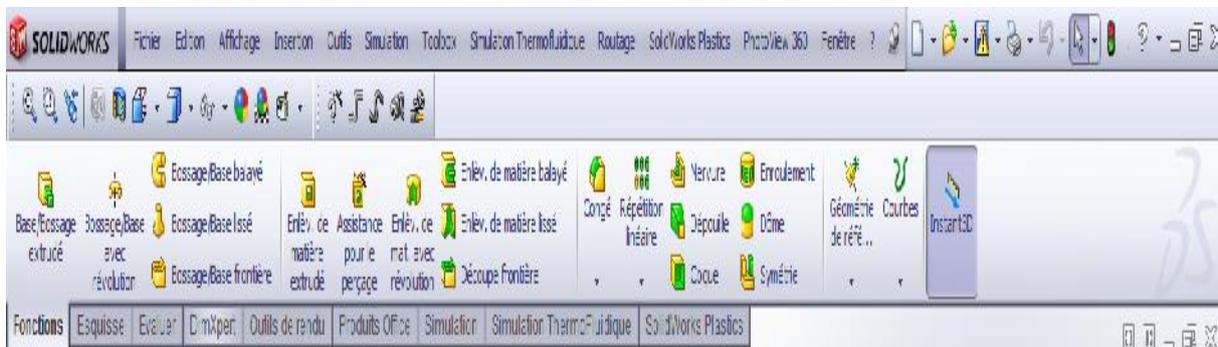


Fig. II.16. Barre d’outils des fonctions.

II.7.1. Dessin finale de la prothèse de hanche avec solidworks:

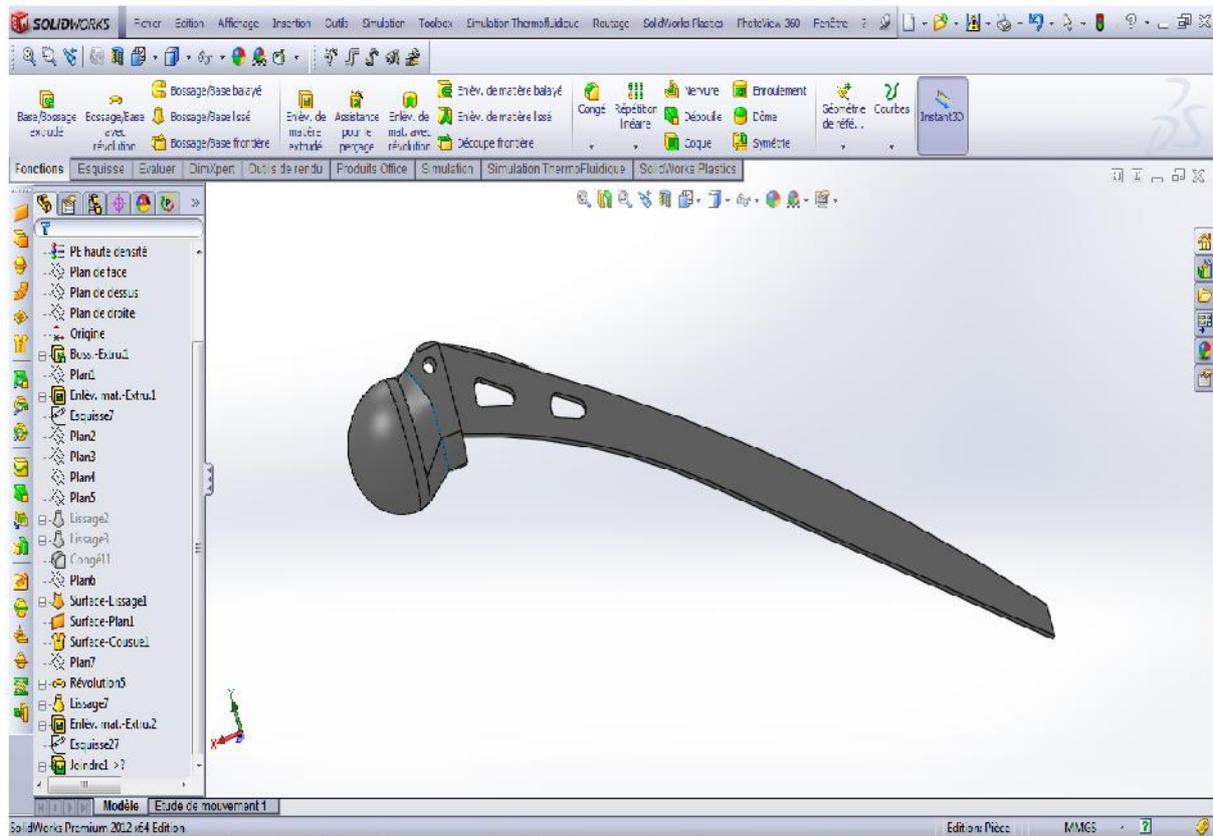


Fig. II.17. Dessin de la Prothèse par SolidWorks.

II.7.2. La mise en plan de la prothèse de hanche.

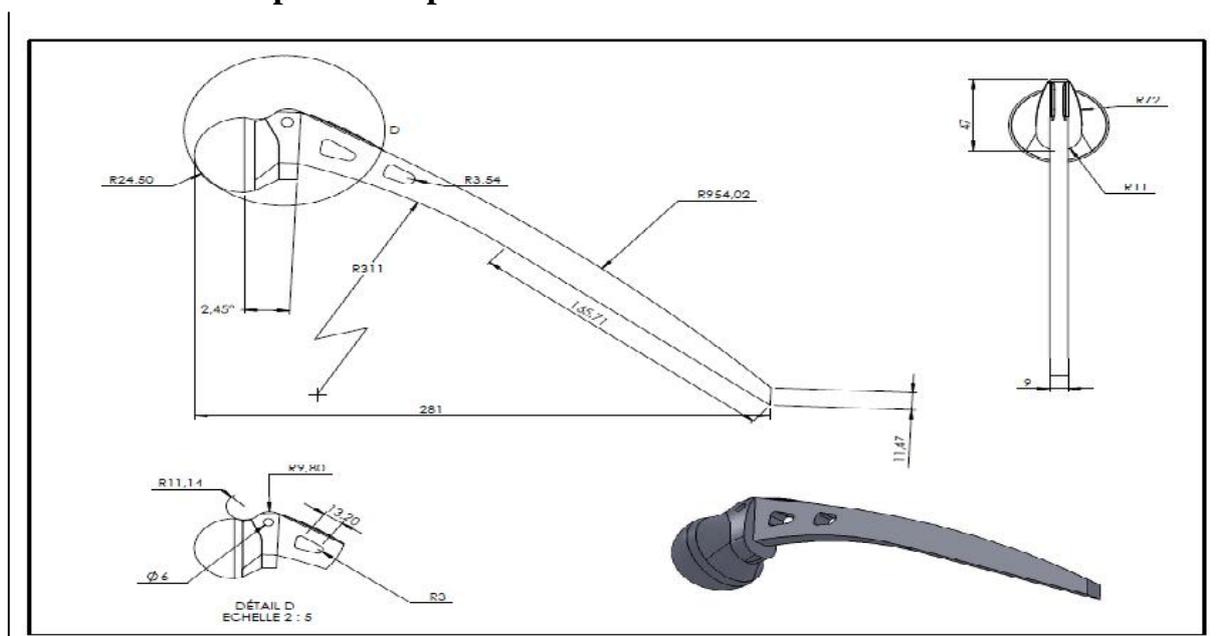


Fig. II.18(a). Mise en plan de la prothèse.

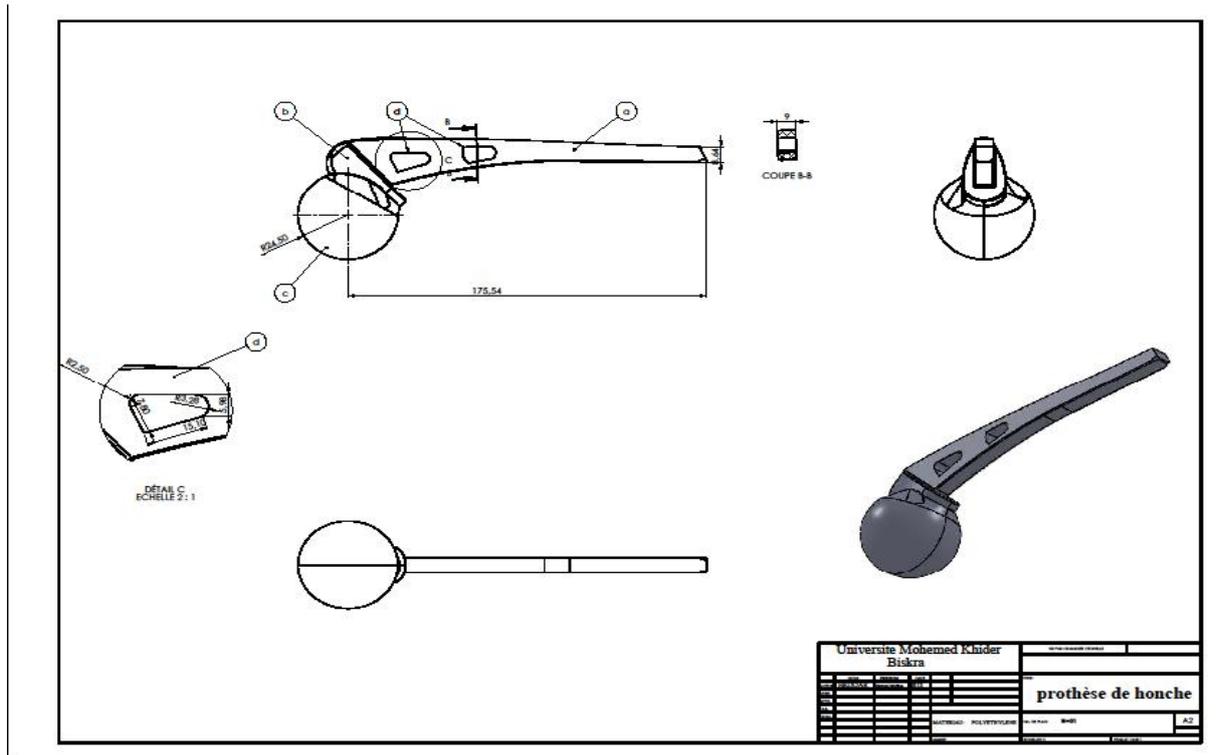


Fig. II.18(b). Mise en plan de la prothèse.

II.8. Conclusion

Nous avons vu, comment modéliser une prothèse de hanche avec les moyens de mesure tridimensionnels MMT et de conception par l'outil CAO en considérant un modèle réel de la prothèse.

Dans le prochain chapitre de ce mémoire, nous nous attacherons à présenter une synthèse sur la conception d'un moule de prothèse de hanche.

III.1.Introduction

La conception du moule influe de manière décisive sur la qualité et l'économie de la pièce injectée. L'aspect de la pièce, sa résistance mécanique, sa ténacité, ses cotes, sa forme et son coût dépendent de la qualité du moule.

III.2. Etude des éléments du moule :

III.2.1. Généralités:

Pour satisfaire les besoins de la production, quatre fonctions essentielles doivent être prévues lors de la conception de l'outillage.

- Mise en forme de l'objet.
- Alimentation des canaux en matière.
- Refroidissement.
- Extraction des pièces.

L'étude du moule consiste à concevoir des formes en vue de réaliser au mieux ces fonctions, compte tenu des techniques d'exécution possibles.

Un moule d'injection pour thermoplastique doit au cours d'une opération complète de production (cycle) passer par les phases suivantes:

- Fermeture du moule.
- Injection.
- Refroidissement.
- Ouverture du moule.
- Ejection.

III.2.2. La Carcasse: Elle Regroupe tous les éléments du moule:

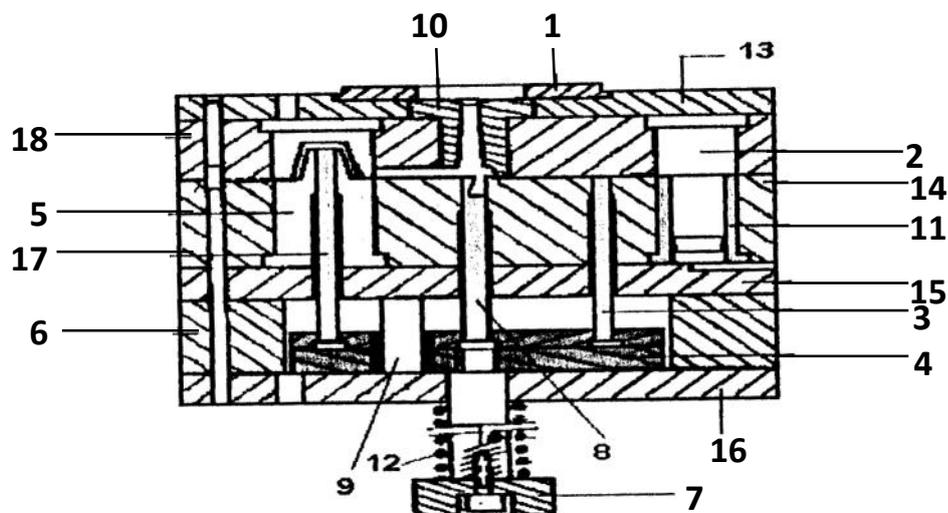


Fig.III.1. carcasse du moule [19].

Désignation:

- | | |
|------------------------------|--------------------------------|
| 1. Bague de centrage | 2. Colonne de guidage |
| 3. Rappel d'éjection | 4. Plaque d'éjection |
| 5. Empreinte | 6. Tasseaux |
| 7. Queue d'éjection | 8. Arrache carotte |
| 9. Plot de soutien | 10. Contre buse |
| 11. Bague de guidage | 12. Ressort de rappel |
| 13. plaque de fixation avant | 14. Plaque porte empreinte inf |
| 15. Plaque intermédiaire | 16. Plaque fixation arrière |
| 17. Éjecteur | |

• **Élément fixes:**

- Blocs - matrice (par les petits moules).
- Plaque ou bloc porte empreintes.
- Bloc porte poinçons.
- Contre plaques.
- Plaques de fixation.

- **Éléments mobiles:**

- La plaque d'éjection.
- Contre plaque d'éjection.

- **Entretoises ou cales:**

Elles sont utilisées dans les moules pour ménager la place des plaques et des contre plaques d'éjection ou pour augmenter la hauteur du moule.

- **Éléments de centrage ou de fixation:**

Ils permettent de fixer le moule sur les plateaux de la machine (presse), d'aligner le nez de la machine avec la base du moule.

La fixation proprement dite des moules sur les plateaux de la presse doit être précise et solide.

Les éléments sont:

- Douille de centrage.
- Bagues lisses.
- Doigt de démoulage.
- Colonnes butée
- Colonnes.
- Bague épaulée.
- Bague à collerette.
- Bague frette.

- **Éléments de guidage:**

Ils sont indispensables pour que le moule s'ouvre et se ferme avec précision, afin d'éviter un mauvais positionnement pendant le montage des deux parties.

Les éléments de guidage doivent être disposés de façon non symétrique, ce sont:

- Pilotes cylindriques disposés dans le plan de joint.
- Assemblage conique sur moule cylindrique.

III.2.3. Fonction d'alimentation:

III.2.3.1. Généralités:

La matière plastique fondue, préparée dans le dispositif de plastification (chargé d'assurer la fusion) de la presse à mouler, doit être transférée vers les cavités du moule au moyen d'un réseau de canaux dans lequel on peut distinguer:

- Le canal de la carotte "A".
- Les canaux de répartition ou de distribution "B et C".
- Attaque ou seuil d'alimentation "D".

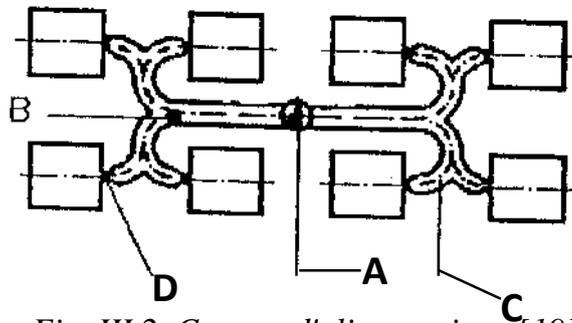


Fig. III.2. Canaux d'alimentations [19].

III.2.3.2. Canaux de carotte (A):

De forme tronconique, il conduit le plastique depuis l'orifice d'entrée du moule jusqu'au plan de joint de conicité facilite l'extraction de la matière.

Il est bon d'arrondir la base du canal de carotte, pour améliorer l'écoulement de la matière en fusion.

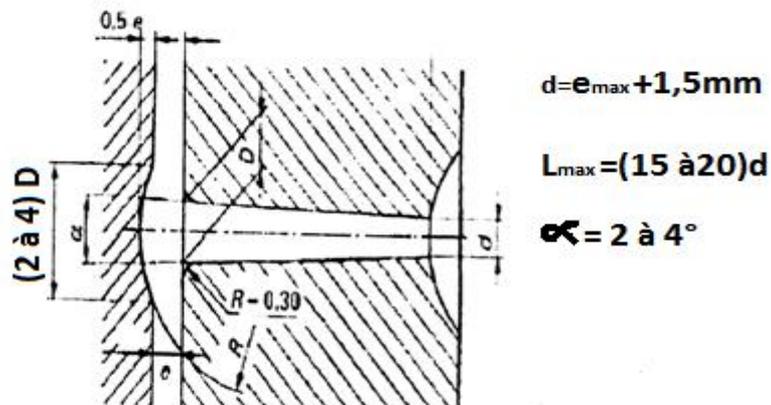


Fig. III.3. Canal de Carotte [16].

III.2.3.3. Canaux de distribution (C):

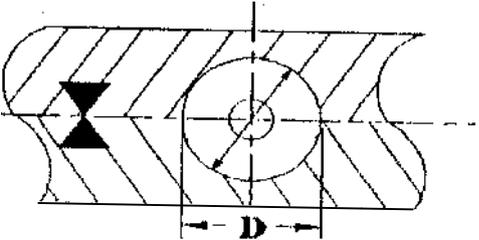
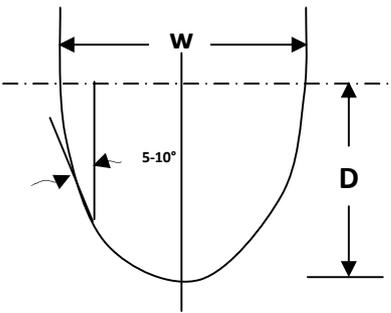
Le canal de carotte alimente un réseau de canaux de distribution, principaux et secondaires. Les matières plastiques en fusion sont des fluides dits viscoélastique n'obéissant pas aux lois des fluides visqueux élastiques tels que l'eau ou l'huile.

Il n'y a pas d'étude théorique applicable d'une manière simple à la détermination pratique des canaux usinés dans les moules.

Le tableau III.1 donne quelque recommandation sur dimension des canaux [20].

Epaisseur en [mm]	Longueur canal [mm]	Diamètre mini en[mm]
0.5 à 1.5	50.8	3.2
1.5 à 3.8	101.8	3.2
3.8 à 6.4	101.6	4.8 à 6.4 ou 7.9

Le tableau III.2 représente quelques formes et quelques sections des canaux les plus réponsus. [20]

CANAL	AVANTAGES	INCONVENIENTS
<p>CANAL ROND</p> 	<ul style="list-style-type: none"> - Petite surface par rapport à la section. - Faible refroidissement. - Faible perte de chaleur. - Solidification de matière. - Bonne pression de maintien 	<ul style="list-style-type: none"> - Usinage dans les deux parties du moule. - Difficultés et coût plus élevé.
<p>CANAL PARABOLIQUE</p> 	<ul style="list-style-type: none"> - Se rapproche du canal rond. - Fabrication simplifiée car usinage uniquement dans une partie. 	<ul style="list-style-type: none"> - Perte de chaleur

III.2.3.4. Attaque ou seuil d'alimentation:

Le choix de la zone d'attaque d'une cavité du moule n'est pas indifférent si la matière ne rencontre pas d'obstacle lors de son écoulement.

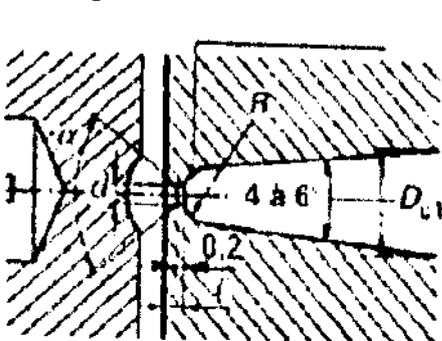
Les pertes de charges seront réduites et l'on pourra diminuer la pression d'injection, cela revient à éviter l'alimentation de la cavité face à un obstacle (noyau du moule).

Les pièces complexes de grandes dimensions sont souvent alimentées en plusieurs points.

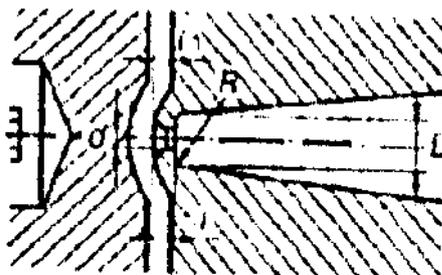
Pour faciliter le d'égrappage on peut utiliser:

➤ **L'injection capillaire:**

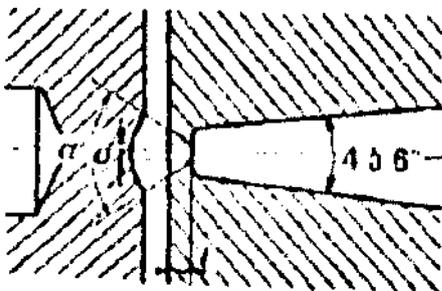
Impact de très faible diamètre dans l'axe d'injection.



- Ⓐ
- $R \geq d + 2 \text{ mm}$
- $\alpha = 30 \text{ à } 60^\circ$
- $l = 0,8 \text{ à } 1,2 \text{ mm}$
- pour les polymères amorphes:
 $d = 0,4 \text{ à } 1,2 \text{ mm}$
- pour les polymères cristallins :



- Ⓑ
- $D_{c2} = d + 1.5 \text{ mm}$
- $R = 0.2 \text{ à } 0.5 \text{ mm}$
- $L_1 > 1.$



- Ⓒ
- $\alpha = 30 \text{ à } 60^\circ$

Fig.III.4. L'injection capillaire [16].

➤ L'injection sous marine.

Alimentation sous le plan de fermeture du moule.

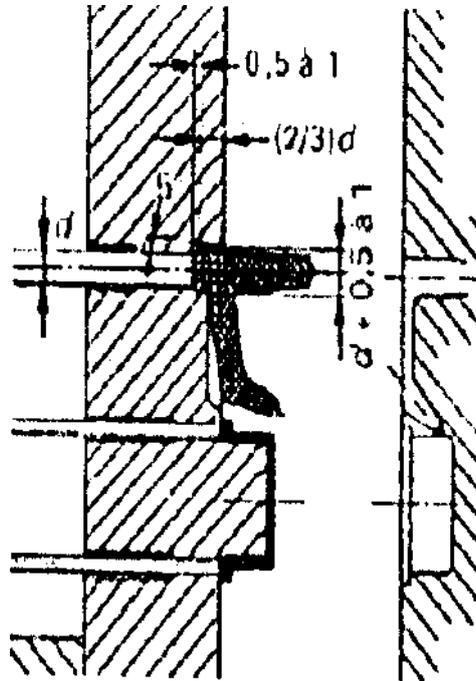


Fig.III.5. L'injection sous marine.

Le choix du diamètre des canaux dépend de l'épaisseur de la paroi des pièces.

III.3. Bilan thermique:

III.3.1. Fonction de refroidissement:

III.3.1.1. Problème de refroidissement:

Le refroidissement des moules est une nécessité technique et économique. Une pièce moulée ne peut être extraite sans dommage de l'outillage qui l'a produite si elle n'a pas acquis une rigidité suffisante pour résister aux efforts d'éjection, donc si la température du plastique ne s'est pas abaissée au-dessous du point de fusion. Au-delà de la température de transition vitreuse pour les polymères amorphes, un refroidissement, est basé sur les seules pertes calorifiques à travers les parois du moule. C'est pourquoi un refroidissement artificiel accéléré s'impose.

La vitesse de refroidissement influence aussi la structure et, par suite, les propriétés physiques et mécaniques des matières plastiques, en particulier des polymères semi-

cristallins. Il faut s'efforcer d'obtenir une vitesse de refroidissement uniforme pour aboutir à une structure homogène.

La permanence des conditions de refroidissement est aussi un facteur important à respecter, dans le but de produire, au cours des cycles successifs de moulage, des pièces sensiblement identiques, respectant les tolérances de dimension et de forme imposée.

L'automatisation des cycles de production et l'emploi d'appareils de contrôle de la température des outillages, capables de refroidir le fluide de refroidissement ou de le réchauffer si nécessaire, contribuent largement aujourd'hui à l'amélioration de la qualité des pièces moulées.

III.3.1.2. Temps de refroidissement des pièces moulées:

Le temps de refroidissement, à l'intérieur du moule, d'un objet en matière plastique représente presque toujours la phase la plus longue du cycle de production, en particulier pour les épaisseurs de pièces courantes de 1,5 à 3 mm.

Pour une pièce d'épaisseur régulière, située dans les limites indiquées et présentant des surfaces latérales internes et externes importantes, le temps de refroidissement dépend directement du rapport du volume de la pièce moulée à la surface totale de refroidissement.

III.3.2. Transfert de chaleur:

Le transfert de chaleur se fait depuis la pièce à travers l'empreinte jusqu'aux canaux de refroidissement.

Le transfert de la paroi du moule jusqu'au liquide de refroidissement dépend du type d'écoulement du fluide.

Le coefficient de transmission "h" augmente avec le nombre de Reynolds qui est beaucoup plus élevé pour un écoulement turbulent.

On a donc intérêt à provoquer ce type d'écoulement dans les canaux de refroidissement.

On introduit souvent dans les canaux, des obstacles qui provoquent un écoulement turbulent à vitesse plus faible.

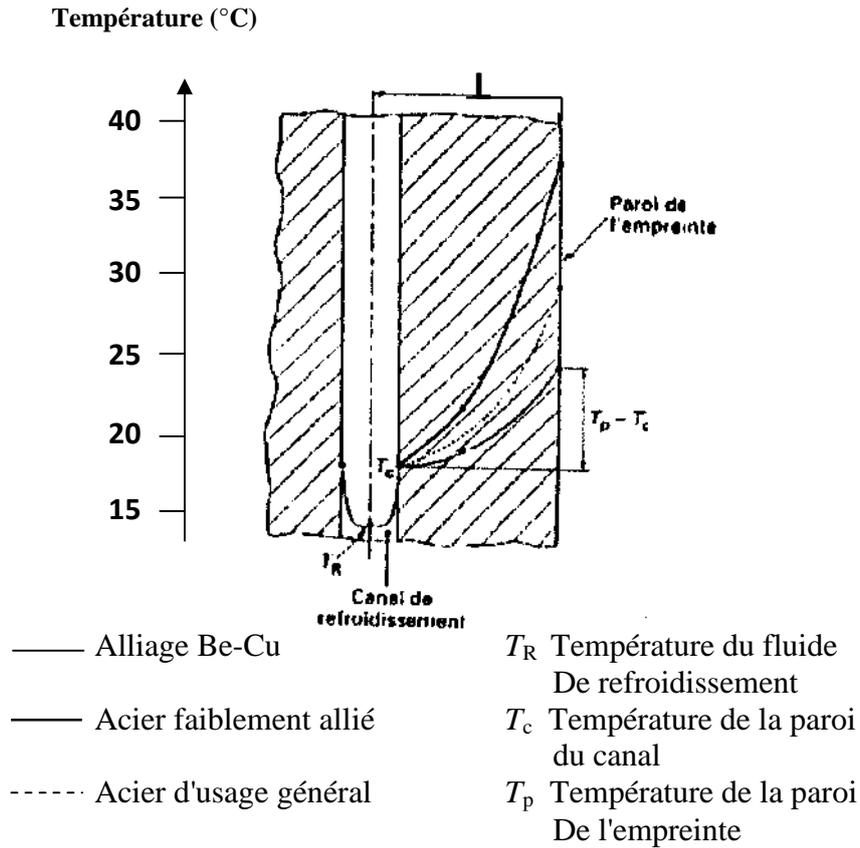


Fig.III.6. Gradients de température dans les canaux de refroidissement et dans l'épaisseur du moule pour différents métaux constitutifs [16].

III.3.2.1. Lois de refroidissement:

La chaleur s'écoule sous l'influence d'un gradient de température par conduction des hautes vers les basses températures.

La quantité de chaleur transmise par unité de temps et par unité d'air de la surface isotherme est appelée densité de flux de chaleur [19].

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

Φ : Flux de chaleur

S : Aire de la surface

On appelle flux de chaleur, la quantité de chaleur transmise sur la surface S par unité de temps.

$$\Phi = \frac{dQ}{dt} (W)$$

La théorie de la conduction repose sur l'hypothèse de Fourier:

Le flux est proportionnel au gradient de température

$$\Phi = -\lambda \cdot S \cdot \frac{dT}{dx} (W) \dots \dots \dots (3)$$

Avec Φ : Flux de chaleur transmis par conduction (W).

λ : Conductivité thermique du milieu (W.m⁻¹°C⁻¹).

x : Variable d'espace dans la direction du flux (m).

S : Aire de la section de passage du flux de chaleur (m²).

$$T_1 = T_{\max}$$

$$\left. \begin{aligned} \Phi dx &= -\lambda S \frac{dT}{dx} \\ \Phi \int dx &= -\lambda S \int_{T_1}^{T_2} dT \end{aligned} \right\} \Rightarrow \Phi x = \lambda S \frac{(T_1 - T_2)}{\Delta x} \text{ donc } \Phi = \lambda S \frac{\Delta T}{\Delta x}$$

- Stockage d'énergie:

Le stockage d'énergie dans un corps correspond à une augmentation de son énergie interne au cours du temps à pression constante.

$$\Phi = \rho V C_p \frac{\partial T}{\partial t} (W) \dots \dots \dots (4)$$

Φ : Flux de chaleur stocké (W).

ρ : La masse volumique (Kg/m³).

V : Volume (m³).

C_p : Chaleur massique (J/Kg°C).

T : Température (°C).

t : Temps (S).

$$\text{Si : } \left. \begin{aligned} \Phi &= \rho \cdot s \cdot e C_P \frac{\Delta T}{t} \\ \Phi &= \lambda \cdot s \cdot \frac{\Delta T}{e} \end{aligned} \right\} \Rightarrow \frac{t}{e^2} = \frac{\rho C_P}{\lambda}$$

On prend en considération que:

- Le milieu est isotrope.
- Pas de génération d'énergie à l'intérieur du système
- Le milieu est homogène, λ est constante.

$$a = \frac{\lambda}{e \cdot cp} \text{ diffusivité thermique (5)}$$

$$\text{Et } tw^2 = \frac{1}{a} = \frac{e \cdot cp}{\lambda} \text{ loi de eulitz (6)}$$

Avec : $w = \frac{1}{e}$

III.3.2.2. Transfert thermique:

$$Q = M \cdot CP \cdot \Delta T \text{ (7)}$$

Q : Quantité de chaleur à évacuer.

M : Masse de la pièce.

Cp : Capacité calorifique de la matière première.

ΔT : Température injection - Température moule

La quantité de fluide nécessaire pour éponger cette chaleur donnée par la formule [17]:

$$G \left[\frac{kg}{h} \right] = \frac{Q}{C_{pf}(T_s - T_e)Trcp} \text{ (8)}$$

C_{pf} : Capacité calorifique du fluide.

Ts : Température du fluide à la sortie du moule.

Te : Température du fluide à l'entrée du moule.

T_{rcp} : Temps de refroidissement à cœur de la moulée qui dépend à son tour des paramètres de la formule suivant:

$$T_{rcp} = \frac{e^2}{\pi^2} \cdot \text{Ln} \left[\frac{4}{\pi} \left(\frac{T_m - T_M}{T_c - T_M} \right) \right] \dots \dots \dots (9)$$

e : Épaisseur de la moulée.

a : Diffusivité thermique

T_M : Température du moule.

T_m : Température de la matière d'injection.

T_c : Température de solidification.

$$G = G_p + G_e$$

Avec : $G_p = G \cdot \frac{\text{surface de refroidissement moule supérieur}}{\text{surface totale de refroidissement}}$

D'où :

$$S = \frac{Gp}{\rho \cdot V} \dots \dots \dots (10)$$

S : Section des canaux Moule supérieur.

ρ : Masse volumique du fluide.

V : Vitesse moyenne du fluide.

III.3.2.3. Choix du diamètre:

Le diamètre du canal de refroidissement est égal à: $d = 2 \sqrt{\frac{S}{\pi}} \dots \dots \dots (11)$

Pour déterminer la position du canal par rapport à la surface de l'empreinte il faut se

référer à la formule suivante:

$$x' = x + \frac{D}{2}$$

$$X = ? \quad Q = hs + \frac{\partial T}{\partial x} \Rightarrow Q \partial x = hs \partial T$$

$$Q \int \delta x = hs \int_{T_e}^{T_m} \delta T \Leftrightarrow Qx = hs(T_m - T_e) \Rightarrow x = \frac{hs(T_m - T_e)}{Q}$$

$$\text{D'où : } x' = \frac{hs(T_m - T_e)}{Q} + \frac{D}{2}$$

Le choix du diamètre dépend de l'épaisseur de la paroi des pièces pour cela aussi le tableau III.3 est recommandé [16].

Épaisseur ell [mm]	Diamètre en [mm]
≤ 2	6 à 10 mm
2 à 4	10 à 12 mm
4 à 6	12 à 15 mm

III.4. Détermination des paramètres d'injection :

III.4.1. Poids de la pièce:

Le poids de la pièce modèle en acier inoxydable en gamme = 326 g, de masse volumique $\rho = 7800 \text{ Kg/m}^3$. Donc, on peut déterminer le poids de la pièce matière plastique.

$$V': \text{ volume pièce [cm}^3] = \frac{\text{masse de la pièce[g]}}{\text{masse volumique[g/cm}^3]} \dots\dots\dots (12)$$

$$V' = 41,79 \text{ cm}^3$$

$$V' = \frac{m'}{\rho'} = \frac{m}{\rho} \Rightarrow m = V\rho \dots\dots\dots (13)$$

La masse volumique du polyéthylène, matière de la pièce qui nous avons étudié est égale à :

$$= 0,91 \text{ g/cm}^3$$

$$m = V \cdot \rho = 41,79 [\text{cm}^3] \cdot 0,91 [\text{g/cm}^3] = 38,03 \text{ g}$$

Le nombre d'empreinte est égal à une pièce, donc, le volume de remplissage est alors:

$$V_{rt} = 1 \cdot V = 1 \cdot 41,79 = V_{rt} = 41,79 \text{ cm}^3$$

III.4.2. Débit d'injection:

Le débit d'injection est fonction du volume de remplissage sur la durée de remplissage correspondant à l'épaisseur de la pièce.

$$Q = \frac{V_{rt}}{\text{Durée de remplissage}} = \frac{[\text{cm}^3]}{[\text{ms}]} = \frac{dm^3}{s} = \left[\frac{l}{s} \right] \dots \dots \dots (14)$$

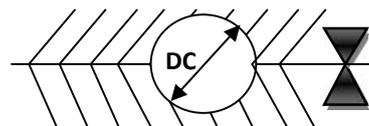
$$Q = \frac{41,79}{2,05} \quad Q = 20,38 \frac{l}{s}$$

Le débit réel fourni par la machine est de :

$$Q = 1,2 \text{ l/s} \quad \text{Fiche technique [ANNEXE]}$$

III.4.3. Calcul de la surface projetée:

- o **Calcul de l'épaisseur**



Choix de l'épaisseur maxi (e_{max}) pour déterminer le diamètre du canal d'injection.

$$e_{max} \text{ de la pièce} = 3 \text{ mm}$$

Donc:

$$DC = e + 1,5 \text{ mm}$$

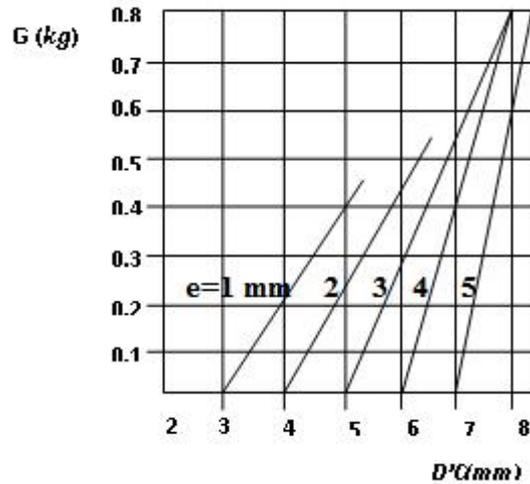
Pour évaluer le diamètre (D'C) en fonction de la masse "G" et de l'épaisseur de la pièce "e", on doit appliquer un facteur correctif **KI** défini en fonction de la longueur **L** du canal en (mm) [15].

$$KI = 1 + 1,5 \cdot 10^{-3} L \dots\dots\dots(15)$$

D'où le diamètre corrigé:

$$DC = D'C \cdot KI \dots\dots\dots(16)$$

Pour $\begin{cases} e = 3mm \\ G = 32g \end{cases} \rightarrow D'C = 5 mm$



PL.PP.PA.PC.POM

Fig.III.7. Abaque pour déterminer l'épaisseur e (mm) [17]

Pour la longueur L, un tableau III.9 à été dressé en fonction de l'épaisseur de la pièce [18].

Tableau III.9

Epaisseur e, [mm]	Diamètre mini	Longueur du canal en [mm]
0.5 à 1.5	3.2	50.8
1.5 à 3.8	3.2	101.6
3.8 à 6.4	4.8 à 6.4, 7.9	101.6 et plus

Donc: e = 3mm \longrightarrow L = 102 mm

$$KI = 1 + 1,5 \cdot 10^{-3} \cdot L = 1 + 0,153 = 1,153$$

D'où DC = D'C · KI = 5 · 1,153 = 5,765 donc DC = 6 mm

III.4.4. Détermination de la force de fermeture:

La force de fermeture Ff dépend de la pression du remplissage ou d'injection et de la surface projetée.

$$Ff = P.S.k \dots\dots\dots(17)$$

P : Pression d'injection = 200 Kgf/cm², on admettra qu'en raison des pertes de la moitié de la pression d'injection est égale à 1000 Kgf/cm².

k : facteur de sécurité = 1,3 à 1,5.

S : surface projetée.

Calcul de la surface projetée:

$$S_1 = a + b + C - 2d \Rightarrow \begin{cases} a = \frac{2,6+0,9}{2} \cdot 1,8 = 31,5 \text{ cm}^2 \\ b = \frac{2+0,9}{2} \cdot 4,1 = 5,945 \text{ cm}^2 \\ c = 4 \cdot \pi \cdot (2,5)^2 = 78,5 \text{ cm}^2 \\ d = \frac{1,03+0,6}{2} \cdot 1,83 = 1,49 \text{ cm}^2 \end{cases}$$

fig III. 15

$$S_1 = 112,965 \text{ cm}^2$$

$$\left\{ S_2 = \frac{0,6+0,45}{2} \cdot 6,7 = 3,51 \text{ cm}^2 \Rightarrow S_2 = 3,51 \text{ cm}^2 \right.$$

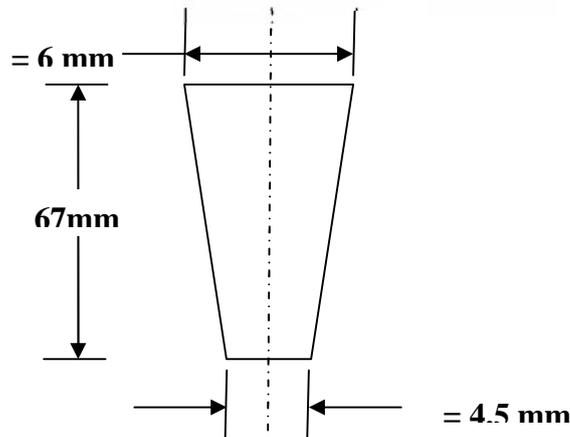
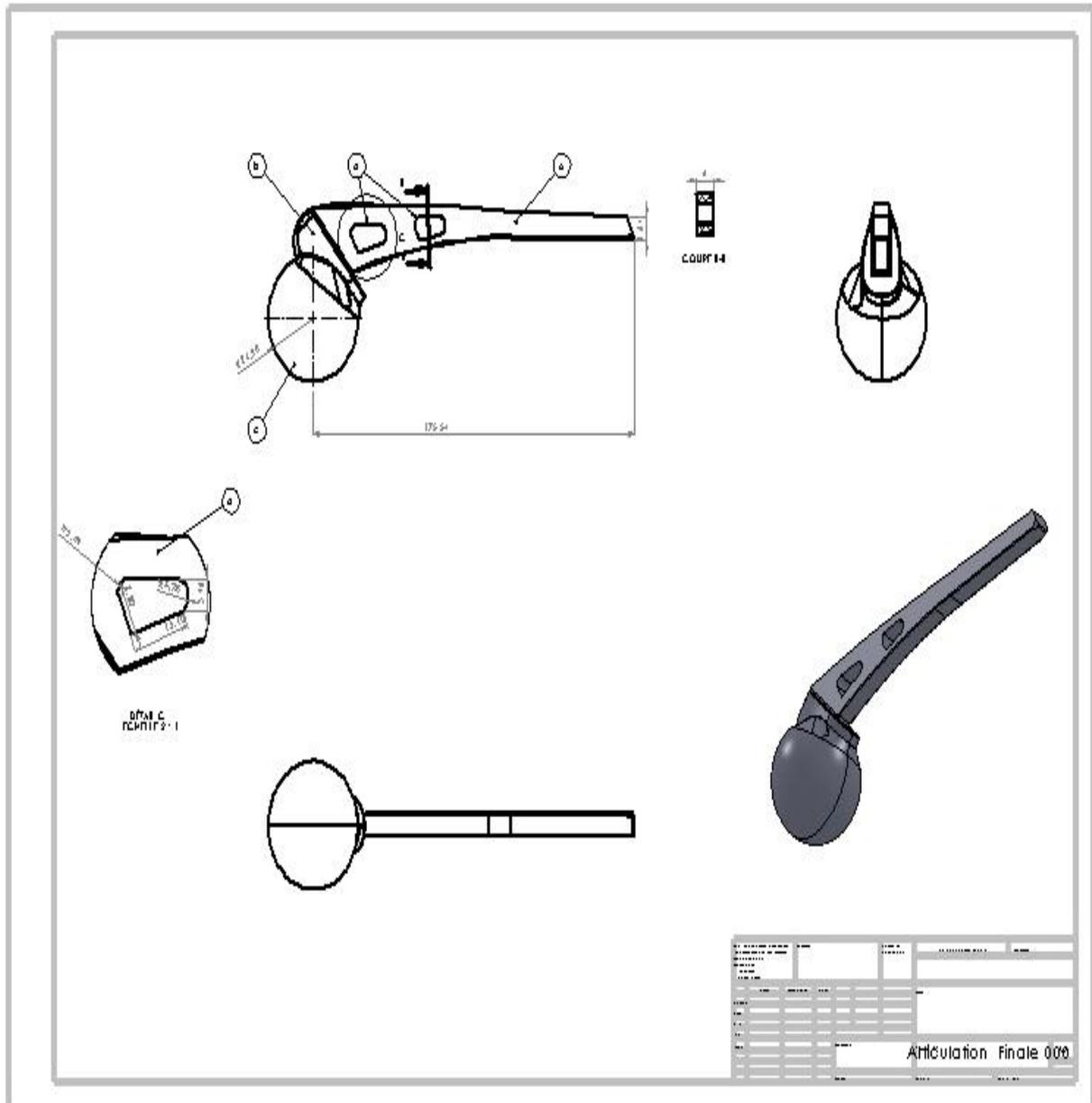


Fig.III.7.Dimension du canal de la carotte.

$$S_T = S_1 + S_2 = 112,965 + 3,51$$

$$S_T = 116,475 \text{ cm}^2$$

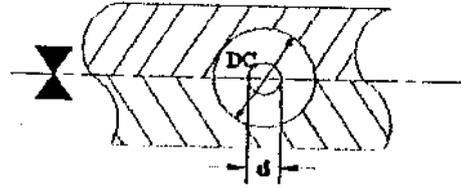
La force de fermeture Ff = 1000. 116,475. 1,3 **Ff = 151417,5 Kgf**



III.4.5. Calcul de l'attaque ou seuil:

D'après le tableau suivant [16] le diamètre de l'attaque pour les polymères cristallins est:

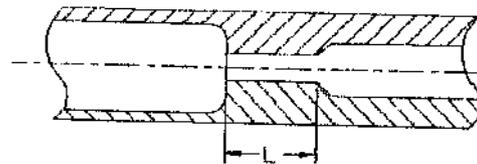
D (mm)	L (mm)
0.5 à 0.8	0.6 à 1.2



Proposé par la société BASF

On propose pour les dimensions de l'attaque

$$= 0,8 \text{ mm} \quad L = 1 \text{ mm}$$



III.4.6. Calcul des volumes du canal d'alimentation:

$$V_0 = \frac{\pi D^2}{4} = \frac{\pi(0,6)^2}{4} \cdot 10,2 = 2,88 \text{ cm}^3 = 2,88 \text{ cm}^3 \Rightarrow V_0 = 2,88 \text{ cm}^3$$

- **Volume de la pièce 1 :**

$$V_1 = a \cdot e + b \cdot e + c \cdot e - 2d \cdot e = (31,5 \cdot 0,3) + (5,945 \cdot 0,3) + (78,5 \cdot 0,3) - 2 \cdot (1,64 \cdot 0,3)$$

$$V_1 = 33,80 \text{ cm}^3$$

- **Volume de la carotte :**

$$V_2 = S_2 \cdot e = 9,63 \cdot 0,3 = 2,88 \text{ cm}^3 \quad \Rightarrow \quad V_2 = 2,889 \text{ cm}^3$$

$$\text{Donc le volume total } V_T = \sum_0^2 V_i = 36,689 \text{ cm}^3 \Rightarrow V_T = 36,689 \text{ cm}^3$$

La masse de la grappe

$$m = V_T \cdot \rho = 0,91 \cdot 36,689 \Rightarrow m_T = 33,386 \text{ g}$$

Le faible diamètre du seuil provoque:

- l'échauffement de la matière.
- Diminue la viscosité et facilite l'écoulement.

Une longueur de seuil importante provoque la chute de pression donc **L** ne doit pas dépasser 0,5 à 1,5 mm. [16]

La cadence de la presse étant de 2 cycle/min

III.4.7. Le temps de refroidissement:

Le temps de refroidissement le plus adopté est donné par la loi d'Eulitz [18]:

$$t_r = \frac{e \cdot C_p}{w^2 \lambda} \dots\dots\dots (18)$$

Avec: $w = \frac{1}{e}$

e : épaisseur de paroi de la pièce = 3mm.

t_r : Temps de refroidissement.

C_p : Capacité calorifique 1900 J/Kg°.

λ : Conductivité thermique:0,33W/m°c.

w : Masse volumique: 0,91 g/cm³.

$$w = \frac{1}{0.003} = 333 \Rightarrow w^2 = 110889$$

$$t_r = \frac{0,91 \cdot 10^3 \cdot 1900}{110889 \cdot 0,33} = \frac{1729000}{36593.37}$$

$$t_r = 47,248s \Rightarrow t_r = 47s \text{ avec } C_p \text{ minimum}$$

Le temps d'ouverture de l'éjection est supposé de 2 à 3s alors :

Temps cycle = temps de refroidissement + temps ouverture + temps d'injection

56s = **47s** + **3s** + **6s**

III.5. Calcul du circuit de refroidissement:

Le calcul du circuit de refroidissement dépend des calculs des phases suivantes tout en tenant compte des caractéristiques du matériau du moule, de l'eau de refroidissement et de la matière à injecter.

Caractéristiques de moule :

$$= 46 \text{ W/m}^\circ\text{C à } 20^\circ\text{C}$$

Caractéristiques de l'eau: $= 0,6 \text{ W/m}^\circ\text{C}$: Conductivité thermique.

$C_p = 4000 \text{ J/Kg}^\circ\text{C}$: Capacité calorifique.

$= 999 \text{ Kg/cm}^3$: masse volumique.

$\nu = 0,1011 \cdot 10^{-5} \text{ st}$: Viscosité cinématique.

$= 25 \text{ l/min}$: Débit de pompe

Caractéristiques du polyéthylène

$$= 0,33 \text{ W/m}^\circ\text{C}$$

$C_p = 1900 \text{ J/Kg}^\circ\text{C}$

$$= 0,91 \text{ Kg/cm}^3$$

III.5.1. Moule de la prothèse de hanche:

T° du moule = 25°C

T° de la pièce à l'extraction = 80°C

T° de l'injection = 250°C

T° de l'eau à l'entrée = 5°C

T° de l'eau à la sortie = 13°C

III.5.1.1. Détermination de la quantité de chaleur à évacuer:

$$Q = M \cdot C \cdot \Delta T \dots\dots\dots(19)$$

M : Masse de la pièce carotte comprise = **33,386 g**

C : Chaleur spécifique du PEHD = 1900 J/Kg°C

$$Q = 33,386 \cdot 10^{-3} \cdot 1900 (250-80)$$

$$= 29,768 \cdot 10^{-3} \cdot 1900 (170)$$

$$Q = 10783.678 \text{ J}$$

III.5.1.2. Détermination de la quantité de fluide nécessaire pour dissiper cette chaleur:

$$G \left[\frac{\text{Kg}}{\text{h}} \right] G \left[\frac{\text{Kg}}{\text{h}} \right] = \frac{Q}{C_{PL}(T_s - T_e) Trcp} \dots\dots\dots (20)$$

Avec : $Q = \frac{q}{Trcp}$

C_{PL} : Capacité calorifique du fluide.

T_S : Température à la sortie du moule.

T_e : Température à l'entrée du moule.

t_{rcp} : temps de refroidissement cœur pièce.

$$G = \frac{10783.678}{4000(13 - 5)Trcp}$$

III.5.1.3. Calcul du temps de solidification à cœur pièce [17]:

$$t_{rcp} = \frac{e^2}{\pi^2 a} \left[\text{Ln} \left(\frac{4}{\pi} \cdot \frac{Tm - TM}{Tc - TM} \right) \right] \dots\dots\dots (21)$$

TM : Température moule = 25°C.

Tm : Température à l'injection = 250°C.

Tc : Température solidification = 140°C.

e : Épaisseur pièce = 3 mm.

a : Diffusivité thermique du polymère.

$$a = \frac{\lambda}{Cpe} = \frac{0,32}{0,91 \cdot 10^3 \cdot 1900}$$

a = 1,85. 10⁻⁷ m²/s

Donc: $t_{rcp} = \frac{(0,3)^2}{(3,14)^2 \cdot 1,85 \cdot 10^{-7}} \text{Ln} \left[\frac{4}{3,14} \left(\frac{250-25}{140-25} \right) \right]$

t_{rcp} = 4,49 s

Alors: $G = \frac{10783,678}{4000(13-5) \cdot 4,49} = 0,075 \text{ Kg/s}$

G = 0,075 Kg/s

G = Ge + Gp

Ge : pour moule inférieur.

Gp : pour moule supérieur.

$$G_p = G \frac{\text{surface de refroidissement du moule supérieur}}{\text{surface totale de refroidissement}}$$

$$G_p = \frac{G}{2}$$

$$G_p = 0,0375 \text{ Kg/s}$$

III.5.1.4. Détermination de la section des canaux du moule.

$$S = \frac{G_p}{l V}$$

On adapte une vitesse $V = 2,36 \text{ m/s}$ donnée par le débit de pompe 25 l/min.

$$S = \frac{0,0375}{999 \cdot 2,36} \quad S = 15,90 \text{ mm}^2$$

III.5.1.5. détermination du diamètre du canal de refroidissement.

$$S = \frac{\pi D^2}{4} \Rightarrow D = 2 \sqrt{\frac{S}{\pi}} = 2 \sqrt{\frac{15,90}{3,14}}$$

$$D = 4,5 \text{ mm}$$

III.5.1.6. Vérification du régime d'écoulement:

On favorise l'échange thermique en utilisant le régime turbulent, donc le diamètre trouvé et la vitesse choisie doivent satisfaire ce régime.

$$Re = \frac{V \cdot D}{\nu} = \frac{2,36 \cdot 4,5 \cdot 10^{-3}}{0,1011 \cdot 10^{-5}} \Rightarrow Re = 10504,45 \dots \dots \dots (22)$$

$Re \geq 2300$ Donc le régime est turbulent.

III.6. Détermination de la forme géométrique de moule.

III.6.1. Généralité.

Un moule est un outil de transformation comportant une cavité destinée à recevoir un matériau liquide, plus ou moins fluide dont le but est d'obtenir l'objet voulu déterminer auparavant.

L'identification d'un moule peut être établie selon la presse utilisée (verticale ou horizontale).

Dans l'industrie de la transformation plastique, on utilise de moule à presse verticale dont les constituants suivant :

- Les éléments moulants : empreints.
- Les éléments fonctionnels : carcasse, alimentation, mécanisme de démoulage.
- Les éléments auxiliaires : fixation de manipulation dispositif de sécurité et de contrôle.

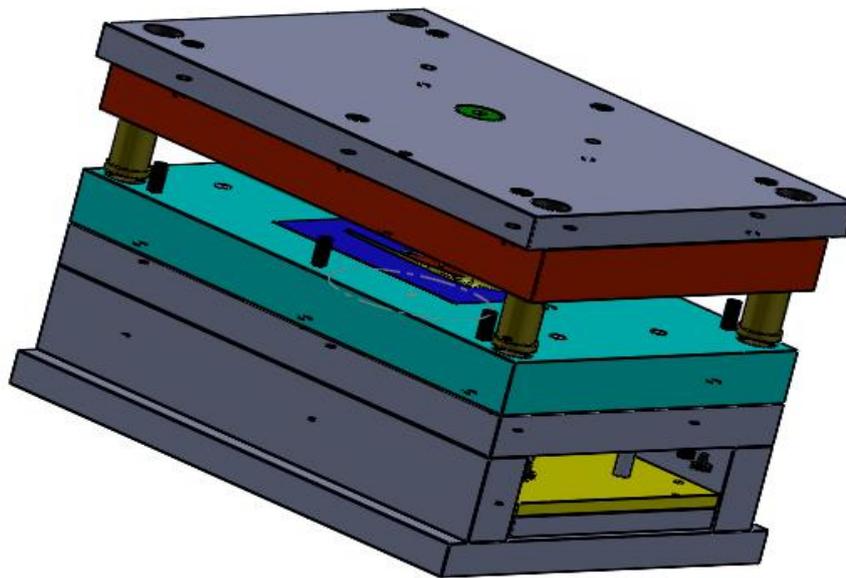


Fig.III.9. Moule d'injection plastique.

III.6.2. Conception d'un moule.

III.6.2.1. 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 à 10 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.

L'ensemble des moules qui contient les empreintes s'appelle bloc moule figure III.10

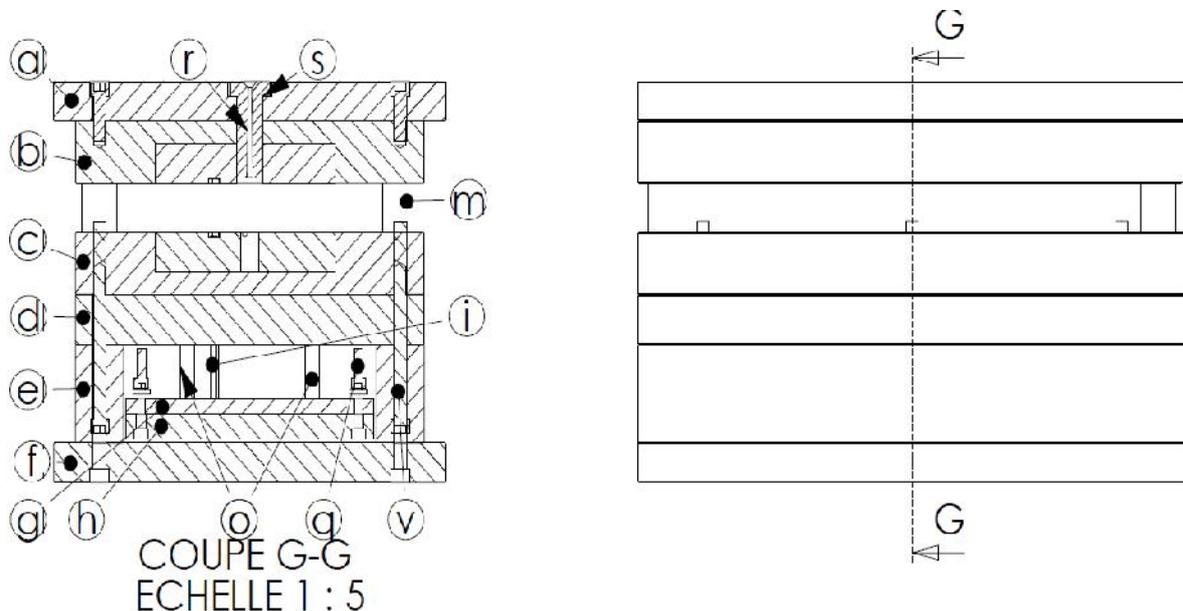


Fig.III.10 vue de coupe du bloc moule.

Désignation:

- | | |
|---------------------------------|-------------------------|
| (a) Semelle supérieure. | (i) Bague de centrage. |
| (b) Porte empreinte supérieure. | (m) Colonne de guidage. |
| (c) Porte empreinte inférieur. | (o) Ejecteur |
| (d) Talon. | (q) Repos d'éjection |
| (e) Tasseaux. | (r) Doigt de démoulage |
| (f) Semelle inférieur. | (s) Buse d'injection |
| (g) Porte éjecteur. | (v) Vis de retenue |
| (h) Contre plaque. | |

III.6.2.2. 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.12, respectivement. [20]

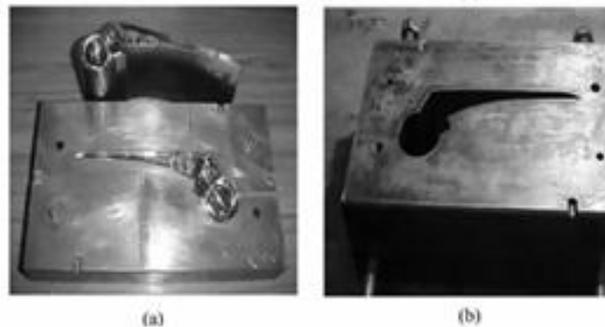


Fig.III.11. Noyau et empreinte d'un moule de prothèse. [20]

III.6.2.3. Conception de l'empreinte.

La cavité de l'empreinte représente le négatif tridimensionnel de l'objet, dessin établi en accord avec le transformateur en se basant sur la nature de la matière, du matériel et des conditions d'utilisation de la pièce.

Le moule se ferme avant l'injection et la surface de contact de ces deux parties forment le plan de joint.

La force de fermeture du moule se répartit sur la surface du plan de joint et doit assurer l'étanchéité.

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 suivantes :

- 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.



Fig.III.12. Modèle de départ.

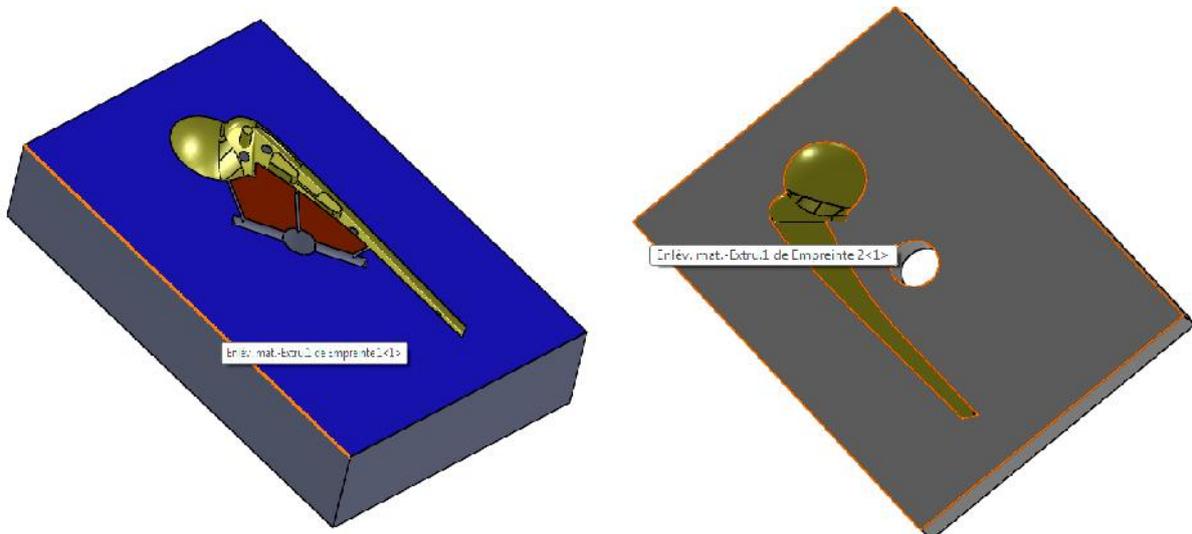


Fig. III.13(a). Empreinte inferieur (noyau) Fig.III.13(b). Empreinte supérieur (empreinte)

III.6.2.4. 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 laitons.

Le moulage par injection consiste à fluidiser 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.6.2.5. Etapes de moulage

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

Moulage par injection (Figure. III.14) :

- 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

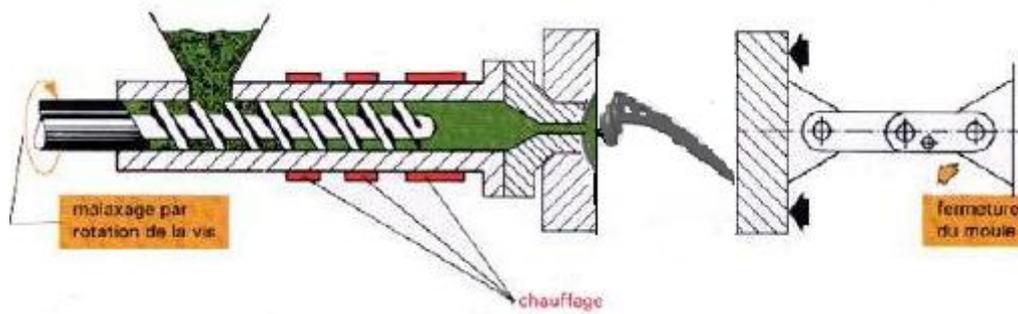


Fig.III.14. Moulage par injection [30].

III.7. Conclusion

Nous avons vu, comment étudier théoriquement un moule et pratiquement avec l'outil CAO Solid Works, en passant par la méthode de fabrication appelée le moulage par injection de la matière.

Dans le prochain chapitre, nous allons faire une présentation du design approprié à la problématique avec le logiciel d'analyse solide plastique le complément du flow simulation.

IV.1. Introduction

Les complexités nécessitent des approches analytiques spécifiques et complexes afin de décrire, analyser et modéliser les différents systèmes biomécaniques mis en jeu. Avec le développement des ordinateurs, les méthodes pour l'analyse du mouvement des corps des solides déformables sont développées, surtout lorsque :

- les formes géométriques de ces corps sont compliquées,
- les déformations qu'ils subissent sont grandes et les matériaux qui les constituent ont un comportement non linéaire,
- les charges appliquées sont dynamiques.

Le dessin et le choix du matériau approprié font partie des facteurs de réussite d'une arthroplastie, pour cela ce travail a pour but d'étudier l'articulation de la hanche ayant subi une arthroplastie totale c'est-à-dire étudier la prothèse du point de vue mécanique, dans ce chapitre nous allons détailler la simulation réalisée avec le solide plastique.

Quelques notions sur Solid Plastique

La simulation du cycle de moulage sera réalisée par le logiciel solide plastique.

Solid Plastique est un logiciel d'analyse des écoulements de fluide et du transfert thermique entièrement intégré à SolidWorks.

- Solid Plastique simule le test du prototype de prothèse de hanche dans son environnement fluide de travail.
- Solid Plastique est utilisé pour produire des conceptions très efficaces et/ou optimiser leur performance.

IV.2. Développement du modèle :

Afin d'établir un bon design de prothèse, nous avons jugé nécessaire d'étudier un genre de prothèse de hanche qui est représenté sur la figure IV.1.

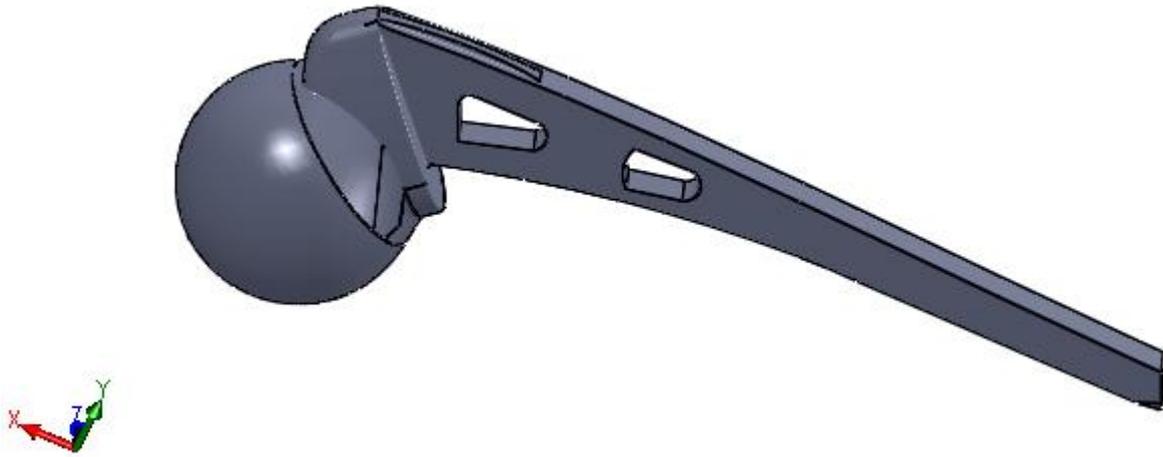


Fig. IV.1 Modèle Géométrique

IV.3. Modèle 3D maillage associé :

Le modèle 3D représente la prothèse de hanche. Les éléments de maillage choisis sont des hexaédriques, qui sont les éléments les plus adaptés pour une telle géométrie.

Ainsi la prothèse de hanche est composée de 9768 éléments et de 9227 nœuds.

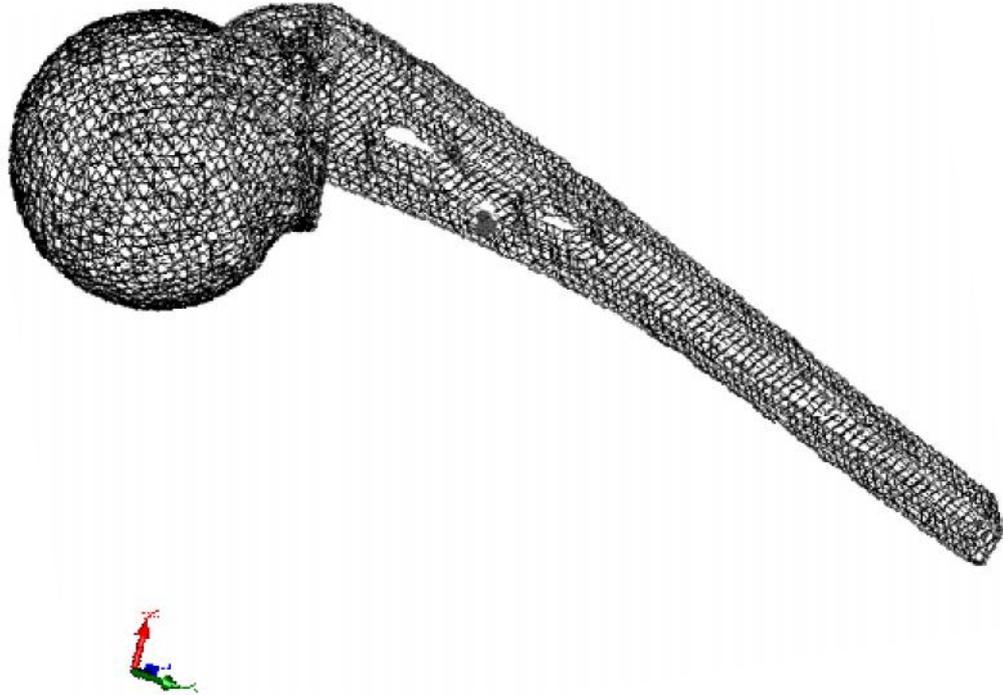


Fig. IV.2 modèles 3D maillés

IV.4. Matériaux

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

Le polyéthylène fait partie de la famille des polymères vinyliques issus de la polymérisation de l'éthylène.

IV.5. Données de la simulation :

IV.5.1. Modèle

Nom du produit : Prothèse de hanche

Type: Solide

Volume: 41,79 (cm³)

Poids: 72.43 (g)

sens : X: 199.95 (mm) Y: 67.73 (mm) Z: 48.84 (mm)

IV.5.2. Matériau

Nom du produit = "**polyéthylène à haute densité (P) HDPE**"

Température de fusion = 210.00 °C

Température du moule = 25.00°C

Température d'injection = 250.00 °C

chaleur spécifique = 1900 J/Kg°K

conductivité = 0.33 W/m°c

IV.5.3. Conditions du processus

Le temps de remplissage = 2.05 sec

Température Principal de matériaux de fusion = 210 °C

Pression d'Injecter (Machine) Max = 250 MPa

Débit d'Injecter (Machine) Max = 59 cc/s

Temps de pression de maintien = 20 sec

IV.5.4. Conditions de Refroidissement

Température de fusion d'entrée= 210 °C

Température de l'air= 30 °c

Temps d'ouverture du Moule = 3 sec

Débit moyen du liquide de refroidissement= 150 cc/s

Température d'injection = 250 °C

Temps de refroidissement = 47 sec

Température de l'eau d'entrée = 5°C

Température de l'eau sortie = 13°C

IV.6. Résultats de simulation :

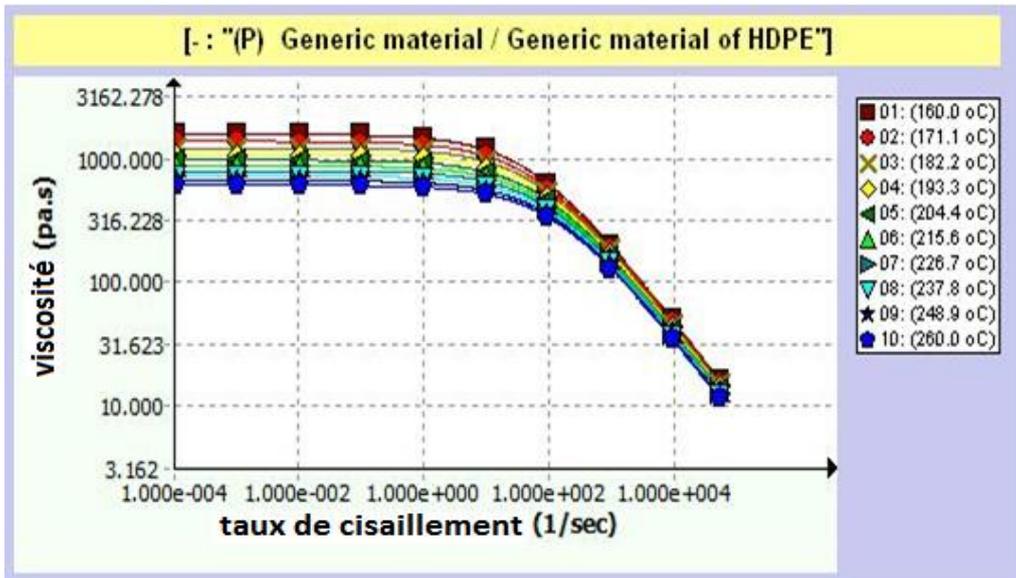


Fig. IV.3 viscosité du polymère en fonction du taux de cisaillement.

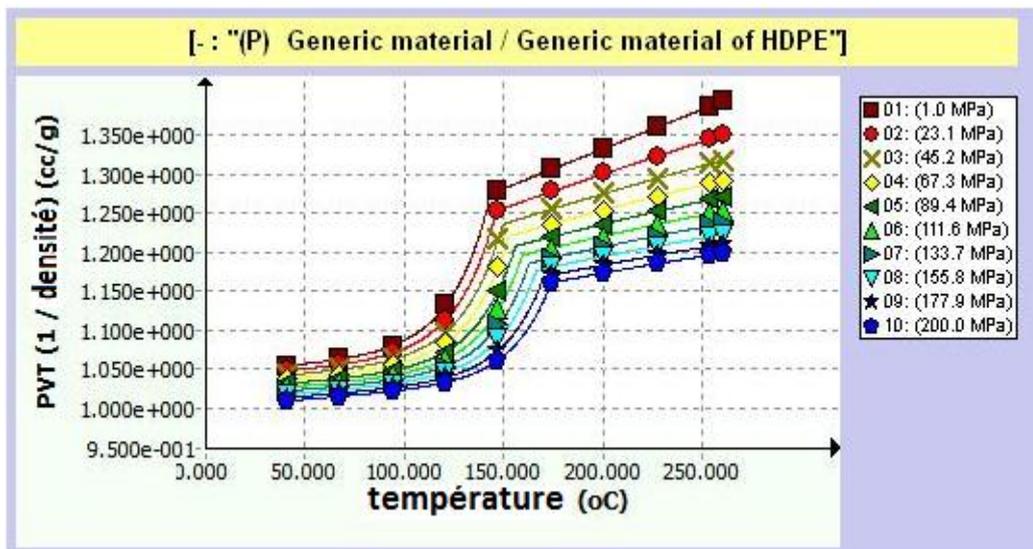


Fig. IV.4 Volume spécifique du polymère en fonction de la température.

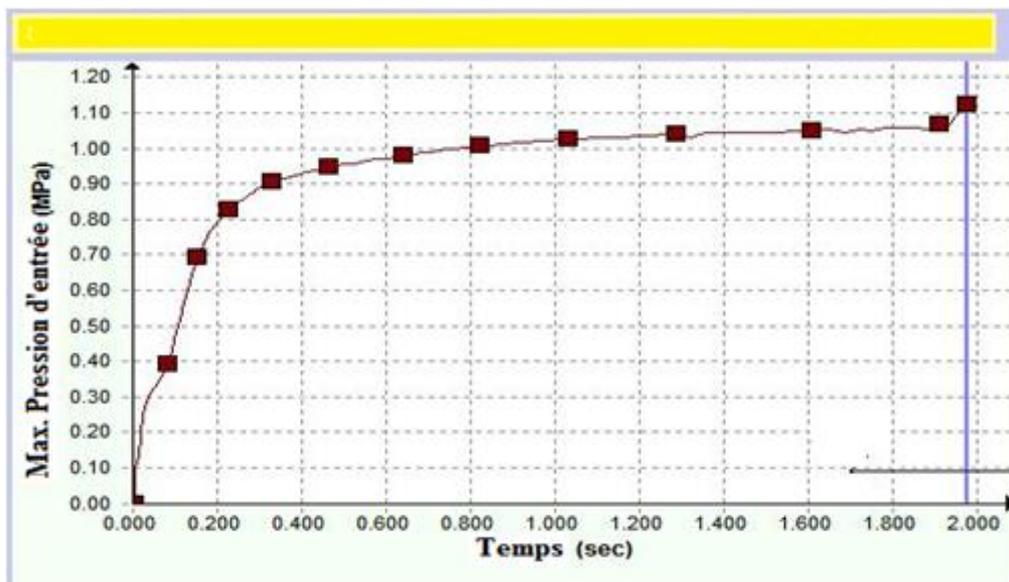


Fig. IV.5. Max. Pression d'entrée en fonction du temps.

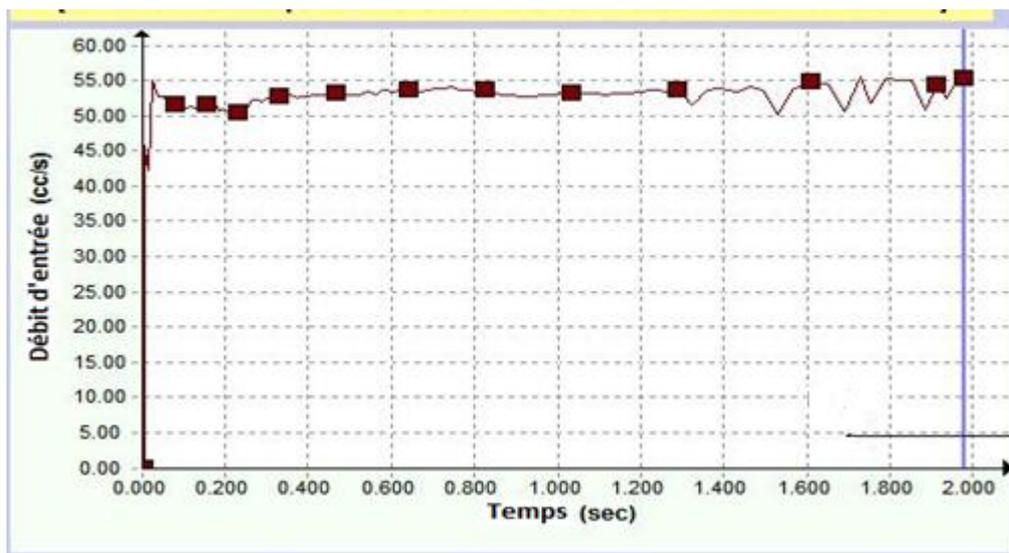


Fig. IV.6. Débit d'entrée en fonction du temps.

IV.7. Interprétation des Résultats

D'une manière générale, on a montré qu'il existait en principe une viscosité du polyéthylène à respecter en fonction du taux de cisaillement. Ces données sont représentées sur la courbe de la (Figure IV.3). Ainsi,

- dans l'intervalle $1.000 \text{ e}^{-004} \geq \tau \geq 1.000 \text{ e}^{000}$ (pa.s); la valeur de la viscosité reste constante $\nu = 1000 \text{ pa. s}$.
- à partir de $\tau = 1.000 \text{ e}^{000}$ (pa. s) ; la viscosité diminue jusqu'à $\nu = 10 \text{ pa. s}$.

La Figure IV.4 représente la variation du volume spécifique en fonction de la température.

- Entre 50°C et 150°C, on note une augmentation progressive et lente du volume spécifique Au début le volume spécifique dans l'intervalle $50 \leq T \leq 150$ (°C) a augmenté doucement.

La pression d'entrée max du polymère évolue exponentiellement en fonction du temps comme on peut le noter sur la courbe de la figure VI.5.

- la pression d'entrée de grille augmente depuis la surface de contact du fluide avec la cavité.
- la valeur du débit d'injection de la machine reste constant pendant au cours du remplissage $t = 2.05$ (s) (figure VI.6).

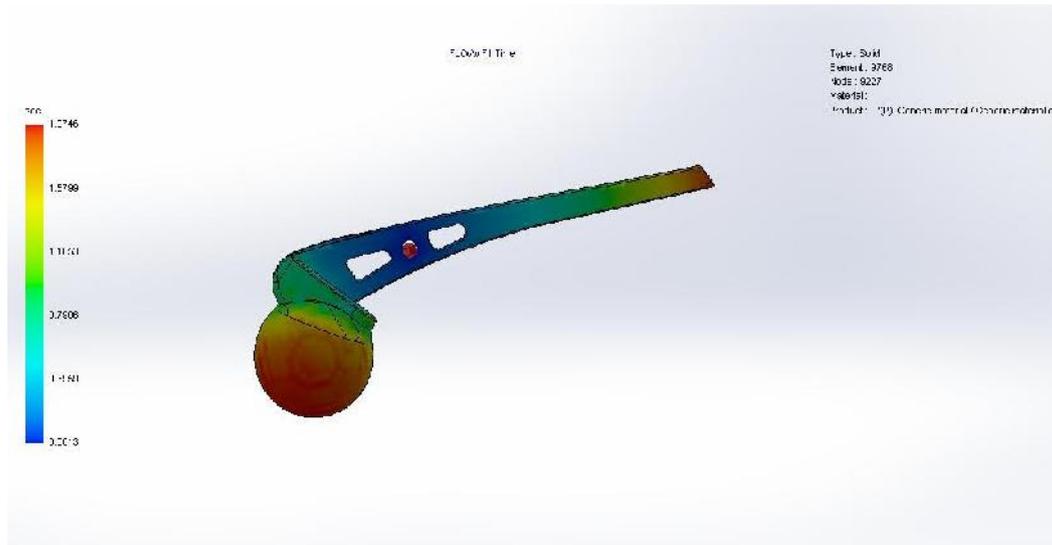


Fig. IV.7. Temps de remplissage.

La figure VI.7 montre la position du fond de la matière pendant l'écoulement du fluide à des intervalles réguliers. Les mêmes régions front d'écoulement sont de la même couleur. Les régions bleues indiquent le début de l'injection et les régions rouges signifient la fin de l'injection.

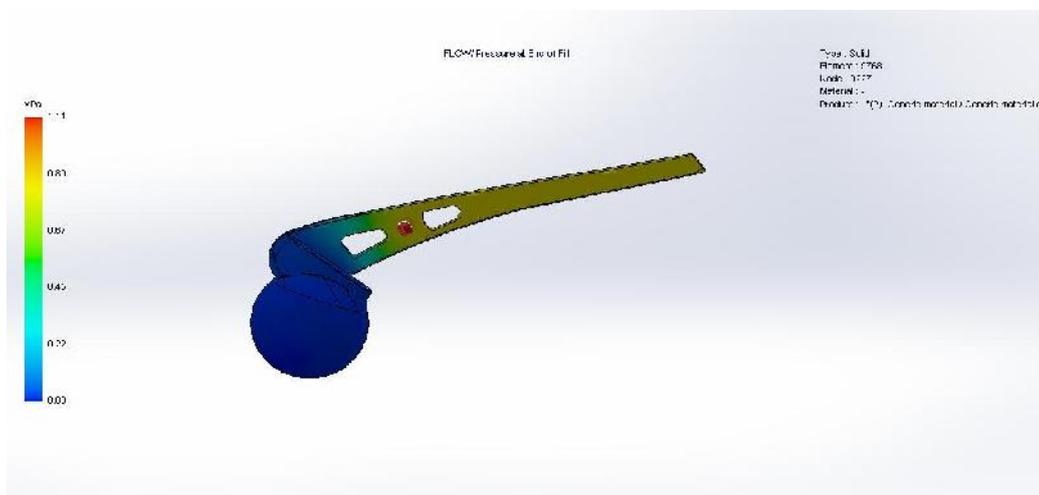


Fig. IV.8. Pression a la fin de remplissage.

Pendant la phase de remplissage, la force d'injection appliquée par une vis est utilisée pour pousser le matériau fluide dans la cavité. La force se propage par l'intermédiaire du fluide et se traduit par une répartition de la pression dans la cavité (fig.IV.8). Le profil de pression, présentant la diminution de la pression de la porte d'entrée à la position en aval

depuis la longueur d'écoulement augmente dans la direction d'écoulement. Il est à noter que la pression est nulle de la position de front d'écoulement est depuis le contact front d'écoulement de l'air. Pour un débit constant, la pression d'entrée de grille augmente avec le temps écoulé. La pression maximale est atteinte à l'emplacement de grille et commencé à baisser à jusqu'à la position en aval, comme l'indique la figure IV.8.

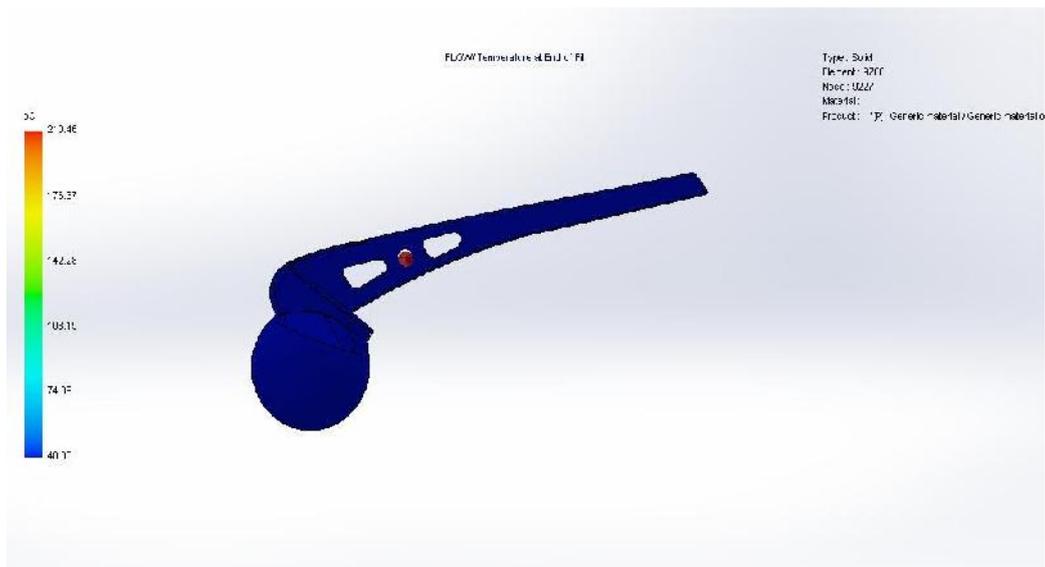


Fig. IV.9. Température à la fin du remplissage.

La température est une propriété physique de la matière qui exprime quantitativement les notions communes de chaud et de froid. En règle générale, pour la région de faible épaisseur, les résultats montrent qu'un effet de refroidissement ou une baisse de température est présent de cette région. D'autre part, la région de forte épaisseur est à une température plus élevée (figure IV.9).

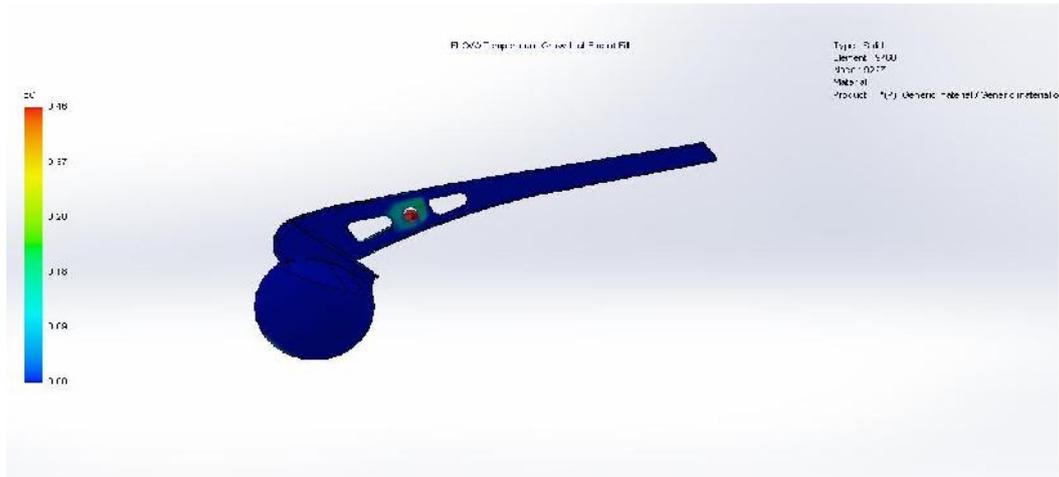


Fig. IV.10. La croissance de température à la fin du remplissage.

Dans le processus actuel, le polymère fondu subit la chaleur de cisaillement pendant la phase de remplissage. La température de la cavité peut être plus élevée que la température de fusion d'entrée.

La température pourrait monter jusqu'à 30°C , en fonction de la vitesse d'injection et les propriétés des matériaux. En règle générale, nous recommandons que la température de croissance ne soit pas au-dessus de 30°C car au-dessus de cette température, une dégradation de la résine peut se produire (figure IV.10).

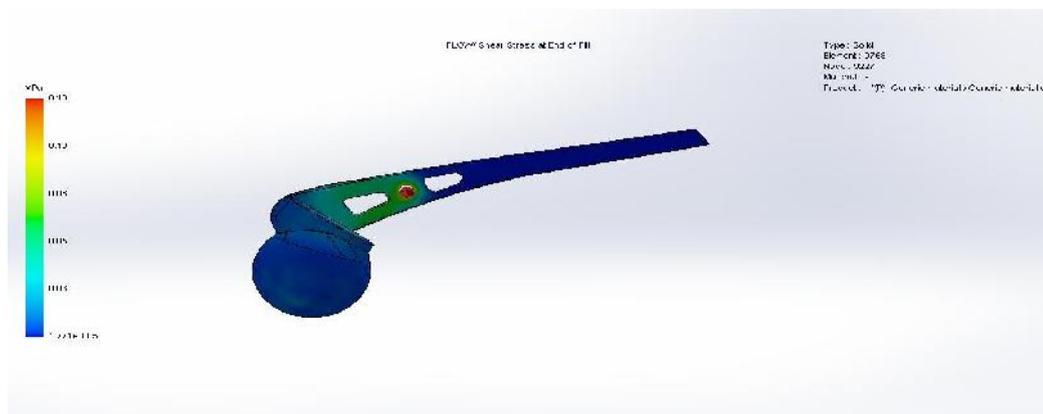


Fig. IV.11. Contrainte de cisaillement à la fin du remplissage.

La contrainte de cisaillement est définie comme la force de cisaillement par unité de surface, La direction de la force de cisaillement est parallèle au plan forcé. Cette répartition de la contrainte de cisaillement présente la contrainte de cisaillement à la paroi d'une partie entière à la fin du remplissage.

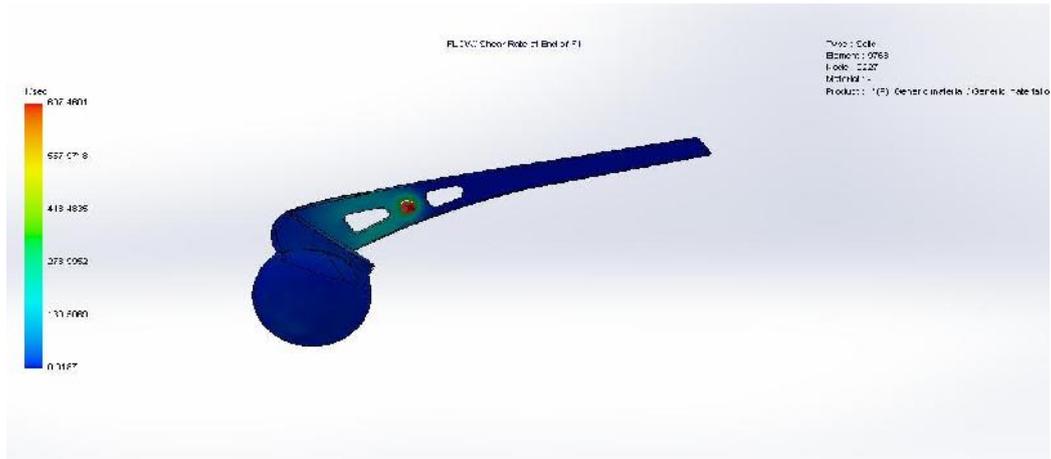


Fig. IV.12. Taux de cisaillement à la fin de remplissage.

Le taux de cisaillement est défini comme la variation de la contrainte de cisaillement par unité de temps.

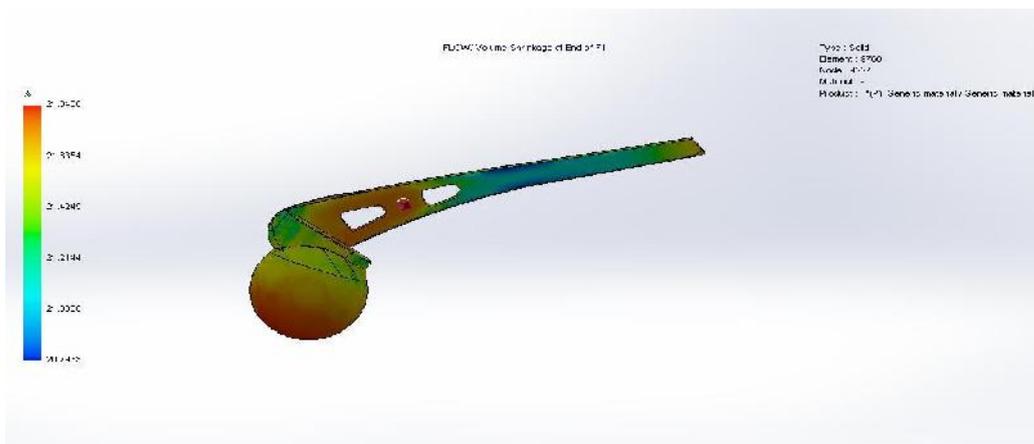


Fig. IV.13. Retrait volumique à l'éjection.

Le matériau polymère est compressible et le volume spécifique du matériau est fonction de la pression et de la température (figure IV.9). La température de la pièce se réduit à la température ambiante après l'éjection, de sorte que la répartition de la densité de la pièce est modifiée.

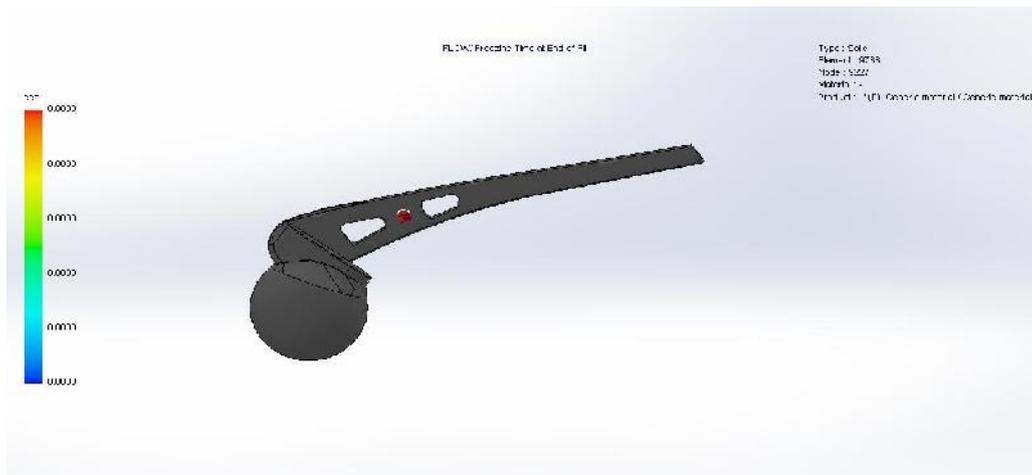


Fig. IV.14. Temps de congélation a la fin de remplissage.

Le temps de congélation représente le temps que doivent prendre les matières de chaque région pour atteindre la température du gel et devenir solides. (figure IV.14).

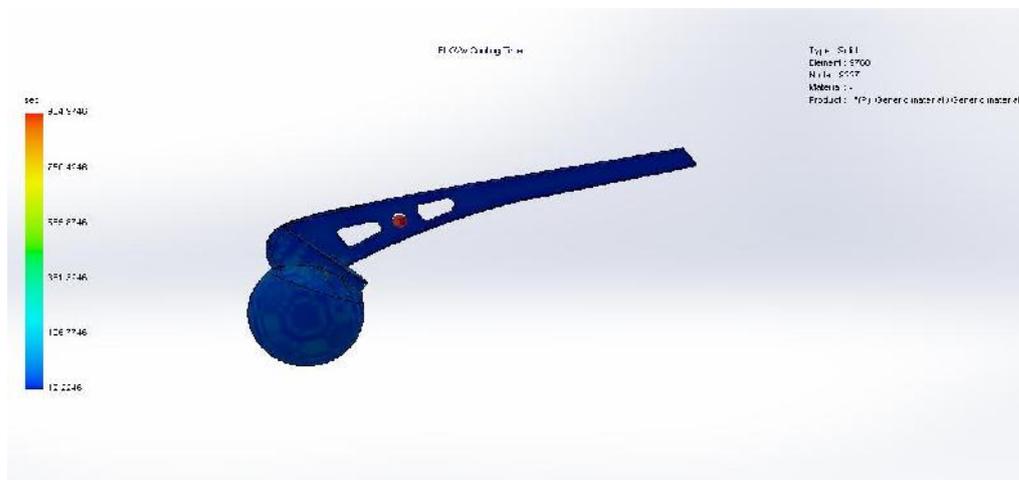


Fig. IV.15. Temps de refroidissement.

Le temps de refroidissement est basé sur la température que chaque emplacement est au-dessous de la température d'éjection et c'est jusqu'à 90% du volume de la température partie inférieure à la température d'éjection (Figure IV.15).

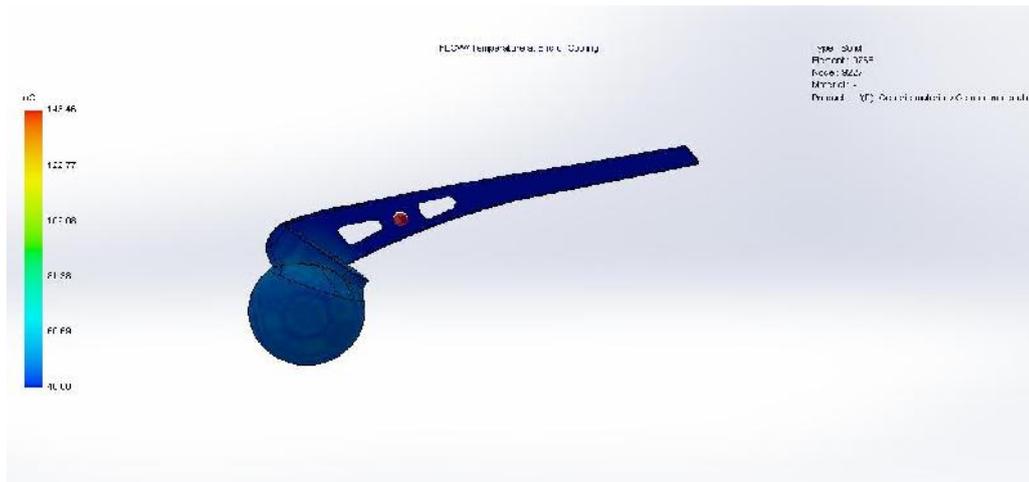


Fig. IV.16. Température à la fin de refroidissement.

Le temps de refroidissement représente la durée en fin d'emballage quand la température atteint la température de congélation. Cela représente généralement 80% à 90% du temps total du cycle. (Figure IV.16)

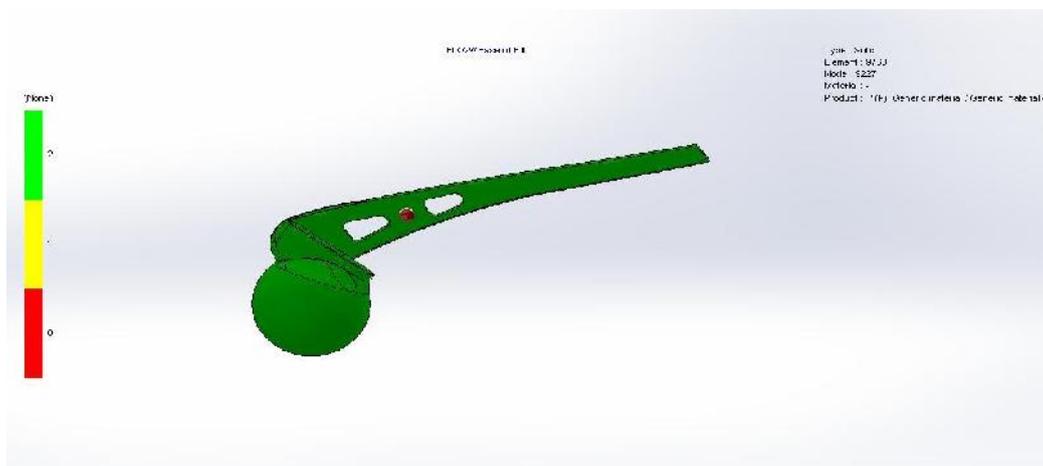


Fig. IV.17. Facilité de remplissage.

(Figure IV.17) peut nous aider à savoir si la pièce a été remplie avec succès ou non. La région verte indique que la zone pourrait être remplie sous pression d'injection normale. La région jaune indique que la zone de chute de tels excès est de 70% de la pression d'injection maximale. La région rouge indique que la zone de chute de tels excès est de 85% de la pression d'injection maximale, et il faut noter à propos que la pression d'injection est suffisante ou non.

Conclusion générale et perspectives

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 le compliment de Flow simulation « Solid Work Plastique ».

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 l'équipe biomécanique du laboratoire LRP qui s'est fixé l'objectif de création d'une nouvelle PTH révolutionnaire.

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).

Conclusion générale et perspectives

Le modèle conçu est représenté en 3D sur la figure (1).

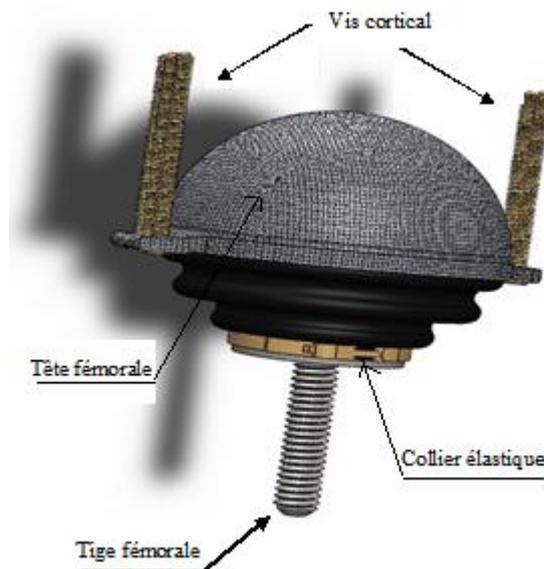


Fig. (1). Nouvelle prothèse totale de hanche. [30]

Cette prothèse peut remplacer une articulation coxo-fémorale défaillante (c'est-à-dire lorsque le cartilage articulaire aurait disparu) et ainsi restituer au mieux les mobilités naturelles en cas de lésion de celle-ci. [30]

Cette prothèse totale de hanche est composée de deux principaux éléments :

Le premier est une tête prothétique fémorale de matériaux viscoélastique de différentes densités, la partie supérieure qui s'articule dans la cotyle peut se comporter comme un matériau élastique et la partie inférieure se comporte comme un matériau viscoélastique parfaitement élastique, ce matériau peut se déformer selon les forces fournies par la jambe.

Le deuxième est une tige métallique implantée dans le col du fémur avec une extrusion cylindrique sur laquelle s'adapte la tête viscoélastique la fixation du tige et la tête fémorale est assurée par un collier élastique . Cette prothèse est fixée dans la cotyle avec des tiges corticales et dans le col fémoral avec tige filetée, donc la force fournie par la jambe se transforme en déformation de la partie viscoélastique pour assurer la mobilité de la hanche.

Références Bibliographiques

- [1]. **Benoît WATREMETZ**, « modèle thermomécanique 3D d'un matériau a gradient de propriétés a l'aide de techniques multi grilles. Application aux moules d'injection de polymères ». Thèse doctorat, institut national des sciences appliquées de Lyon, 2006.
- [2]. **Beziane. A.** « Etude et réalisation d'un moule pour injection thermoplastique de peigne ». PFE ingéniorat, département de mécanique, université de Batna, 2004.
- [3]. **Trotignon.P.J Et Dobraczynski.A – Piperaud.M.**
«Matières Plastiques: Structures-Propriétés, Mise en ouvre, Normalisation».
Editions Nathan, Paris 1996.
- [4]. **Céline Geneau**, « Proc de d'élaboration d'agro-matériau composite naturel par extrusion bivi et injection moulage de tourteau De tournesol ». Thèse doctorat , Ecole Polytechnique de Toulouse, 2006.
- [5]. **Université de Bretagne-Sud**, cite [web.univ-ubs.fr/base du moule](http://web.univ-ubs.fr/base%20du%20moule), 2005.
- [6]. **Rosato, D. V., Rosato, D. V., and Rosato, M. G.** , Injection Molding Handbook, 3rd Edition, Kluwer Academic Publishers 2000.
- [7]. **Michel.F Et Yves.G**, « Chimie et Physico-chimie des Polymères ». 2^{eme} et 3^{eme} Cycles Ecole d'ingénieurs, université de Paris 2002.
- [8]. **Naili Mokhtar**, « modélisation géométrique d'une prothèse totale de hanche ». mémoire de magister, département de mécanique, université de Batna, 2008.
- [9]. **Henri Migaud, Julien Girard, Olivier May, Marc Soenen, Yannick Pinoit, Philippe Laffargue, Gilles Pasquier**, Les arthroplasties de hanche aujourd'hui : principaux matériaux, voies d'abord, *Revue du Rhumatisme* 76 (2009) 367–373.
- [10]. <http://www.prothese-hanche.net/operation-hanche/prothese-totale-hanche.htm>
dernier accès octobre 2009.
- [11]. **EHRENSTEIN, G.W., MONTAGNE F.**, Matériaux polymères. Structure, propriétés et applications, édition Hermès, Paris 2000.
- [12]. **Jones J.R, Hench L.L**, Biomedical materials for new millennium: perspective on the future, *Materials Science and Technology* Vol.17, p 891-900.2001.

- [13]. **Kerboull M.** Traitement des descellements fémoraux aseptiques des prothèses totales de hanche. Cahiers d'enseignement de la SOFCOT, Conférences d'enseignement 1996 : 1-17.
- [14]. **Didier Geiger**, Biomécanique et biomatériaux, Université Paris 7, C.N.R.S. France.
- [15]. Prothèses totales de la hanche:évaluation du choix de la prothèse et des techniques opératoires, ANAES, octobre 2001.
- [16]. **Michel Chatain Et Alexandre Dolbraczynski**, Technique de l'ingénieur, 1990,1993.
- [17]. **Documents Frech**, séminaire technique de mesure, 1988.
- [18]. **Documents Afpm**, France technique injection plastique, 1988.
- [19]. **B. Masson, M. Dietrich, J.Y. Lazennec, Y. Catonné**, expérience et avenir : de la céramique classique à la céramique composite, Maîtrise Orthopédique n°149 - décembre 2005.
- [20]. **Bag.S & Pal**,« Bioactive coating on newly developed composite hip prosthesis», school of bioscience & engineering, article,India 2009
- [21]. **Javad-Reza Saberian et François Ménard**, cours « portion machine à mesurer tridimensionnelle». école polytechnique de Montréal, 2006.
- [22]. **J. A. Bosch**, Coordinate measuring machines and systems, marcel dekker . New York 1995.
- [23]. **P. Bourdet**, « Logiciels des machines à mesurer tridimensionnelles », Techniques de l'ingénieur, traité Mesures et Contrôle, R 1 316, 1999.
- [24]. **Spruyt. G.** Métrologie tridimensionnelle « Technologie des Machines à Mesurer tridimensionnelle ». institut universitaire de technologie de Mulhouse, 2005.
- [25]. [http://fr.wikipedia.org/w/index. =73656733](http://fr.wikipedia.org/w/index.%3Ftitle=Machine_%C3%A0_mesurer_tridimensionnelle) Machine à mesurer tridimensionnelle
Source: Contributeurs. Consulnico, Deep silence, Dhatier .
- [26]. **DR.johannes.Heidenhain-strabe**5,83301traunreut,Germany. www.heidenhain.de.
- [27]. **Pierre BOURDET**, Métrologie 3D des Spécifications géométriques. « Contrôle des spécifications dimensionnelles et géométriques ». école polytechnique de Montréal, 2006.
- [28]. **CHABANE Fouad** « contribution a la modélisation de transfert de chaleur lors du remplissage d'un moule ». mémoire de magister, département de mécanique université de Batna, 2009.

- [29]. **Midoux.N.** « Mécanique et rhéologie des fluides ». Technique et Documentation, édition Lavoisier (1993).
- [30]. **Khoualdi Salah.** « Conception géométrique d'une Prothèse Totale de Hanche en matériau à mémoire viscoélastique ». mémoire de magister, département de mécanique université de Batna, 2012.

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.

والقالب المستعمل لمادة البلاستيك

اختيار المادة المناسبة.

هذا المجال

نتائج مرضية

التصميم الهندسي.

هذا السياق تصميم هند

التغيير الحراري

هذا باستعمال برنامج التحليل

مزيد من التحسين