

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

UNIVERSITE MENTOURI – CONSTANTINE
FACULTE DES SCIENCES DE L'INGENIEUR
DEPARTEMENT DE GENIE MECANIQUE

N° d'ordre :/Mag/2008.

Série :/GM/2008.

MEMOIRE

Présenté en vue de l'obtention de diplôme

MAGISTER

En génie mécanique

ETUDE ET MISE EN FORME D'UNE PROTHESE ACTIVE

Option :

Mécanique Appliquée en Engineering

Présenté Par :

BOUGUETTOUCHA IBTISSEM

Soutenu le : 19/01/2009, Devant le jury composé de :

Président : B. NECIB
Rapporteur : A. BELLAOUAR
Examineurs : S. AIDA
M. BENIDIR

Prof. Université Mentouri de Constantine
Prof. Université Mentouri de Constantine
Prof. Université Mentouri de Constantine
M.C. Université Mentouri de Constantine

Remerciements

C'est avec un grand plaisir que je réserve ces lignes en signe de gratitude et de reconnaissance à tous ceux qui ont contribué de près ou de loin à l'élaboration de ce travail.

Au début je remercie *dieu* de m'avoir accordé des connaissances de la science et de m'avoir aidé à réaliser ce travail.

Je tiens tout d'abord à exprimer tous mes sincères remerciements à mon encadreur le professeur **A. BELLAOUAR** de m'avoir accepté de suivre et diriger mon travail; de son aide, de ses conseils et de ses commentaires précieux m'ont permis de surmonter mes difficultés et de progresser dans ce projet.

Je remercie profondément le professeur **Mr S. AIDA** pour l'intérêt constant qu'il a porté à ce travail, pour sa disponibilité, ses orientations, ses conseils et ses remarques fructueuses, pour m'avoir consacré du temps et aiguiller mes idées pour réaliser les électrodes, et qu'il trouve ici toute ma profonde gratitude.

Je tiens également à remercier le professeur **B. NECIB** qui m'a fait l'honneur de présider le jury.

Mes remerciements s'adressent aussi à **M. BENIDIR**, membre du jury, pour l'honneur qu'il m'a accordé en acceptant de lire et de juger mon travail.

J'exprime ma reconnaissance à mes collègues qui m'ont encouragé qui ont su me soutenir et m'encourager lors des moments de démotivation et m'ont aidé dès le début, pour réaliser ce modeste travail, spécialement à **Moufida, Lyes, Soufiane, Benchaker, et Mr YAKHLEF**.

Je voudrais remercier aussi l'ensemble des personnes de l'université de Constantine, faculté des sciences de l'ingénieur, département de génie mécanique.

Pour terminer, je remercie toutes les personnes qui ont participé à la réalisation de ce travail et particulièrement l'ensemble des personnes de l'office national d'appareillages et d'accessoires pour personnes handicapées (**ONNAPH**) pour l'accueil chaleureux qu'ils m'ont réservé.

Merci à tous.

Dédicace

Je voudrais dédie ce modeste travail à toute ma famille, a ma chère maman et mon cher père
Auxquels je dois ce que je suis, que dieu vous protège, a mon frère **ABDELALI** et ma belle
petite **HANANE** sœur qui m'ont tant soutenu et encouragé dans tout les domaines et surtout
pour réaliser ce mémoire et qui ont veillé à ce que je sois ce que je suis devenu maintenant.

A mon fiancé **HOCINE** pour son soutien et son encouragement lors des moments de
démotivation.

A mes oncles et mes tantes.

A mes cousins et mes cousines.

A toutes la famille **BOUGUETTOUCHA**.

A tous mes amies spécialement a **DOUNIA**.

A mes collègues d'études dans l'université Mentouri de Constantine en leur espérant bonne
continuation dans leur travaux.

a mes collègues de travail dans l'entreprise nationale des matériels de travaux publics
(E.N.M.T.P) complexe des pelles et grues **(C.P.G)** a ain smara.

A tous ceux qui m'aiment.

B.IBTISSEM

Résumé

Ce travail de thèse s'inscrit dans le cadre d'une réflexion générale sur la conception et le développement des prothèses du membre supérieur, nous sommes intéressé a la conception d'une prothèse active.

La démarche retenue pour la réalisation de ce travail se divise en quatre parties.

On se base dans la première partie sur l'étude du comportement mécanique des matières plastiques et les différents procédés de leur mise en forme dont le but est de choisir le matériau approprié.

Le 2eme chapitre de ce mémoire exposera un model géométrique du capotage esthétique pour donner une image préférée par le patient.

Une 3eme partie de ce travail concerne la mise en forme de la pince par le logiciel Ansys, dont l'objectif est d'analyser le comportement de la pince durant l'application d'une force de préhension.

La 4eme partie consacre l'étude et la réalisation des électrodes permettant de détecter le signal musculaire.

Nous concentrons dans la dernière partie sur les résultats apportés par la modélisation ainsi que la détermination du point optimal pour l'emplacement des électrodes.

SOMMAIRE

Introduction Générale-----	4
 Chapitre I Description et Comportement Mécanique des plastiques	
I.1. Introduction-----	6
I.2. La mise en forme des polymères-----	7
I.3. Le moule-----	7
I.4. Familles de matières plastiques-----	8
I.4.1. Thermoplastique-----	8
I.4.1.1 Le polyéthylène (PE) -----	8
I.4.1.2. Le polypropylène (PP) -----	9
I.4.1.3. Le polystyrène (PS) -----	9
I.4.1.4. Le polycarbonate (PC)-----	10
I.4.1.5. Les polyesters et le polyéthylène téréphtalate (PET)-----	10
I.4.1.6. Les polyacétals ou polyoxyméthylène (POM)-----	11
I.4.1.7. Le polychlorure de vinyle (PCV)-----	11
I.4.1.8. Les polyamides (PA)-----	11
I.4.2. Thermodurcissables-----	11
I.4.2.1. Les polyuréthanes (PUR)-----	12
I.4.2.2. Les polyesters insaturés-----	12
I.4.2.3. Les phénoplastes (PF)-----	12
I.4.2.4. Les aminoplastes (MF)-----	12
I.4.3. Élastomères-----	13
I.5. Principaux plastiques-----	13
I.6. Les différents procédés de transformation-----	14
I.6.1. Moulage par injection-----	15
I.6.2. Le rotomoulage-----	17
I.7. Propriétés-----	17
I.7.1. Les propriétés thermiques-----	17
I.7.2. Les propriétés mécaniques-----	18
I.8. Lois de comportement mécanique des plastiques-----	19
I.8.1. Comportement viscoélastique-----	19
I.8.2. Essai de la Limite plastique-----	21
I.8.3. Contraintes et déformations thermiques -----	23
I.9. Modèle mathématique de comportement viscoélastique-----	23
I.9.1 Modèle De Maxwell-----	23
I.9.2 Relation déformation contrainte-----	24
 Chapitre II La Modélisation de la main interne par moldflow	
II.1. Introduction-----	26
II.2. Présentations du logiciel moldflow-----	27
II.2.1 les avantages de l'analyse prévisionnelle-----	27
II.2.1 .1 Solution Midplane traditionnelles-----	27
II.2.1.2 MPI/fusion-----	27
II.2.1.3 Solutions MPI/3D-----	27
II.2.1.4 MPI/FLOW-----	28

II.2.1.5 MPI/Gas-----	28
II.2.2 Le modèle PVT de Moldflow-----	28
II.2.2.1 Matériel semi-cristallin-----	28
II.2.2.2 Matériaux cristallins (Non-amorphes)-----	30
II .2.3 Données expérimentales de PVT-----	30
II.2.4 les principales étapes a suivre « Moldflow » pour exécuter une analyse-----	31
II.3. Conception d'une main interne avec un palpeur de 3 dimensions.-----	32
II.4. Modélisation de la main par éléments finis-----	34
II.4.1 Maillage de la structure	34
II.5 Le choix de maillage-----	35

Chapitre III Etude et conception d'une pince

III.1. Introduction-----	38
III.2. Modélisation de chaque élément de la pince-----	39
III.3. Etude et conception d'une pince-----	39
III.3 .1. Le critère structural-----	40
III.3.1.1. Le mécanisme complet en perspective-----	41
III.3.1.2. choix du matériau pour la fabrication de la pince-----	42
III.3 .2. Le critère fonctionnel-----	42
III.3.2.1 Le choix du moteur-----	42
III.3.2 .2 La transmission du mouvement-----	43
III.3.2.3 Le choix des engrenages-----	43
III.3.2.4 calcul des engrenages-----	43
III.3.2.4 la chaîne cinématique-----	46
III.3.2.5 Calcul des efforts mécanique-----	46
III.4. Les différentes positions de la pince-----	47
III.5. Analyse d'une pince conçue par ANSYS-----	48
III.5.1 modèle géométrique-----	48
III.5.2 création des surfaces-----	49
III.5.3 maillage-----	49
III.6. Formules fondamentales dans des problèmes élastostatic plats-----	50
III.6.1 Equation d'équilibre-----	50
III.6.2. Etude élémentaire	51
III.6.2. 1 Approximation du champ de déplacements sur un élément	51
III.6.3 Expression des déformations en fonction des variables nodales	52
III.6.4 relations de déplacement de contrainte-----	52

Chapitre IV Partie commande de la prothèse

IV.1. Introduction-----	56
IV.2 .Les muscles responsables sur la fonction de la main-----	57
IV.3. L'électrostimulateur-----	58
IV.3.1 Le principe de fonctionnement de l'électrostimulation-----	58
IV.4 Les différents capteurs utilisés dans l'application de la robotique-----	59
IV.4.1 Périphériques de type Phantom-----	59
IV.4.2 Périphériques de type exosquelette-----	60
IV.4.3 Périphériques médicaux-----	62

IV.5.Bio Model-----	62
IV.6. Les électrodes-----	63
IV.6.1 Les électrodes réalisées-----	63
IV.6.2. Le matériau utilisé pour les électrodes.-----	64
IV. 6.2.1. Propriétés physiques de base-----	64
IV. 6.2.2. Biocompatibilité-----	64
IV. 6.2.3. Résistance au feu-----	64
IV. 6.2.4. Propriétés chimiques-----	64
IV. 6.2.5. Le procédé Kroll et l'obtention du titane Haute pureté-----	65
IV. 6.2.6. L'utilisation du titane dans le secteur biomédical-----	65
IV.7 Le positionnement des électrodes-----	66
IV.8 Le principe de fonctionnement-----	67
IV.9. Trigger de Schmitt-----	68
IV.10. Circuit de commande-----	69
IV.10. Conclusion-----	70

Chapitre V Résultats et discussions

V.1. Introduction-----	72
V.2. Les résultats obtenus concernant la main interne-----	73
V.2.1. l'épaisseur de la main conçu par moldflow.-----	73
V.2.2. L'allongement (rapport d'aspect)-----	73
V.3. détermination du point optimal-----	74
V.4. Les différentes déformations analysé par ANSYS-----	77
V.5 Le vecteur de déplacement-----	78
V.6 Les résultats présentés concernent la solution nodale-----	79
V.7 La variation des contraintes-----	83
V.8 les Forces des réactions	85
V.8 les déplacements des centres des gravités	86
Conclusion Générale-----	90
Références-----	91
Liste des Figures et Tableaux-----	93
Abstract-----	96

INTRODUCTION GENERALE

Le but de ce travail consiste à la mise en forme d'une main active (prothèse). La démarche retenue pour réaliser ce projet se divise en trois parties essentielles. La première est consacrée à l'étude et la conception d'une pince qui représente l'ossature de cette prothèse. La seconde partie est destinée à modéliser un capotage esthétique. La dernière la partie concerne la commande de la prothèse.

Concernant la première partie, on base sur le critère structural, l'étude et la conception d'une pince d'un membre supérieur, exige une série d'analyse visée, définir des formes des matériaux et le choix d'un moteur. L'objectif de cette partie est d'analyser le comportement de la pince durant l'application d'une force de préhension, l'analyse se fait sur le logiciel ANSYS.

Pour donner une image préférée par le patient, acceptable dans son environnement, on a conçu un capotage esthétique sur un modèle en 3D (logiciel Moldflow) construit grâce aux données d'un palpeur.

La troisième partie basé sur le critère fonctionnel, l'objectif est de rendre la prothèse active, fonctionnelle a partir des concentration musculaires, on a réalisé des électrodes capables de capter des signaux musculaire a partir d'un bon positionnement des ces derniers sur la peau. L'analyse des résultats se concentre sur le point optimal de positionnement des électrodes.

CHAPITRE I
DESCRIPTION ET COMPORTEMENT
MÉCANIQUE DES PLASTIQUES

I.1. Introduction

Les matières plastiques sont constituées de chaînes polymérisées de molécules carbonées, aujourd'hui presque sont toujours dérivées de carbone fossile (pétrole) et dans lesquelles sont insérées diverses molécules d'additifs (colorants, agents assouplissant, anti-feu, pigments ou charge, qui atteignent souvent 50 % du poids du matériau commercialisé)[3].

Les premiers plastiques industriels très résistants ont été produits à partir du lait. Un peu plus tard, la bakélite fut très utilisée au début du XX^e siècle, ici pour la face avant d'un poste de radio. La caséine du lait a servi d'agent "plastifiant" en peinture dès le Moyen-Âge et peut-être bien plus tôt. Le plastique permet le moulage et soufflage de formes complexes, en séries industrielles (plasturgie). C'est ainsi que sont faites les bouteilles, avec des techniques très proches de celles utilisées pour les bouteilles de verre.

Outre qu'ils sont à l'origine d'une consommation importante de pétrole et d'émissions de gaz à effet de serre, les plastiques posent des problèmes environnementaux lorsqu'ils ne font pas l'objet d'un tri et d'un recyclage soignés, notamment lorsqu'ils contiennent du chlore comme le PVC et des additifs tels que le plomb ou le cadmium, qui sont des métaux lourds toxiques.

Le plastique peut être broyé et utilisé pour produire un nouveau plastique. Il peut aussi être récupéré et réutilisé.

Les élastomères sont des plastiques aux propriétés particulières

Les matières plastiques sont des matériaux organiques de synthèse fondés sur l'emploi des macromolécules (polymères). On peut considérer que les caoutchoucs sont à regrouper sous cette appellation, mais il est encore largement convenu qu'ils n'en font pas partie, compte-rendu notamment d'une mise en œuvre spécifique (la vulcanisation).

I.2. La mise en forme des polymères

La mise en forme des polymères thermoplastique se déroule en plusieurs étapes [1]

- chauffage de matériau à une température de l'ordre de 200 à 300°C.
- le fluide obtenu, de forte viscosité, est mis en forme en général par écoulement sous forte pression dans une filière, un moule.
- le polymère est refroidi par conduction au contact d'un moule, par convection dans l'air ou l'eau, au rayonnement, il peut subir un étirage dans certain procédé avant solidification complète.
- les polymères semi_cristallin s'organisent au cours du refroidissement, ce la conditionne les propriétés finales des pièces.

La mise en forme des matière plastique se déroule généralement dans un moule.

I.3. Le moule

Le moule est un ensemble mécanique de très grande précision [2] qui permet de fabriquer de pièces en injectant de la matière plastique ou du métal en fusion dans des empreintes prévues à cet effet il est utilisé sur une machine appelée presse à injecter.

Un moule est constitué de deux parties principales une partie fixe pour l'injection de la matière et une partie mobile pour la fermeture du moule.

Quand le moule est fermé la surface de contact entre ses 2 parties est appel plan de joint que la pièce devra ce démouler, la difficulté est de définir physiquement sa position, pour ne pas laisser des traces sur la pièce moule.

Les deux parties doivent s'emboîter parfaitement pour établir l'étanchéité lorsque le moule fermé est sous pression, il n'est pas toujours plan et il peut avoir des formes complexes.

Une pièce ne pourra se démouler que si ses faces possèdent un angle de dépouille.

Le cycle complet de fabrication qui démarre toujours avec le moule ouvert, se déroule de la façon suivante :

- **Fermeture du moule** rapide en début de cours puis lente à la fin.
- **Verrouillage du moule** une force importante en fonction des critères technique (matière à injecter, forme des pièces) est appliquée pour maintenir les 2 surfaces des parties fixes et mobile en contact.
- **injection de la matière** de l'entre du moule vers les empreintes destinées à modeler la pièce, cette matière est diffusée de manière homogène dans les empreinte pour bien les remplir.

- **Refroidissement** rapide pour solidifier la matière.
- **Ouverture** lente en début de course puis rapide en fin.
- **Ejection** de la pièce solidifiée.

I.4. Familles de matières plastiques

I.4.1. Thermoplastique

Les thermoplastiques ramollissent sous l'effet de la chaleur. Ils deviennent souples, malléables et durcissent à nouveau quand on les refroidit. Comme cette transformation est réversible, ces matériaux conservent leurs propriétés et ils sont facilement recyclables. Leurs polymères de base sont constitués par des macromolécules linéaires, reliées par des liaisons faibles qui peuvent être rompues sous l'effet de la chaleur ou de fortes contraintes. Elles peuvent alors glisser les unes par rapport aux autres pour prendre une forme différente et quand la matière refroidit, les liaisons se reforment et les thermoplastiques gardent leur nouvelle forme.

Ils représentent 80% des matières plastiques consommées en Europe en 2000 soit plus de 35 millions de tonnes ! Avant transformation, ils sont sous forme de granulés ou de poudres dans un état chimique stable et définitif car il n'y a pas de modification chimique lors de la mise en forme. Les granulés sont chauffés puis moulés par injection et le matériau broyé est réutilisable.

I.4.1.1 Le polyéthylène (PE)

Cette matière plastique représente à elle seule environ un tiers de la production totale des matières synthétiques et constitue la moitié des emballages plastiques. Plusieurs millions de tonnes de polyéthylène sont produites chaque année car c'est un matériau extrêmement polyvalent et important sur le plan économique et écologique. Grâce à sa structure chimique simple, le polyéthylène prime sur la plupart des autres matériaux car il peut être réutilisé. Au cours de ces dernières années, le recyclage des produits usés en PE a pris de plus en plus d'importance : 50% du PE constituant les sacs poubelle est recyclé. Le polyéthylène est translucide, inerte, facile à manier et résistant au froid. Il existe différents polyéthylènes classés en fonction de leur densité. Celle-ci dépend du nombre et de la longueur des ramifications présentes dans le matériau. On distingue deux familles: le PEBD ou polyéthylène basse densité et le PEHD polyéthylène haute densité.

Le PEBD est utilisé dans les domaines les plus divers. Sa densité est inférieure à celle de l'eau. Il présente une bonne résistance chimique, il est olfactivement, gustativement et chimiquement neutre pour les denrées alimentaires. Il est transparent, peut être facilement transformé et se prête très bien au soudage. Sa durée de vie est très longue à cause de sa grande stabilité mais il se recycle bien. Les principales applications du PEBD sont des produits souples : sacs, films, sachets, sacs poubelle, récipients souples (bouteilles de ketchup, de shampoing, tubes de crème cosmétique ...)

Le PEHD est utilisé pour des objets plastiques rigides. On le trouve par exemple dans des bouteilles et des flacons, des bacs poubelles, des cagettes, des tuyaux, des fûts, des jouets, des ustensiles ménagers, des boîtes type « Tupperware », des jerricans...

Certains sacs plastiques sont constitués par du PEHD : lorsque le sac se froisse facilement sous la main, avec un bruit craquant et revient spontanément à sa forme d'origine, c'est du PEHD. Lorsque le touché est plus « gras », que le plastique se froisse sans bruit et se perce facilement avec le doigt, c'est du PEBD.

I.4.1.2. Le polypropylène (PP)

C'est aussi un polymère très polyvalent qui sert à la fois comme thermoplastique et comme fibre. Il est très facile à colorer et n'absorbe pas l'eau. On en trouve beaucoup sous forme de pièces moulées dans les équipements automobiles (pare-chocs, tableaux de bord, habillage de l'habitacle) et dans le mobilier de jardin. Ce matériau sert à fabriquer des boîtes à aliments qui résistent au lave-vaisselle parce qu'il ne fond pas en dessous de 160°C. Le polypropylène est aussi utilisé dans la fabrication de fibres synthétiques (tapis, moquettes, cordes, ficelles) mais aussi pour les emballages alimentaires en raison de son aspect brillant et de sa résistance (flacons, films, pots). Cependant, le PP film est un des plastiques usuels les plus difficiles à recycler surtout s'il est imprimé. Le contrôle de la polymérisation par catalyse permet de jouer sur la structure enfin de produire du polypropylène élastomère.

I.4.1.3. Le polystyrène (PS)

Le polystyrène est un plastique dur, cassant et transparent. C'est un produit industriel courant largement diffusé, offrant de très nombreux usages. On le reconnaît facilement à un blanchissement sur les zones de contraintes avant la rupture ou à sa fumée noire et à son odeur caractéristique lors de sa combustion. On l'utilise pour fabriquer du mobilier, des emballages, des grilles de ventilation, des jouets, des verres plastique... On distingue trois types de polystyrènes :

- polystyrène "cristal" n'a pas une structure cristalline mais porte ce nom en raison de son aspect transparent. Il polymérise sous forme de perles à haute température en présence d'un adjuvant plastifiant. C'est un plastique dur et cassant utilisé pour de nombreux types de boîtes, les boîtiers CD notamment.

- le polystyrène "choc" ou HIPS (high-impact polystyrène) ou acrylonitrile butadiène styrène est un copolymère formé par du styrène et du polybutadiène. C'est le plus commun de la famille des plastiques styréniques car il est résistant, capable de supporter des impacts plus forts que le polystyrène normal. Cet ABS est employé par l'industrie pour des produits rigides, légers et moulés (bacs à douche). Le polybutadiène a été un des premiers élastomères synthétiques à être inventé car il est très similaire au caoutchouc naturel.
- Le matériau le plus connu de la gamme est le polystyrène expansé (PSE.) Ce polystyrène est solide à 20°C, pâteux à 120°C et fondant à 160°C. C'est sorte de mousse blanche compacte inflammable et combustible. Il existe deux types de PSE : le polystyrène expansé moulé (PSE-M) obtenu à partir d'un polystyrène "expansible" et le polystyrène expansé extrudé (PSE-E). Une première expansion est opérée à la vapeur d'eau puis une période de repos permet aux perles de PS pré-expansées de perdre leur excédent d'eau. Enfin, on les expansé et on les moule à la vapeur dans la forme voulue. C'est un matériau qui sert à emballer les appareils sensibles aux chocs et qui est un très bon isolant thermique pour les plaques de doublage des murs.

I.4.1.4.Le polycarbonate (PC)

Le polycarbonate est un matériau qui présente d'excellentes propriétés mécaniques et une bonne résistance thermique jusqu'à 120°C. On l'utilise pour la fabrication des casques de moto ou des boucliers de police. Comme il est très transparent, il sert aussi à la fabrication des CD et des DVD, des vitrages des guichets à l'épreuve des balles et des phares, feux arrière et clignotants de voitures. Enfin, sa neutralité physiologique permet son utilisation dans le domaine médical pour la fabrication de matériel et de prothèses. Par contre, il résiste mal aux contacts prolongés avec l'eau, aux agents chimiques et aux rayons ultraviolets.

I.4.1.5.Les polyesters et le polyéthylène téréphtalate (PET)

C'est un polymère obtenu par la polycondensation de deux composants : le diméthyltéréphtalate et l'éthylène glycol. Les chaînes vont s'arranger et former des fibres résistantes. Le PET est surtout employé pour la fabrication de fils textiles, de films et de bouteilles. L'inventeur des bouteilles en PET, Nathaniel Wyeth voulait faire une bouteille incassable. Cependant, ce plastique devient mou à moyenne température. Cette propriété empêche de consigner les bouteilles en PET car il faut les laver à une température trop haute. Pour cette même raison, on ne peut pas l'utiliser pour les confitures qui sont coulées chaudes dans les pots. Il existe aujourd'hui un nouveau type de polyester plus résistant à la chaleur qui correspond à ce que l'on recherche pour les pots de confiture et les bouteilles consignées. C'est le polyéthylène naphtalate ou PEN.

I.4.1.6. Les polyacétals ou polyoxyméthylène (POM)

Les polyacétals ont des propriétés qui les rendent irremplaçables pour des pièces à fortes exigences mécaniques comme les engrenages et les poulies. Ils sont solides, présentent les qualités de métaux tels que l'acier, l'aluminium ou le zinc. Ils résistent à la plupart des agents chimiques et ont un faible coefficient de frottement. Par contre, ils ont une densité élevée et une assez faible résistance à la température. La recherche vise à augmenter leur résistance au choc pour permettre la réalisation de plus grosses pièces.

I.4.1.7. Le polychlorure de vinyle (PCV)

Il est obtenu par la polymérisation des monomères de chlorure de vinyle $CH=CH-Cl$. Ce polymère de formule $-(CH-CH-Cl)-_{2n}$ est issu d'une réaction chimique entre de l'éthylène et de l'acide chlorhydrique, en présence d'oxygène, Il peut être soit rigide soit souple selon les ingrédients qu'on lui incorpore. Le PVC rigide qui a un aspect lisse et dur est utilisé pour les tuyaux de canalisation. Le PVC souple qui recouvre certaines pièces comme les manches de pinces a un aspect brillant. C'est après le PE, le plastique le plus utilisé au monde. Il est largement employé dans l'industrie de l'ameublement et dans le bâtiment ou le génie civil.

I.4.1.8. Les polyamides (PA)

C'est la première matière plastique à avoir été découverte en 1938. Selon la longueur des chaînes, on obtient différents types de PA que l'on distingue par des chiffres : par exemple le PA 6.6 est le nylon. Ce sont des polymères qui offrent un bon compromis entre des qualités mécaniques, thermiques et chimiques. Les polyamides sont utilisés pour réaliser des pièces moulées dans l'appareillage ménager et automobile, des tapis et des moquettes, de la robinetterie, de la serrurerie, des engrenages, des textiles (lingerie et voilages)... L'inconvénient principal de tous les polyamides est qu'ils sont hydrophiles ce qui limite leur usage pour certaines pièces mécaniques.

I.4.2 Thermodurcissables

Les thermodurcissables sont des plastiques qui prennent une forme définitive au premier refroidissement. La réversibilité de forme est impossible car ils ne se ramollissent plus une fois moulés. Sous de trop fortes températures, ils se dégradent et brûlent (carbonisation). Les molécules de ces polymères sont organisées en de longues chaînes dans lesquelles un grand nombre de liaisons chimiques solides et tridimensionnelles ne peuvent pas être rompues et se renforcent quand le plastique est chauffé. La matière thermodurcissable garde toujours sa forme en raison de ces liaisons croisées et des pontages très résistants qui empêchent tout glissement entre les chaînes. Les thermodurcissables représentent 20% des matières plastiques consommées en Europe en 2000 soit environ 10 millions de tonnes. Les plus connus sont les Polyuréthane les polyesters, les phénoplastes, les aminoplastes, les élastomères, les résines, époxydes et phénoliques.

Au départ, les thermodurcissables se présentent sous forme de poudres ou de résines qui subissent une transformation chimique au cours de leur chauffage, de leur refroidissement ou par l'action de durcisseurs.

I.4.2.1. Les polyuréthanes (PUR)

Ce sont des matériaux dont les caractéristiques sont très variées avec une grande diversité de textures et de duretés. Les polyuréthanes sont les polymères les plus utilisés pour faire les mousses. Ils sont formés par l'association d'un isocyanate (composé organique comprenant la séquence : $-N=C=O$) et par un alcool (composé organique dont l'un des carbones est lié à un ou plusieurs groupements hydroxyle -OH.) En fonction des associations chimiques réalisées avec différents monomères on peut obtenir des colles, des élastomères, des fibres (Licra) des mousses souples ou rigides grâce à des agents d'expansion, des polyuréthanes solides et compacts que l'on peut renforcer par de la fibre de verre. On les utilise pour fabriquer des matelas, des sièges de voiture, des tableaux de bord, des roues de patins à roulettes ou des chaussures de ski...

I.4.2.2 Les polyesters insaturés

Les polyesters insaturés sont obtenus par réaction de condensation entre différents polyacides et des glycols (éthylène glycol, propylène glycol) Ces produits appelés époxydes sont des substances chimiques comportant un oxygène ponté sur une liaison carbone-carbone. Ils sont dilués ultérieurement dans un monomère non saturé comme le styrène. Quand un catalyseur est introduit dans cette résine, les produits se combinent provoquant un durcissement irréversible appelé la réticulation qui correspond à l'apparition de liaisons chimiques formant un réseau macromoléculaire tridimensionnel.

Le polyester sert surtout à fabriquer des fibres textiles artificielles, Les tissus produits sont brevetés sous les noms de Dacron, de Tergal ou de Térylène. La fibre polyester est la plus produite dans le monde car son utilisation très répandue dans l'habillement. Ses applications se sont aussi diversifiées dans l'industrie, notamment sous forme de films destinés à l'agriculture, aux travaux publics, aux coques et cabines de bateaux, aux carrosseries d'automobiles, aux piscines.

I.4.2.3. Les phénoplastes (PF)

Dans ce groupe, une des plus anciennes matières plastiques connue est la Bakélite. Ce matériau providentiel a eu d'innombrables applications dans les domaines scientifiques et dans la réalisation d'objets: téléphones, postes de radio.

Ces résines thermodurcissables résistent très bien aux produits chimiques et à la chaleur. Elles sont également électriquement isolante. On peut les transformer par moulage et par compression pour fabriquer les poignées de casserole, de fer à repasser et des plaques de revêtement.

I.4.2.4. Les aminoplastes (MF)

Ces produits résineux sont essentiellement utilisés en stratification sur des textiles plastifiés, les panneaux de bois agglomérés pour le mobilier de cuisine et les plans de travail.

I.4.3 Élastomères

Ces polymères présentent les mêmes qualités élastiques que le caoutchouc. Un élastomère au repos est constitué de longues chaînes moléculaires repliées sur elles-mêmes. Sous l'action d'une contrainte, les molécules peuvent glisser les unes par rapport aux autres et se déformer. Pour que le matériau de base présente une bonne élasticité il subit une vulcanisation. C'est un procédé de cuisson et de durcissement qui permet de créer un réseau tridimensionnel plus ou moins rigide sans supprimer la flexibilité des chaînes moléculaires. On introduit dans l'élastomère au cours de la vulcanisation du soufre, du carbone et différents agents chimiques. Différentes formulations permettent de produire des caoutchoucs de synthèse en vue d'utilisations spécifiques. Les élastomères sont employés dans la fabrication des coussins, de certains isolants, des semelles de chaussures ou des pneus.

I.5. Principaux plastiques

Les principaux matériaux plastiques sont présentés dans le tableau ci-après.

Thermoplastiques		
<u>Code ISO</u> 1043	Noms commerciaux	<u>Polymère de base</u>
<u>PMMA</u>	Altuglas, Oroglas, Perspex, Plexiglas, Acrigel]]	<u>Polyméthacrylate de méthyle</u>
<u>ABS</u>	Cycolac, Lastilac, Polylac, Lustran, Novodur, Polyflam, Polyman, Toyolac, Isopak	<u>Acrylonitrile butadiène styrène</u>
<u>PTFE</u>	Ertafalon, Fluon, Hostafalon, Soreflon, <u>Téflon</u> , Voltalef	<u>Polytétrafluoroéthylène</u>
<u>PVC</u>	Darvic, Duraform, Hostalit, Lacovyl, Lucalor, Nakan, Solvin, Trovidur, Vinidur, Tefanyl	<u>Chlorure de polyvinyle</u> ou <u>polychlorure de vinyle</u>
<u>PA</u>	Amilan, Akulon, Altech, Bergamid, Capron, Durethan, Grilamid, Grilon, Ertalon, Latamid, Lauramid, Minlon, Miramid, <u>Nylon</u> , Nypel, Radiflam, Radilon, Rilsan, Schulamid, Staramide, Starflam, Ultramid, Vestamid, Zytel, Technyl	<u>Polyamide</u>
<u>POM</u>	Bergaform, Celcon, Delrin, Hostaform, Kocetal, Kepital, Ultraform	Polyoxyméthylène
<u>PETP</u>	Arnite, Pocan, Raditer, Rynite	(Polytéréphtalate de polyéthylène PET= Polyéthylène téréphtalate

<u>PS</u> et <u>PSB</u>	Edistir, Lacqrene, Lustran, Polyflam, Polystyrol, Styron	Polystyrène
<u>PE</u>	Hostalen, Lactène, Lupolen, Stamyran, Supralen, Eltex	Polyéthylène
<u>PP</u>	Appryl, Hostalen, Latene, Moplen, Polyflam	Polypropylène
<u>CA</u>	Rhodoïd, Rhodialite, Cellidor	Acétate de cellulose
<u>PC</u>	Apec, Latilon, <u>Lexan</u> , <u>Makrolon</u> , Durolon, Panlite, Plaslube, Polyman, Xantar	Polycarbonate
Thermodurcissables		
<u>Code</u> <u>ISO</u>	Noms commerciaux	Polymère de base
<u>1043</u>		
<u>PF</u>	Bakélite, Toile bakéalisée (celoron), Papier bakéalisé, Bois bakéalisé, Tufnol	Phénoplaste
<u>EP</u>	Araldite, Devcon, Epikote	Époxydes
<u>UP</u>	Formica	<u>Mélamine</u>
<u>PUR</u>	Baydur, Bayflex, Baygal, Lycra, Spandex	<u>Polyuréthane</u>

Tableau N°1**I.6. Les différents procédés de transformation**

Les principaux procédés de mise en forme sont les suivants:

1. Moulage par injection
2. moulage par soufflage
3. Extrusion : extrusion-calandrage, extrusion-gonflage, extrusion de profil, extrusion cas
4. Calandrage
5. Rotomoulage
6. Thermoformage
7. Expansion
8. Compression
9. Stratification (Composites)
10. Moussage
11. Enduction de supports divers (métaux, textiles...)
12. Usinage

13. Soudage (par lame chaude, friction, haute fréquence...)
14. Granulation (broyage pour recyclage)
15. Agglomération (ou densification) : récupération, par reformage, de déchets de faibles épaisseurs (films ou équivalent)

I.6.1. Moulage par injection

En injectant de la matière plastique ou du métal en fusion dans des empreintes prévues à cet effet il est utilisé sur une machine appelée presse à injecter.



Fig I.1 Presse à injecter les polymères [2]

C'est une **presse DK Codim** de 110 tonnes de force de fermeture.

Cette dernière a une unité d'injection de type 200, avec une vis de diamètre 32mm permettant de plastifier 110 cm^3 de matière.

La buse est équipée de capteurs de pression et de température. Plusieurs moules sont disponibles, également équipés de capteurs.

- **course de charge**

La distance entre la vis en arrière **placent** et la position zéro d'une vis de moulage par injection, également connue sous le nom de taille de projectile. Ceci fournit une mesure du polymère disponible pour l'injection pour chaque partie.

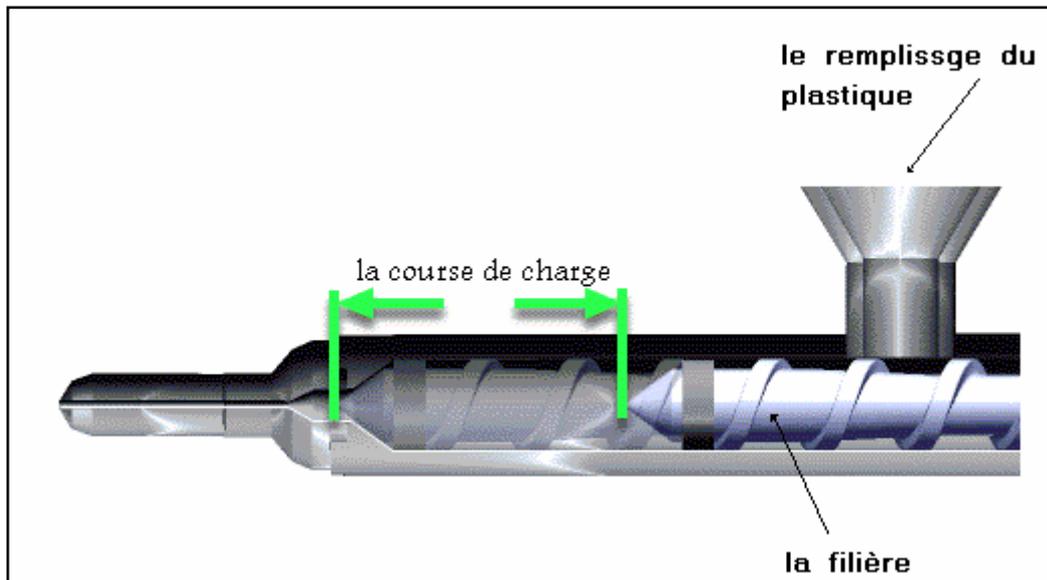


Fig I.2 le fonctionnement d'une filière durant l'éjection [19]

- **Coussin**

La distance entre la position vers l'avant de la vis et la position zéro. Ceci fournit une mesure de la quantité de polymère à gauche dans le baril après injection (remplissant et emballant) a fini.

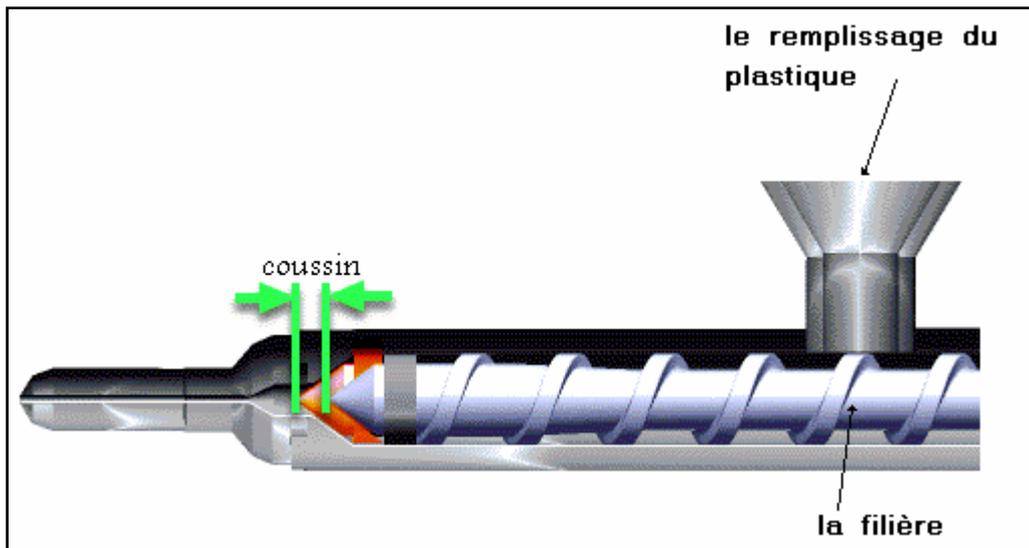


Fig I.3 le fonctionnement d'une filière durant l'injection

I.6.2. Le rotomoulage [4]

Parmi les procédés utilisés c'est le rotomoulage. Le rotomoulage est un procédé de fabrication de formes creuses et de mise en forme des matières plastiques (polyéthylène, polycarbonate, polypropylène).

Généralement le processus de transformation par rotomoulage comporte quatre phases :

1. **Le remplissage du moule:** le moule est composé de deux demi-coquilles en acier ou en aluminium, est rempli de matière en plastique, dont le volume correspond à celui de la pièce à obtenir, le moule est ensuite fermé et a été préalablement fixé sur un système mécanique lui permettant de tourner simultanément autour de deux axes perpendiculaires.
2. **Fusion de la matière plastique:** une fois le moule fermé, il est mis en mouvement, les vitesses de rotation étant faibles, l'effet de force centrifuge est négligeable, le moule transmet la chaleur à la matière qui fond et se répartit uniformément à l'intérieur du moule.
3. **Solidification:** la solidification de la matière est obtenue en projetant sur le moule de l'air frais ou de l'eau, le refroidissement continu jusqu'à ce que la matière soit manipulable.
4. **Démoulage:** lorsque la pièce obtenue, est suffisamment rigide et froide ou on soulève la partie mobile du moule et on extrait la pièce qui reproduit l'architecture interne du moule.

I.7. Propriétés

Les plastiques présentent de nombreux avantages notamment [5]:

- Faible masse volumique (830 à 2300 kg/m³).
- Bonnes résistances chimiques (corrosion...).
- Qualité esthétique (formes, couleurs...).
- Isolation électrique et thermique
- Coût généralement faible.

I.7.1. Les propriétés thermiques [6]

On peut classer les polymères en deux types, en fonction de leur réaction à la chaleur : les thermodurcissables et les thermoplastiques.

a) *Les thermoplastiques* se ramollissent quand on les porte à haute température. C'est le cas des polyoléfinés (PE, PP). Une fois fondus on peut les mettre aisément en forme par injection, thermoformage ou extrusion.

b) *Les thermodurcissables* durcissent quand on les chauffe. On peut citer les résines polyépoxydes, et certains polyuréthanes. Dans le domaine des peintures, c'est une propriété très souvent utilisée car la montée en chaleur entraîne une réaction de polymérisation tridimensionnelle qui crée des pontages et durcit de manière irréversible.

I.7.2. Les propriétés mécaniques

Lorsque les matériaux plastiques sont observés en service, on se rend compte qu'ils sont soumis à des contraintes et à des forces qui provoquent des déformations qui peuvent dans certains cas conduire à la rupture des matériaux. Le comportement en service des matériaux définit leurs propriétés d'usage. Mais il est important de connaître les propriétés intrinsèques, inhérentes aux matériaux afin de faire un choix judicieux du matériel le plus apte à remplir les fonctions qui lui sont assignées. La résistance des matériaux est la science qui va, à partir de propriétés propres à chaque matériau, définir les caractéristiques et conditions d'utilisation de chacun. Les propriétés mécaniques font partie des propriétés intrinsèques des matériaux et sont définies à partir de tests comparatifs, normalisés. En général, on utilise les normes ASTM, BNQ ou des normes maisons lorsque les tests sont directement liés aux propriétés d'usage. Les propriétés mécaniques sont ensuite utilisées pour pronostiquer les propriétés finales des objets finis. Cependant, certains paramètres structuraux liés à la transformation des matières plastiques tels que le degré de cristallinité, l'orientation des chaînes macromoléculaires, les tensions internes résultant des conditions de refroidissement, etc... peuvent influencer les propriétés de l'objet. Ces propriétés sont appelées propriétés de transformation.

On peut résumer les propriétés du matériau comme suit :

- PROPRIÉTÉS INTRINSÈQUES (propres au matériau)
- PROPRIÉTÉS DE TRANSFORMATION (fonction des méthodes et conditions de mise en œuvre)
- PROPRIÉTÉS D'USAGE (définies par les conditions d'utilisations)

Un grand nombre des paramètres utilisés pour caractériser les matières plastiques découle des techniques de caractérisation des métaux tels que le module d'élasticité, la résistance à la traction et l'allongement à la rupture. Afin de caractériser ces derniers, il existe différents types d'essais mécaniques tels que:

- Essai de traction
- Essai de compression
- Essai de torsion

Un simple essai de traction permet de faire ressortir certains paramètres mécaniques des polymères. Ils se répartissent d'après leur comportement contrainte - déformation, en trois catégories générales: rigides (fragiles), plastiques ou élastomériques. Le comportement des matériaux plastiques est semblable. La déformation élastique initiale est suivie d'une déformation plastique, la déformation entièrement élastique qui caractérise une classe de polymères appelés des élastomères.

Les matières plastiques ne sont ni aussi résistantes ni aussi rigides que les métaux et ont des propriétés mécaniques influencées par les facteurs suivants :

Influence de la température

- La cohésion des polymères
- La température
- La modification des propriétés mécaniques moléculaires des polymères
- Les conditions de transformation des polymères

Le module d'élasticité et l'allongement à la rupture des polymères se déterminent de la même façon que les métaux. La limite d'élasticité R_e des polymères plastiques équivaut à la valeur maximale de la courbe, qui se situe à la toute fin de la région élasticité linéaire. De plus, la résistance à la traction R_m correspond à la contrainte entraînant une rupture et peut prendre une valeur supérieure ou inférieure à R_e . Il est important de rappeler que les caractéristiques mécaniques des polymères dépendent fortement des variations de température de part et d'autre de la température ambiante.

I.8. Lois de comportement des plastiques

I.8.1. Comportement viscoélastique

Pour un élément soumis à une force uniaxiale, dans un matériau parfaitement élastique, la contrainte uniaxiale s'écrit comme suit.

$$\sigma = \text{constant} \cdot E \dots\dots\dots(I.1)$$

La constante dans ce cas désigné sous le nom de la viscosité du fluide.

Dans un fluide (newtonien) parfaitement visqueux l'effort de cisaillement, τ est directement proportionnel à la contrainte et l'équation s'écrit comme suit:

$$\tau = cte \cdot \dot{\gamma} \dots\dots\dots(I.2)$$

Viscoélastique. Dans un matériel viscoélastique l'effort est une fonction de contrainte et de temps et ainsi peut être décrit par une équation de la forme

$$\sigma = f(\varepsilon, t) \dots\dots\dots(I.3)$$

Ce type de réponse est viscoélastique aussi non linéaire visé mais qu'il n'est pas favorable à l'analyse simple il est souvent réduit à la forme)

$$\sigma = \varepsilon \cdot f(t) \dots\dots\dots(I.4)$$

Cette équation est la base de la visco-élasticité linéaire et indique simplement que, dans un essai de tension par exemple, pour une valeur fixe de temps écoulé, l'effort sera directement proportionnel à la contrainte. Les différents types de réponse décrits sont montrés schématiquement dans **Fig I.4** Les caractéristiques des matériaux viscoélastiques sont qu'elles montrent une réponse dépendante de contrainte de temps à un effort constant (**fluage**) et une réponse dépendante d'effort de temps à une contrainte constante (relaxation).

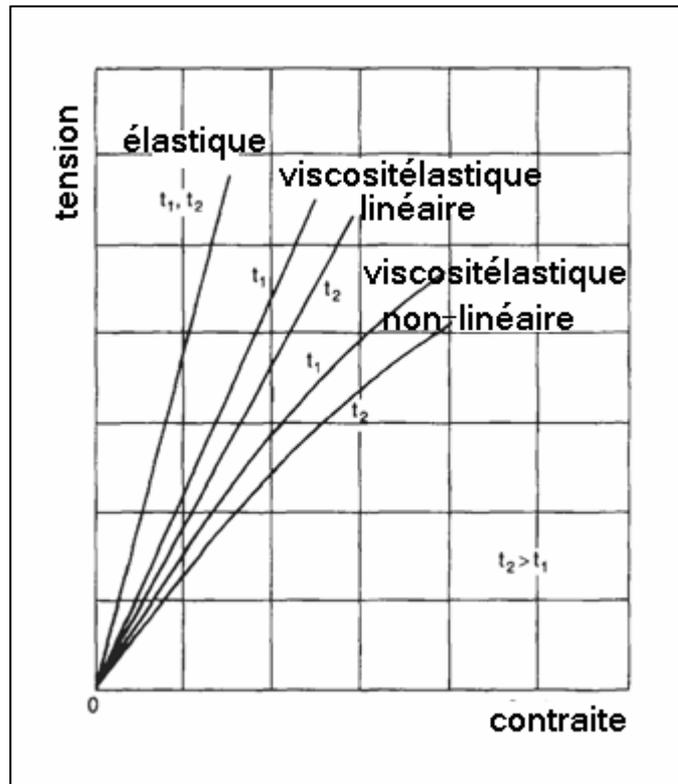


Fig I.4 Comportement de contrainte - tension des matériels élastiques et viscoélastiques à deux valeurs de temps écoulé

I.8.2. Essai de la Limite plastique

L'essai de tension simple est probablement la méthode la plus populaire pour caractériser des métaux et ainsi il n'étonne pas qu'il est également largement répandu pour des plastiques. Cependant, l'essai de tension doit être réalisé très soigneusement et les résultats de l'essai simple devraient seulement être employés en tant que des moyens de contrôle de qualité - pas comme des données de conception. parce que, avec des plastiques il est possible d'obtenir des résultats tout à fait différents du même matériel simplement en changeant les conditions d'essai **Fig I.5** prouve que un plastifié le **PVC** est presque fragile avec un module et une résistance relativement hauts. À de bas taux de prolongation

(< **0.05 mm/s**) le même matériel montre un module et une force inférieurs mais sa ductilité est maintenant très haute. Par conséquent un essai de tension simple pourrait être tout à fait fallacieux si les résultats étaient employés dans des formules de conception.

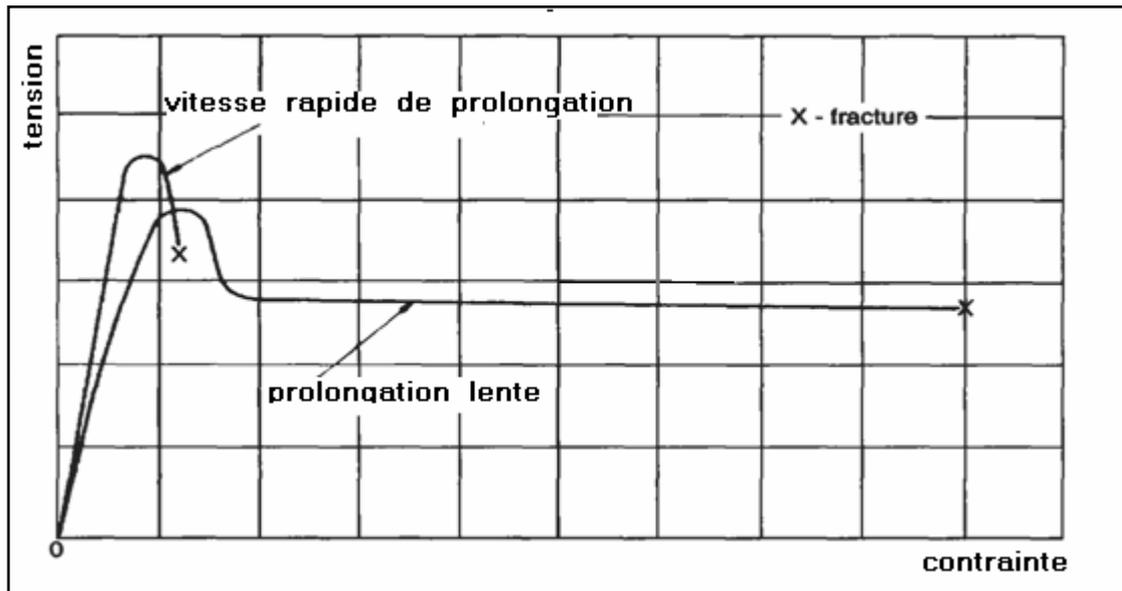


Fig I.5 comportement de tension typique de PVC plastifié

La Figure I.5 illustre également un phénomène intéressant observé en quelques plastiques, c'est la prolongation des molécules, les chaînes moléculaires en plastique ont le temps pour s'aligner sous l'influence de l'effort appliqué. Ainsi le matériel peut couler au même taux qu'il est tendu.

la méthodes de formation pour des plastiques. elle crée les structures moléculaires fortement alignées qui présentent d'excellentes propriétés de force et de rigidité dans la direction d'alignement.

I.8.3. Efforts et contraintes d'un courant ascendant

Le changement de la forme d'un matériel quand il est soumis à un changement de la température est déterminé par le coefficient de dilatation thermique α_T . Pour les matériaux isotropes. Le coefficient de dilatation thermique, α_T , est indiqué par

$$\alpha_T = \frac{\delta L}{L(\Delta T)} \dots\dots\dots(I.5)$$

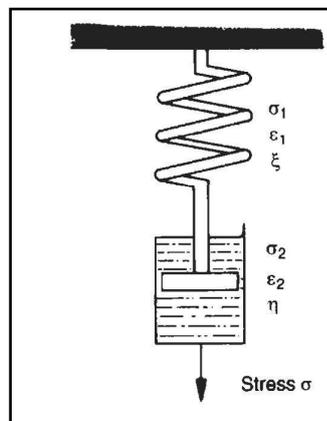
Le δL est le changement de la longueur dans le matériel, L est la longueur originale, ΔT est le changement de la température.

I.9. Modèle mathématique de comportement viscoélastique

Les modèles mathématiques ont été basés sur les éléments de ressort et d'amortisseur les réponses pour représenter, respectivement, élastiques et visqueuses des matières plastiques. Les différents éléments des modèles, néanmoins elles facilitent la compréhension et l'analyse du comportement des matériaux viscoélastiques. Certains des modèles plus importants seront maintenant considérés.

I.9.1 Modèle De Maxwell

Le modèle de maxwell se compose d'un ressort et d'un amortisseur en série comme **FigI.6** le montre, ce modèle peut être analysé comme suit.



FigI.6 modèle de Maxwell

I.9.2 Relation déformation contrainte

Le ressort est le composant élastique de la réponse et obéit la relation

$$\sigma_1 = \xi \cdot \varepsilon_1 \quad \dots\dots\dots[I.6]$$

La σ_1 et ε_1 sont la contrainte et la déformation, respectivement, ξ L'amortisseur est le composant visqueux,

$$\sigma_2 = \eta \cdot \dot{\varepsilon}_2 \quad \dots\dots\dots[I.7]$$

La contrainte σ_2 est proportionnelle au $\dot{\varepsilon}_2$

Le η est une constante.

CHAPITRE II

**LA MODELISATION DE LA MAIN INTERNE
PAR MOLDFLOW**

II.1.Introduction

La conception au processus de production et les analyses de « Moldflow Plastics Advisers » Créé dans le but de répondre aux besoins des concepteurs de pièces et de moules, le logiciel « Moldflow Plastics Advisers » permet d'identifier et de traiter les points critiques de qualité et de fabrication dès la phase de conception de la pièce et du moule afin d'anticiper les problèmes de production survenant éventuellement en aval. Aujourd'hui, la conception des pièces plastiques moulées par injection tient compte non seulement des aspects de fabrication mais aussi de forme, d'ajustage et de fonctionnalité. Les modules « Moldflow Plastics Advisers » réalisent directement des analyses CAO sur la base de modèles solides. La traduction des géométries ou les tâches complexes de maillage deviennent superflues. Depuis toujours, le logiciel « Moldflow Plastics Advisers » constitue un avantage considérable pour le processus de conception, il offre des conseils pratiques et précis quant à la meilleure manière de résoudre les problèmes identifiés. Les concepteurs obtiennent un retour rapide d'informations sur les modifications à apporter pour l'épaisseur des parois, l'emplacement des seuils et autres changements de conception pouvant affecter la production de la pièce.

On a exploité le logiciel « Moldflow Plastics Advisers » pour réaliser la conception du capotage, ce dernier est conçu pour recouvrir la pince et donner une image préférée au patient.

Ce chapitre présente le fonctionnement des différents modules du logiciel ainsi les étapes à suivre pour modéliser la main interne.

II.2. Présentations du logiciel moldflow

Nous présentons ci dessous quelques aspects pratiques au niveau de l'utilisation de moldflow ainsi qu'un descriptif de la méthode pour créer la géométrie et générer un maillage.

Le logiciel « moldflow plastics » offre un ensemble complet d'outils de simulation, d'analyse, d'optimisation et de validation de conception de pièces et de moules. Moldflow comprend 19 modules distincts qui peuvent être utilisés pour simuler 9 processus de moulage uniques.

II.2.1 les avantages de l'analyse prévisionnelle

Pour éviter la surcharge de coûts et les retards liés aux problèmes survenant au niveau de la fabrication, il faut étudier l'action combinée de la géométrie, du choix de matière, de la conception du moule et des condition du traitement.

Les outils de simulation MPI sont d'autant plus puissants qu'ils s'adaptent à une gamme étendue de types de géométrie. MPI permet d'analyser directement des modèles traditionnels en maillage fibre neutre par éléments finis, des modèles solides de pièces à paroi fine avec le solveur MPI /fusion, et des modèles solides de pièces épaisses avec le solveur MPI/3D.

II.2.1 .1 Solution Midplane traditionnelles

Pour les conceptions de pièces plastiques à parois minces, MPI peut analyser par éléments finis les modèles traditionnels en maillage fibre neutre. Pour accroître la productivité lors de la création et l'analyse de tels modèles, le générateur MPI/Midplane crée automatiquement un maillage fibre neutre permettant de définir l'épaisseur correcte et d'obtenir ainsi des résultats d'analyse justes.

II.2.1.2 MPI/fusion

Les solutions MPI/Fusion reposent sur la technologie brevetée Dual Domaine de Moldflow, qui représente une pièce tridimensionnelle avec un maillage de peau sur les surfaces extérieures de la pièce, obtenu à partir d'un modèle de translation de CAO courant tel que le format STL ou IGES.

MPI/fusion permet d'analyser directement les modèles solides CAO de pièces à paroi mince et de réduire ainsi considérablement le temps de préparation du modèles. le gain de temps permet de réaliser des analyses plus poussées et d'analyser un plus grand nombre d'itération de conception.

II.2.1.3 Solutions MPI/3D

La technique utilisée basée sur un maillage de volume solide à éléments tétraédriques, les solutions MPI/3D peuvent réaliser de véritables simulations tridimensionnelles pour les pièces de nature solide et épaisse ou bien pour celles ayant de grandes variations d'épaisseur.

II.2.1.4 MPI/FLOW

Simule les phases de remplissage et de compactage du procédé de moulage par injection afin de prévoir le comportement de la matière lors de l'écoulement. MPI/fLOW permet d'identifier et de corriger les défauts potentiels de la pièce et aussi d'analyser les effets de la température de moulage non homogène.

II.2.1.5 MPI/Gas

Simule le procédé d'injection assistée par le gaz est injecté à l'intérieur du polymère fondu. L'injection assistée par le gaz répand le polymère à travers l'empreinte jusqu'au remplissage total du moule.

II.2.2 Le modèle PVT de Moldflow

Pour expliquer la compressibilité matérielle pendant une analyse de flux, Moldflow fournit des modèles de PVT. Un modèle de PVT est un modèle mathématique en utilisant différents coefficients pour différents matériaux, donnant une courbe de viscosité.

Les caractéristiques du PVT d'un matériel fournissent les informations nécessaires (variations de densité par rapport à la pression et la température, compressibilité et données de dilatation thermique) de sorte qu'une fois combinées avec les données matérielles de viscosité, simulation précise de l'écoulement de la matière pendant l'analyse de flux.

L'effet de la température et de la pression sur la densité matérielle est une propriété importante pour la simulation.

Afin d'assurer l'uniformité dans un ensemble de données, toutes les valeurs de densité uniques sont dérivées du modèle de PVT en service.

II.2.2.1 Matériel semi-cristallin

Pour les régions à basse température la variation du volume est donnée par l'équation suivante :

$$v = \frac{a_1}{a_4 + p} + \frac{a_2 T}{a_3 + p} + a_5 e^{a_6 T - a_7 P} \dots \dots \dots (II.1)$$

La ou

v est le volume spécifique

T est la température

P est la pression

Les a_i sont des constantes pour un matériau donné

Pour la frontière entre les régions à haute température et à basse température on a l'équation suivante:

$$p = b + aT \dots\dots\dots(\text{II.2})$$

Les constantes a, b sont calculées par un ajustement linéaire à pour but de remplacer un nuage des points par une droite représentative de l'équation (II.2).

$$\text{d'où : } a = \frac{\text{cov}(T, P)}{S^2(T)} \dots\dots\dots(\text{II.3})$$

$$b = \bar{T} - a\bar{P} \dots\dots\dots(\text{II.4})$$

en écrivant que la droite d'équation : $p = b + aT$ passe par le point moyen du nuage :

$$\bar{P} = a\bar{T} + b \dots\dots\dots(\text{II.5})$$

Cov (T , P) est la covariance des variables T et P s'écrit comme suit :

$$\text{cov}(T, P) = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (t_i - \bar{T})(p_i - \bar{P}) \dots\dots\dots(\text{II.6})$$

$s^2 (T)$ est la variance de la variable T défini par l'équation suivante :

$$S^2(T) = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (t_i - \bar{T})^2 \dots\dots\dots(\text{II.7})$$

\bar{T} est la moyenne arithmétique des abscisses de tous les points qu'on cherche à ajuster.

\bar{P} est la moyenne arithmétique des ordonnées de tous les points qu'on cherche à ajuster.

n est le nombre total de points dont on dispose pour faire l'ajustement.

t_i sont les abscisses de tous les points qu'on cherche à ajuster.

p_i sont les ordonnées de tous les points qu'on cherche à ajuster.

II.2.2.2 Matériaux cristallins (Non-amorphes)

Pour les matériaux non-amorphes l'équation 1 est employée dans la région de basse température. Dans la région à hautes températures l'équation (II.1) devient l'équation (II. 8) :

$$v = \frac{a_1}{a_4 + p} + \frac{a_2 T}{a_3 + p} \dots\dots\dots(II.8)$$

II.2.3 Données expérimentales de PVT

Les données empiriques peuvent être tracées et employées pour déterminer des coefficients pour un modèle de PVT comme représenté sur la **figure II.1**

Pour une pression donnée le volume change en fonction de la température.

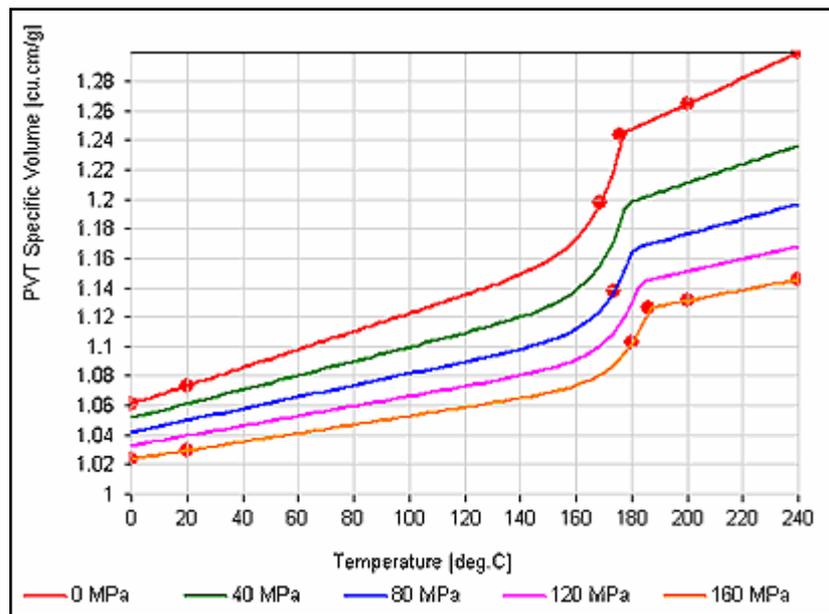


Fig. II.1 Données Expérimentales de PVT [19]

II.2.4 les principales étapes a suivre « Moldflow » pour exécuter une analyse[22]

L'organigramme suivant montre les différentes étapes à suivre pour exécuter une analyse d'un modèle conçu par le logiciel moldflow .

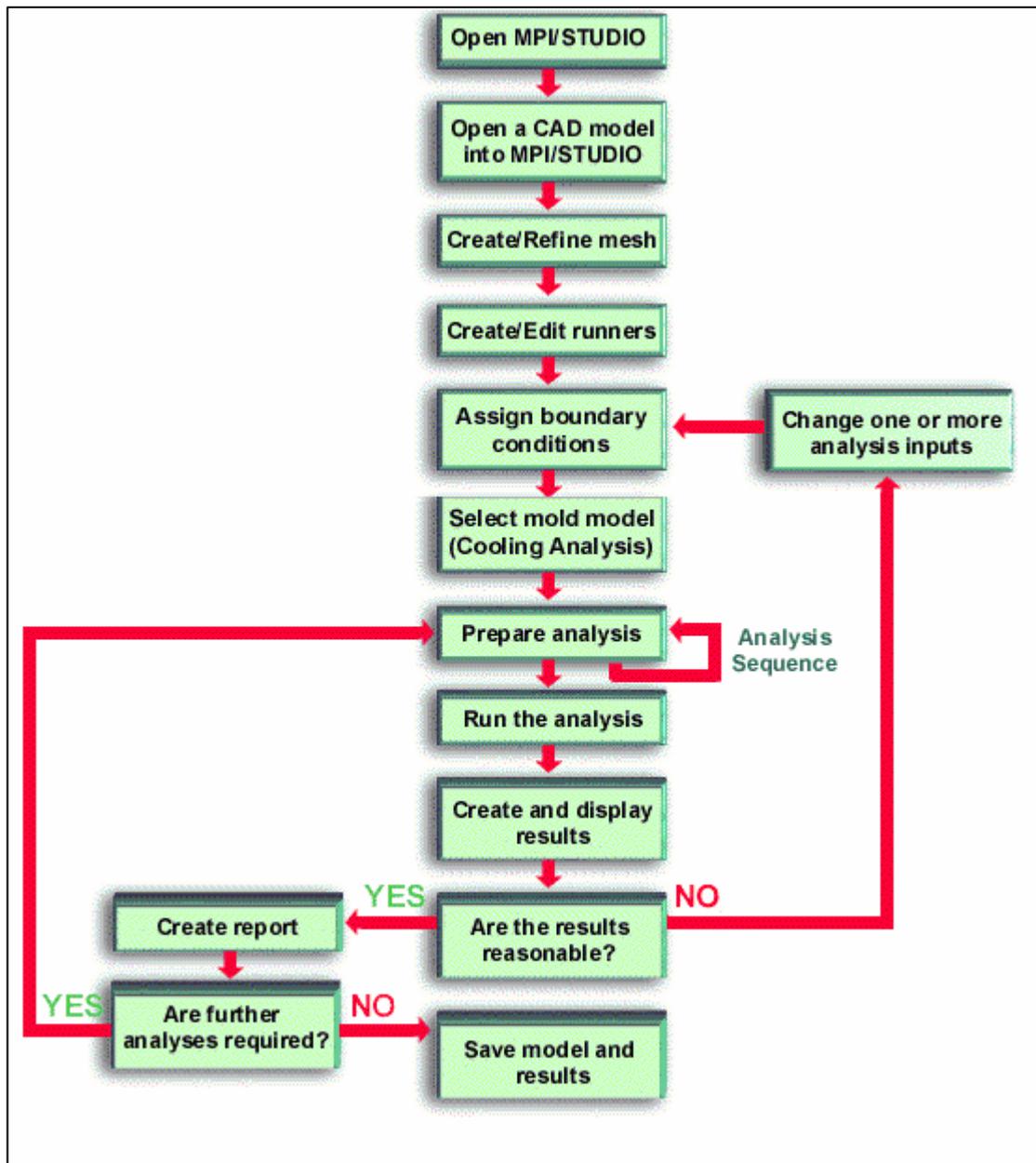


Fig. II.2 organigramme d'exécution d'une analyse par moldflow

II.3. Conception d'une main interne avec un palpeur de 3 dimensions.

La fenêtre "create point", elle affiche les coordonnées absolues ainsi relatives pour modéliser la main esthétique. Les points sont affichés sous formes des cordonnées sur un palpeur en 3Dimensions

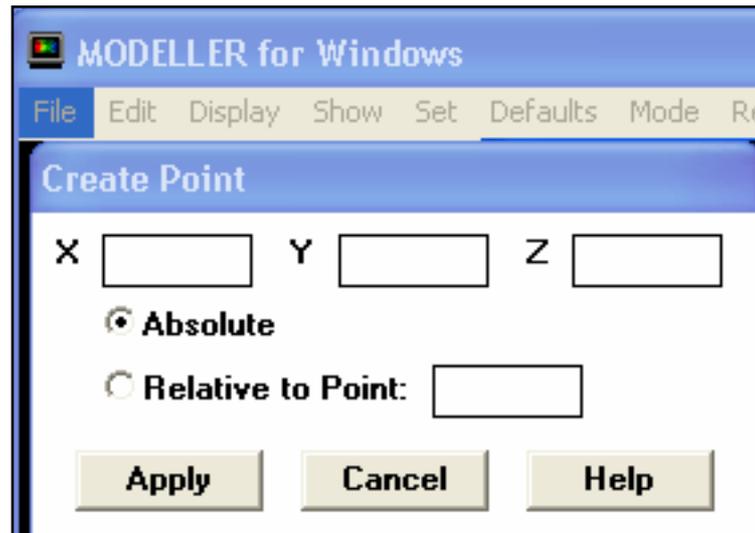


Fig II.3 interface (create point)

Il existait une possibilité d'appliquer une enveloppe externe aux points créés, L'affichage de cette fenêtre nous permette de créer les différents surfaces constitues la main, en plus le logiciel moldfow offrant de plus la possibilité d'associer des surfaces, selon cette technique en plaçant les surfaces pour obtenir une forme de la main à l'état repos.

La précision avec laquelle les surfaces géométriques sont définies peut être modifiée en changeant le nombre de points afin d'améliorer la représentation.

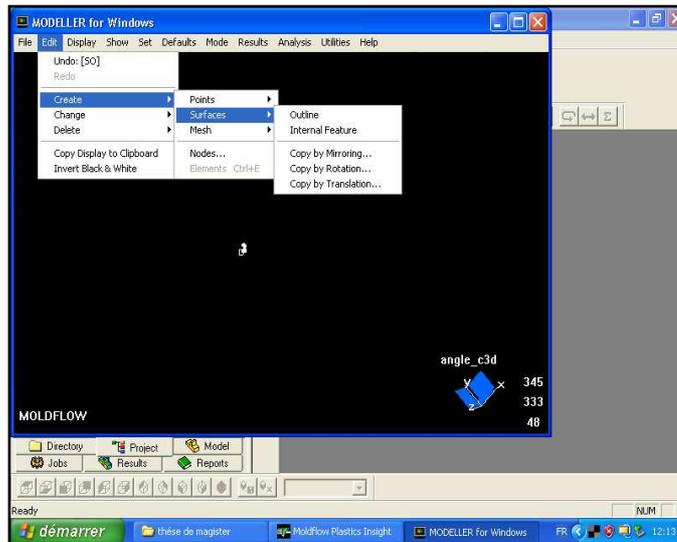
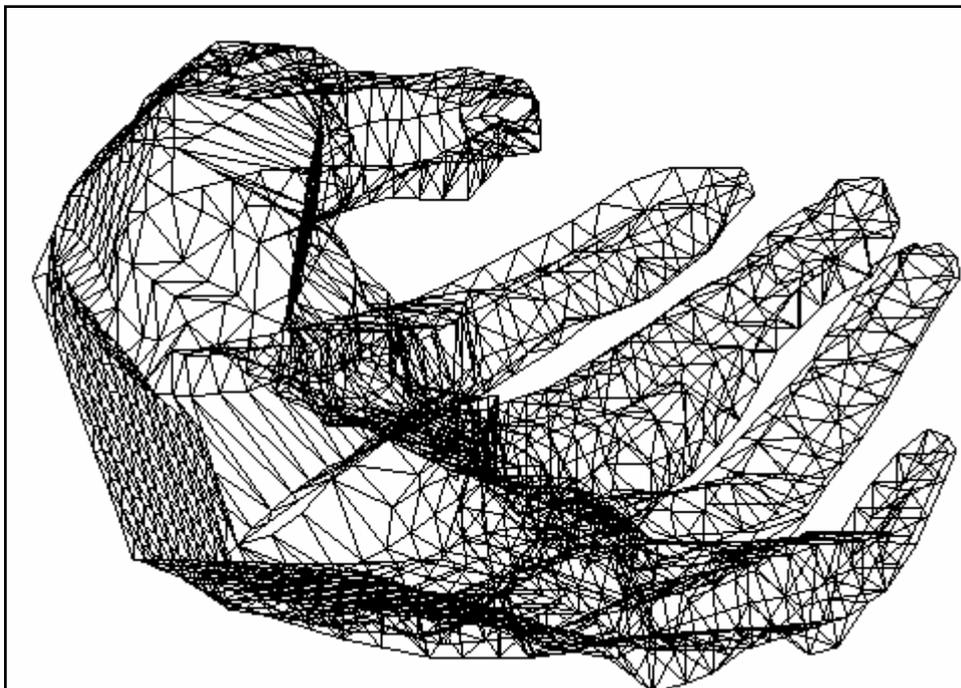


Fig. II.4 interface (create surface)

On signale encore qu'il est toujours possible de revenir modifier la géométrie dans moldflow pendant la génération du maillage, sans perdre la topologie déjà créée.



FigII.5. conception d'une main esthétique

Des éléments sont employés pour analyser les modèles engrenés et pour fournir des résultats en utilisant les programmes d'analyse de Moldflow.

II.4. Modélisation de la main par éléments finis

II.4.1 Maillage de la structure.

Le solide à étudier est décomposé en triangles à trois nœuds, Cette opération s'appelle maillage. Il en résulte deux tables :

- la table des nœuds : elle contient les coordonnées des nœuds.
- la table des éléments : pour chaque élément, elle contient les numéros des trois nœuds (dans le sens trigonométrique). Elle contient éventuellement d'autres paramètres : matériau, épaisseur...

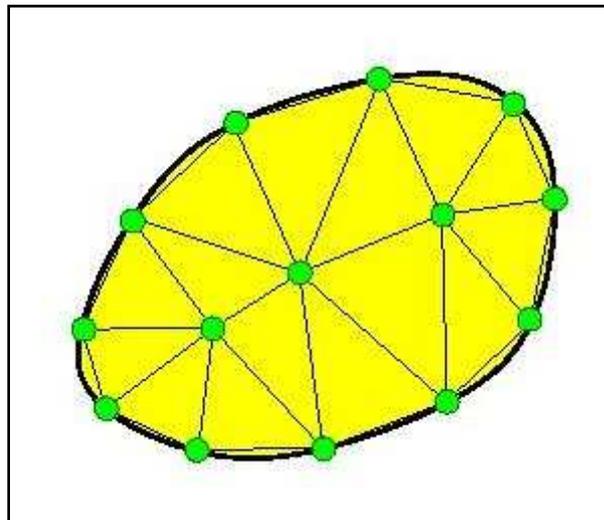


Fig. II.6 le maillage triangulaire

Élément : est un objet qui compose une maille. La maille peut se composer des éléments suivants :

- 1) la maille de Midplane se compose des éléments triangulaires contenant 3 nœuds.
- 2) la maille de volume se compose des éléments 4 nœuds tétraédriques pleins.
- 3) les éléments de faisceau contiennent les entités 2 nœuds.

La **Fig. II.7** montre les différents types des mailles citées.

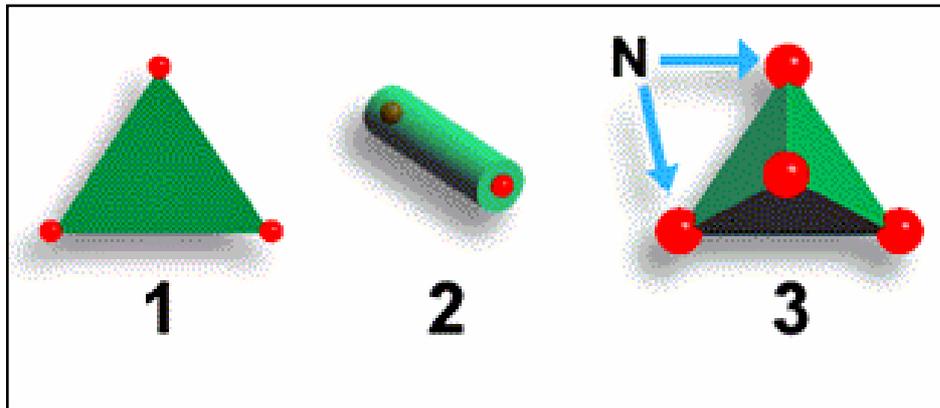


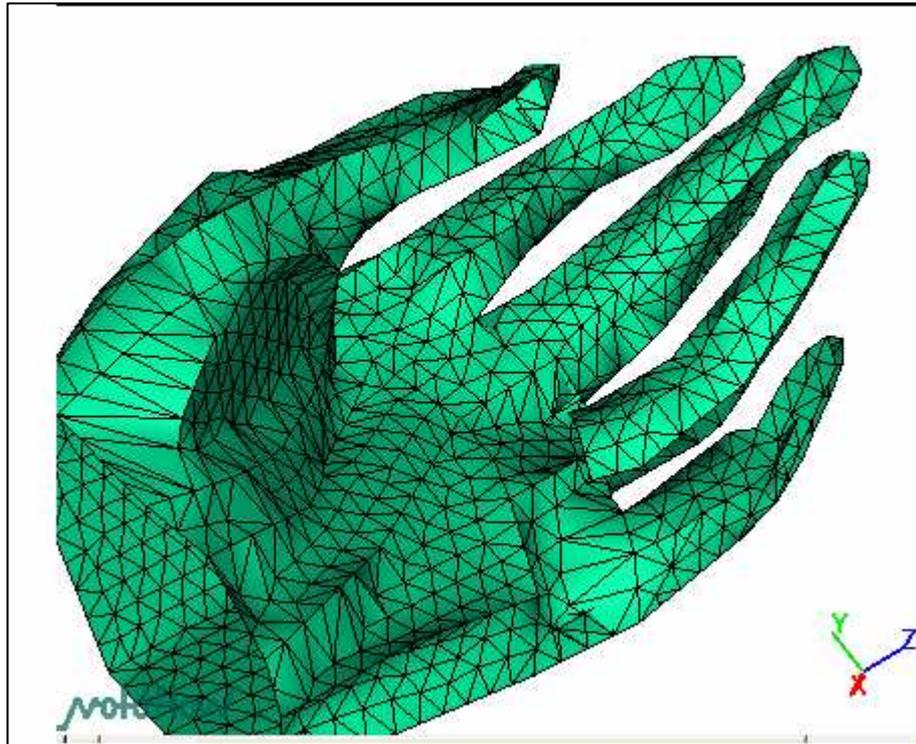
Fig. II.7 les différents éléments de maillage

II.5 Le choix de maillage

Moldflow consiste à définir le type de maillage qu'on souhaite générer, il s'agit d'un maillage non structuré de type 3D ou il s'agit d'élément triangulaires, ce choix est définitif en ce sens qu'il n'est plus possible de modifier le type de maillage une fois ce dernier accepté et validé il est donc important de réfléchir au type de maillage s'adaptant le mieux à la géométrie et au problème considéré avant de commencer la génération du maillage

On a maillé dans un premier temps un maillage surfacique sur chacune des faces de la main.

Le maillage surfacique est réalisé de manière automatique avant de générer le maillage de la main il est nécessaire de vérifier la qualité du maillage surfacique. L'idéal est que l'ensemble des éléments triangles soit des triangles équilatéraux.



FigII.8.maillage de la main conçue

Après la fin de l'opération de maillage, l'enveloppe de la main est composée de 336 points, 66 surfaces, 2639 éléments et de 1438 nœuds.

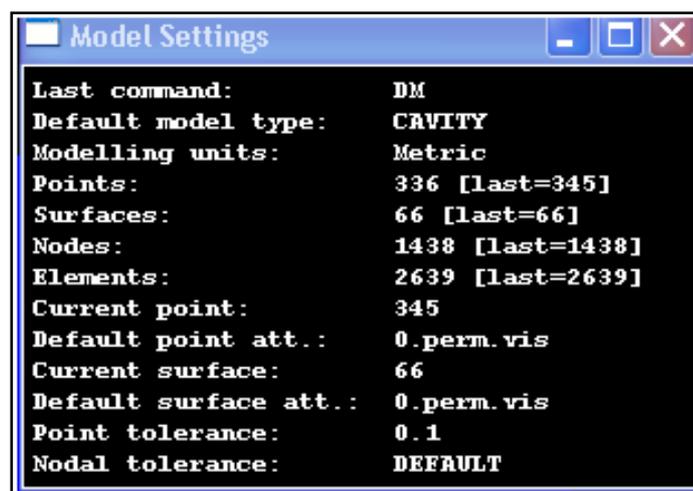


FIG.II.9 interface des données du modèle

CHAPITRE III
CONCEPTION DE LA PINCE

III.1. Introduction

Une prothèse est un dispositif artificiel destiné à remplacer une partie anatomique de l'organisme, portion de membre ou membre complet, organe, articulation.

Plusieurs personnes à la suite d'un accident, sont devenues brusquement paralysées, soit des 4 membres c'est la tétraplégie, soit des jambes c'est la paraplégie.

Avec l'aide de la médecine et de la robotique certains handicapés retrouveront une autonomie.

Le mot "bio robotique", comme on le constate il est composé du préfixe "bio" qui évoque le vivant ou le système vivant, et de "robotique" qui est la science de la conception et de la mise en œuvre des robots.

Ce chapitre présente la phase d'étude et de conception théorique d'une pince destinée à un membre supérieur pour handicapé.

III.2. Modélisation de chaque élément de la pince

La main humaine est un organe très complexe aux nombreux degrés de liberté, avec 6 moteurs pour chacun des doigts et 8 pour le pouce [7]

Ce modèle sera complexe sur le plan mécanique, si on met on place une interface compliquée destinée à commander une prothèse multifonctionnelle de la main, il y a un rejet de la part du malade.

En se basant sur le critère structural, la prothèse du membre exige, une série d'analyse visée à définir des formes, des matériaux.

III.3. Etude et conception d'une pince

La conception de la pince est basée sur l'anatomie de la main, elle est constituée d'un support et des doigts fixés sur le support. Chacun peut effectuer des rotations autour d'un axe et chaque rotation donne une position de l'état d'ouverture et de fermeture de la pince.

Les dimensions de cette dernière sont déterminées à partir de la taille moyenne des doigts des adultes.

la conception de la pince exige une série d'analyse visée à définir des formes, des matériaux et aussi le fonctionnement de la prothèse, afin de s'assurer que cette dernière satisfait tout les conditions requises nécessaires.

Comme les choses se tiennent actuellement en biomécanique, Le but de la recherche des travaux menés à bien dans les laboratoires doivent concevoir et développer une prothèse à la laquelle permettra un amputée, exécuter presque le même type de mouvements qu'avec un membre normal.

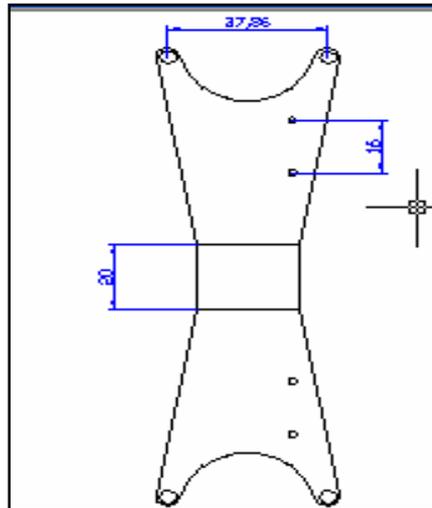
L'objectif principal de ce projet est de développer un dispositif offrant une condition requise.

Par conséquent, pendant le processus de conception, deux critères ont été identifiés :un critère fonctionnel et Structural.

III.3 .1. Le critère structural

C'est un critère géométrique basé sur la conception assisté par ordinateur (CAO) et sur la définition des formes et des dimensions du mécanisme étudié qui peut assemblé sans contraintes.

la conception d'un support est représenté sur la **FigIII.1**



FigIII.1 le support de la pince

La conception des doigts se représente dans les FigIII.2 et FigIII.2, l'assemblage des doigts et du support se fait par le biais des bagues, les doigts tourne autour des axes fixes

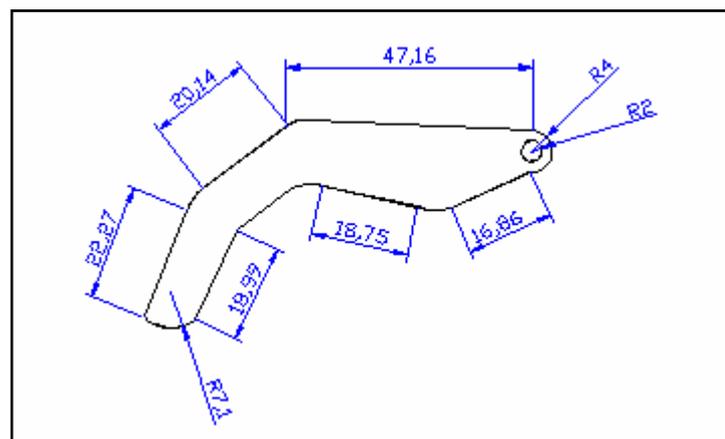
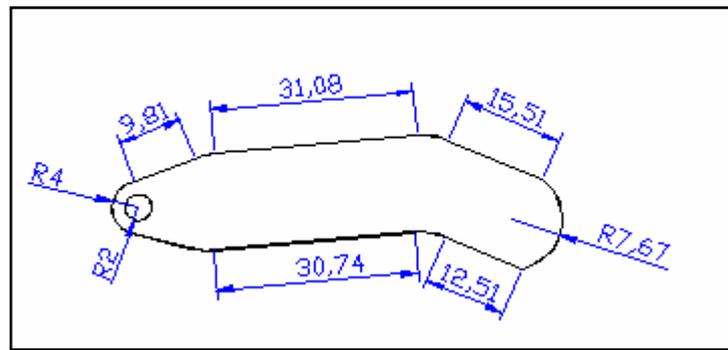


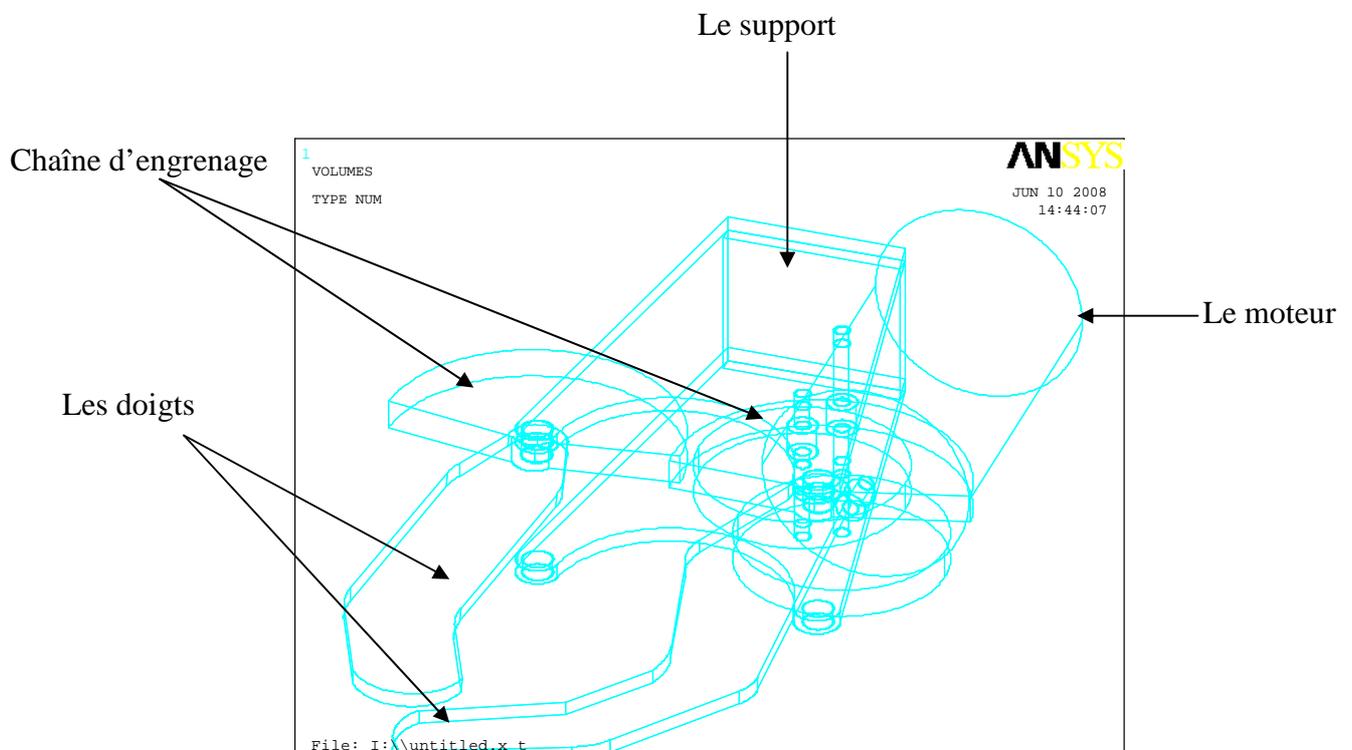
Fig III.2 l'indexe de la pince



FigIII.3 le pouce de la pince

III.3.1.1. Le mécanisme complet en perspective

La Fig III.4 montre le mécanisme complet de la pince conçue, ce mécanisme est constitué d'un moteur un support des doigts et d'une chaîne d'engrenage, le rôle de cette dernière est de transmettre le mouvement généré par le moteur vers les doigts, dont le but d'avoir des positions d'ouverture et de fermeture de la pince.



FigIII.4 la pince conçu par ANSYS en perspective

III.3.1.2. choix du matériau pour la fabrication de la pince

Avant la 1^{ère} guerre mondiale était considéré comme matériau pour construire les prothèses artificielles, suite à l'évolution les prothèses sont devenues en cuivre renforcées par des bandes métal. Actuellement les différents matériaux utilisés pour la fabrication des prothèses sont les métaux, les polyéthylènes ainsi que les matériaux composites ont les propriétés d'anisotropie, résistance mécanique unidirectionnelle du matériau.

Parmi ces matériaux on a choisi l'alliage d'aluminium qui nous permet de fabriquer des membres artificiels à la fois légers (masse volumique d'aluminium $d=2.7$ par contre la masse volumique de l'acier est de $d=7.8$) et résistant.

III.3 .2. Le critère fonctionnel

C'est un critère basé sur l'étude du mouvement d'ouverture et de fermeture de la pince et sur la définition de la force de préhension.

III.3.2.1 Le choix du moteur

Il est important de prendre en considération plusieurs critères pour choisir un moteur qui fait partie du mécanisme de la pince on peut distinguer deux de critère, le critère structural qui

Le choix du moteur est fait à partir de la force de préhension des doigts des adultes dans la vie quotidienne, du volume de la prothèse et des dimensions de chaque élément constituant la pince, le moteur choisi est miniature. Dépend des dimensions de chaque élément de la pince et du volume de cette dernière, le deuxième critère c'est un critère fonctionnel qui dépend de la force de préhension des doigts des adultes dans la vie quotidienne. Dans notre cas on a choisi un moteur miniature avec les caractéristiques suivantes :

La puissance du moteur 7.2W

Le nombre de tour 12000tr/min.



FigIII.5 moteur de la pince

III.3.2.2 La transmission du mouvement

La transmission du mouvement est réalisée par une chaîne d'engrenages, leurs dimensions sont déterminées à partir des caractéristiques techniques du moteur et de la force de préhension appliquée sur la pince.

III.3.2.3 Le choix des engrenages

Nous avons utilisé les engrenages à denture droite par ce que généralement c'est le système qui permet de transmettre le maximum d'effort mais son principal défaut est d'être bruyant. L'engrenage à denture hélicoïdale est plus silencieux que la denture droite mais en contre partie ce type de denture engendre un effort axial dont l'intensité dépend de l'angle d'inclinaison ce qui nécessitent un dimensionnement des paliers pour reprendre cet effort. Pour cette raison, on a choisie les engrenages à dentures droites par ce que les support sont des bagues et non des paliers.

III.3.2.4 calcul des engrenages

La FigIII.6 ce dessous ulster les caractéristiques mécanique de denture ainsi les dimensions du pignon.

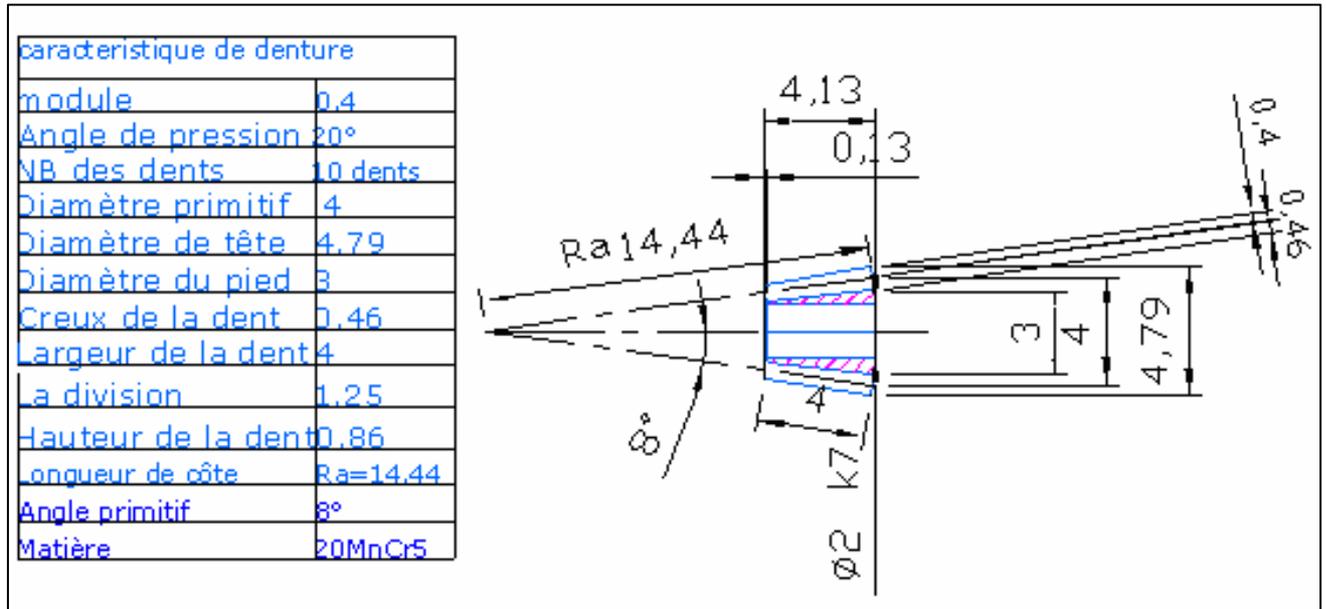
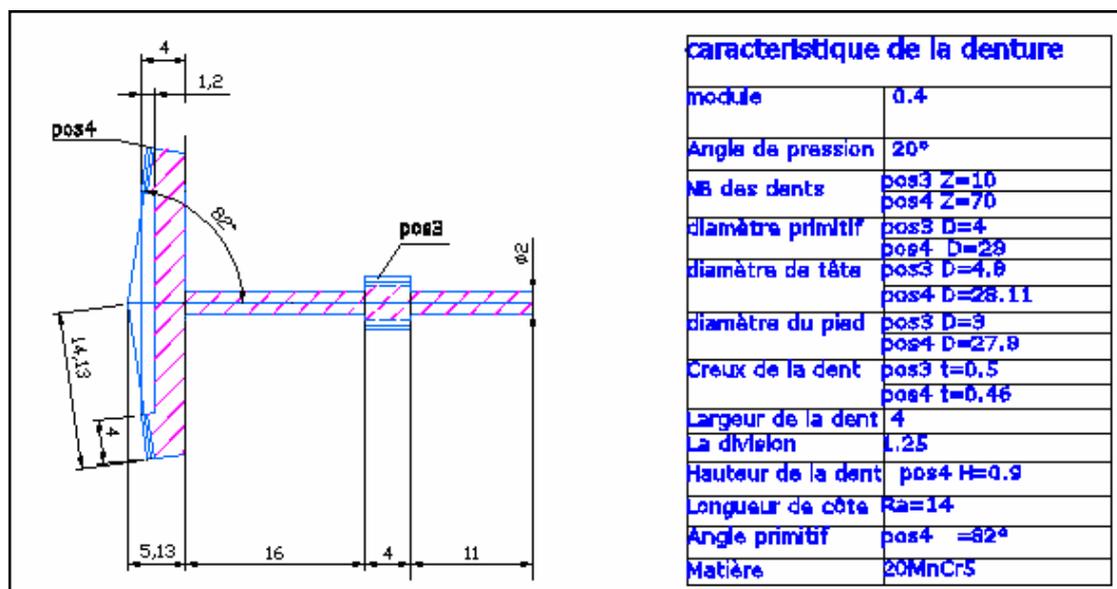
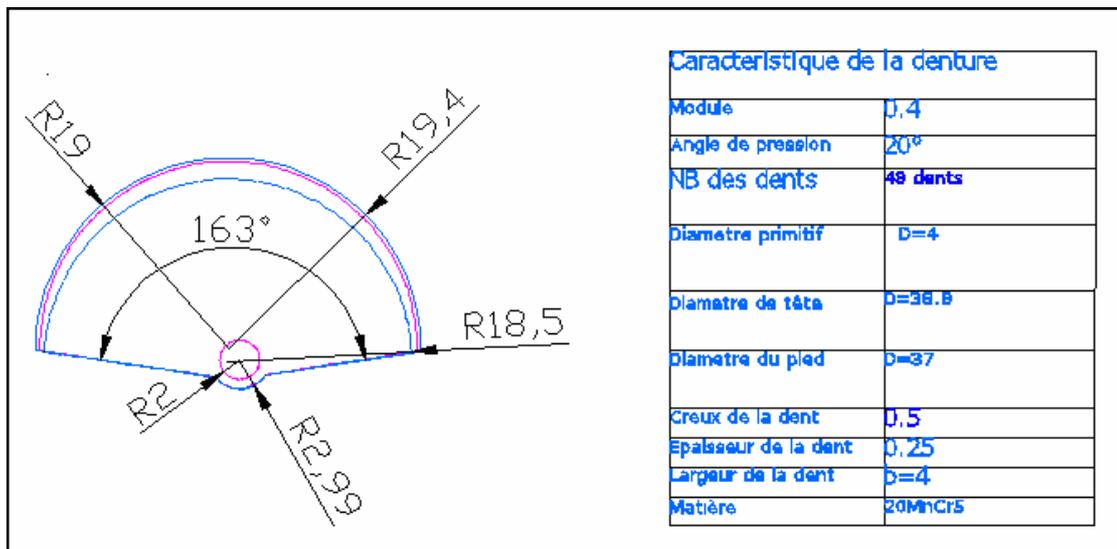


Fig.III.6 dessin de définition du pignon

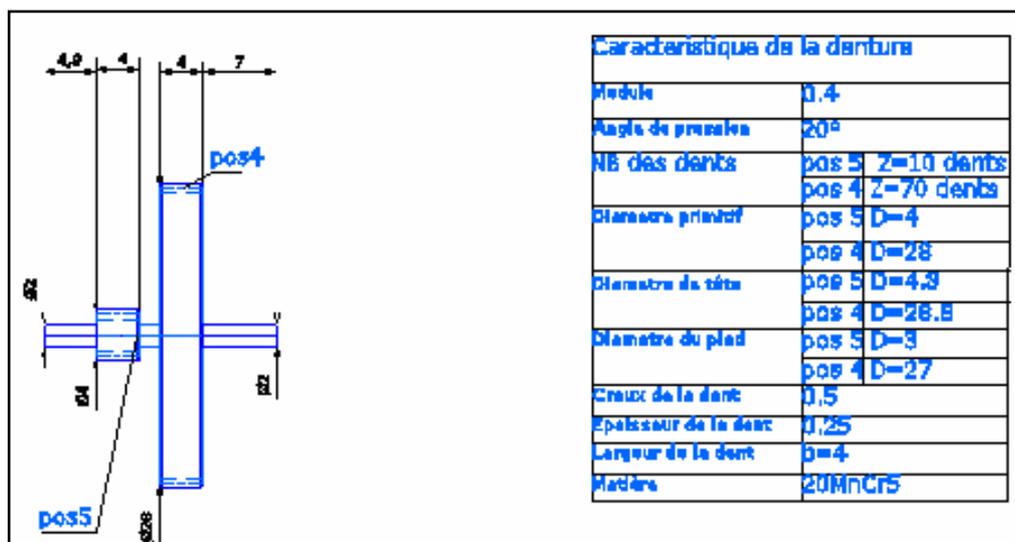
Les caractéristiques mécaniques de la denture et des dimensions de chaque élément de la chaîne sont représentés au niveau du FigIII.7, FigIII.8, FigIII.9.



FigIII.7 dessin de définition d'une roue conique_roue à denture droite

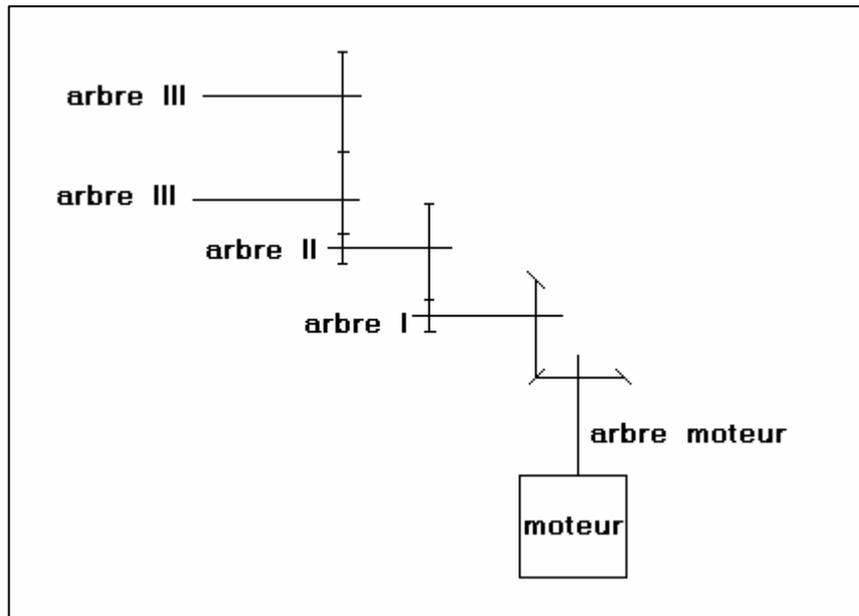


FigIII.8 dessin de définition d'un arc d'engrenage



FigIII.9 dessin de définition d'une roue conique à denture droite

III.3.2.4 la chaîne cinématique



FigIII.10 la chaîne cinématique du mécanisme conçu

III.3.2.5 Calcul des efforts mécanique

La puissance du moteur 7.2W

Le nombre de tour 12000tr/min.

$$C_{moteur} = \frac{P}{\frac{\pi N}{30}} \dots\dots\dots(III.1)$$

$$C_{moteur} = \frac{7.2}{\frac{\pi 12000}{30}} = 0.0057 Nm$$

$$\omega_{moteur} = \frac{P}{C} = \frac{7.2}{0.0057} \dots\dots\dots(III.2)$$

$$\omega_{moteur} = 1263.1 rd / s$$

Le rapport de transmissions est donné par la relation suivante :

$$i_1 = \frac{dp_2}{dp_1} = 7 \dots\dots\dots(III.3)$$

La vitesse angulaire de l'arbre I est donnée par la relation :

$$\omega_1 = \frac{\omega_{moteur}}{i_1} = \frac{1263.1}{7} \dots\dots\dots(III.4)$$

$$\omega_1 = 180.4 \text{rd} / \text{s}$$

$$i_2 = \frac{dp_4}{dp_3} = 7$$

La vitesse angulaire de l'arbre II est donnée par la relation :

$$\omega_2 = \frac{\omega_1}{i_2} = 25.77 \text{rd} / \text{s}$$

$$i_3 = \frac{dp_6}{dp_5} = 9.94 \text{rd} / \text{s}$$

$$\omega_3 = \frac{\omega_2}{i_3} = 2.71 \text{rd} / \text{s}$$

$$C_3 = \frac{P}{\omega_3} = 2.65 \text{N} / \text{mm}^2$$

$$F = \frac{2C_3}{dp_6} \dots\dots\dots(III.5)$$

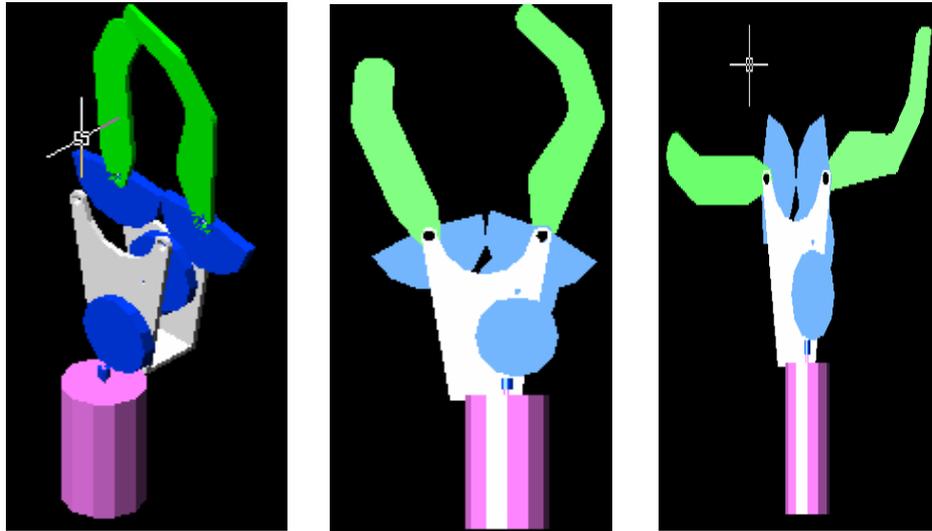
Sachant que les dp_i sont les diamètres de la chaîne d'engrenage.

$$\Rightarrow F = 0.13 \text{N}$$

Les forces que l'on applique aux objets saisis sont de 0.13 Newton selon la puissance donnée par le moteur choisi.

III.4. Les différentes positions de la pince

Nous avons présenté plusieurs positions de la pince grâce à notre conception. Pour obtenir la capacité de pincement des différents objets plus au moins a proche d'une main réelle, pour un objectif afin de faciliter la vie quotidienne d'un handicapé



FigIII.11. Les différentes positions d'ouverture et de fermeture effectuée par la pince conçue.

III.5. Analyse d'une pince conçue par ANSYS

III.5.1 modèle géométrique

L'exécution du modèle géométrique se fait sur le logiciel ANSYS par les coordonnées des points clés, la Fig III.12 présente ce modèle.

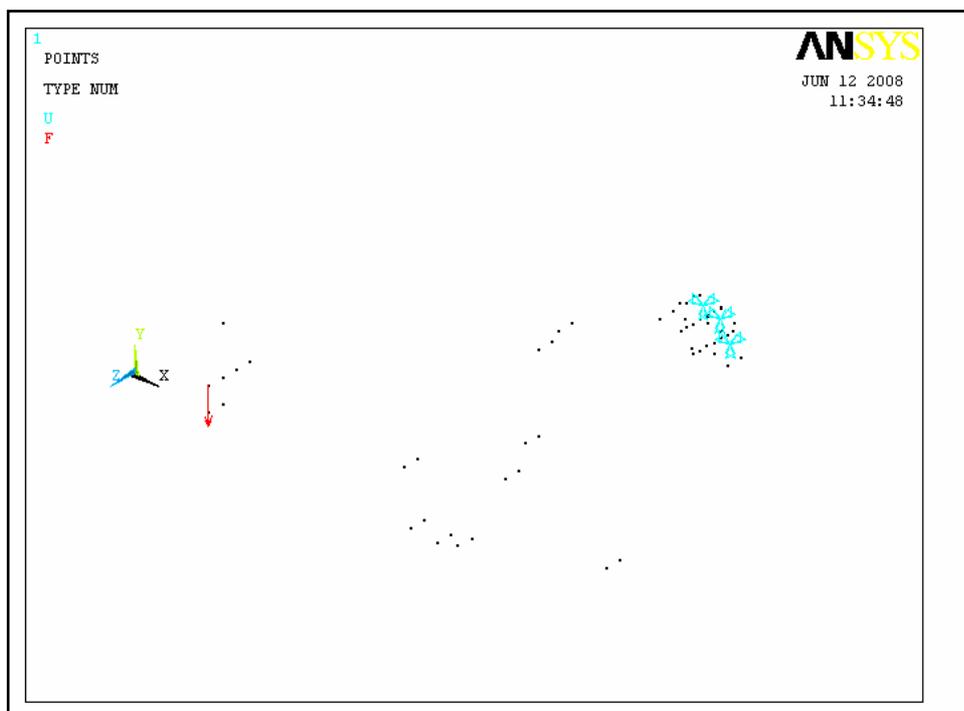


FIG III.12 modèle géométrique

III.5.2 création des surfaces

A partir des points clés on peut procéder à la création des surfaces par l'intermédiaire des lignes, comme il est montré sur la figure III.13

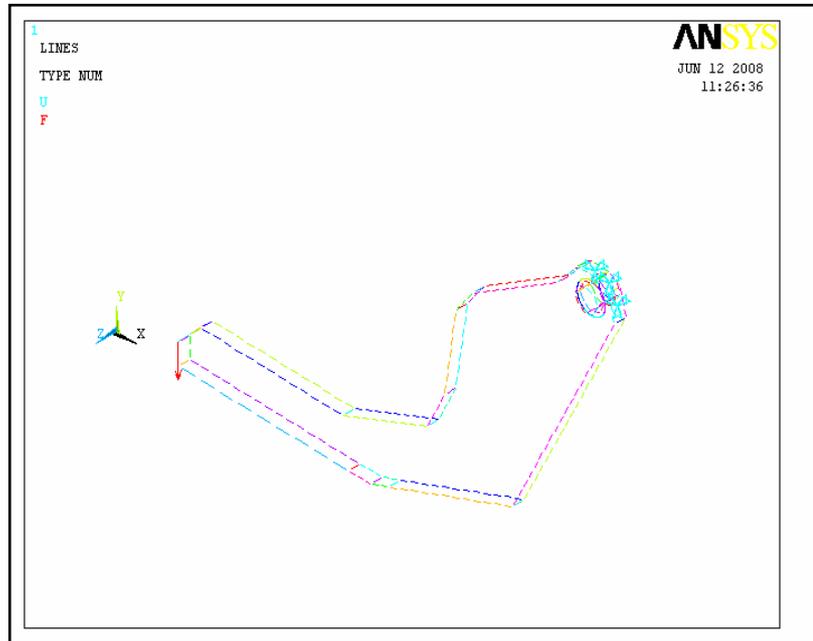


FIG III.13 création des surfaces

III.5.3 maillage

Le maillage produit par des tailles d'élément de défaut n'est pas dû appropriier à la physique de la structure

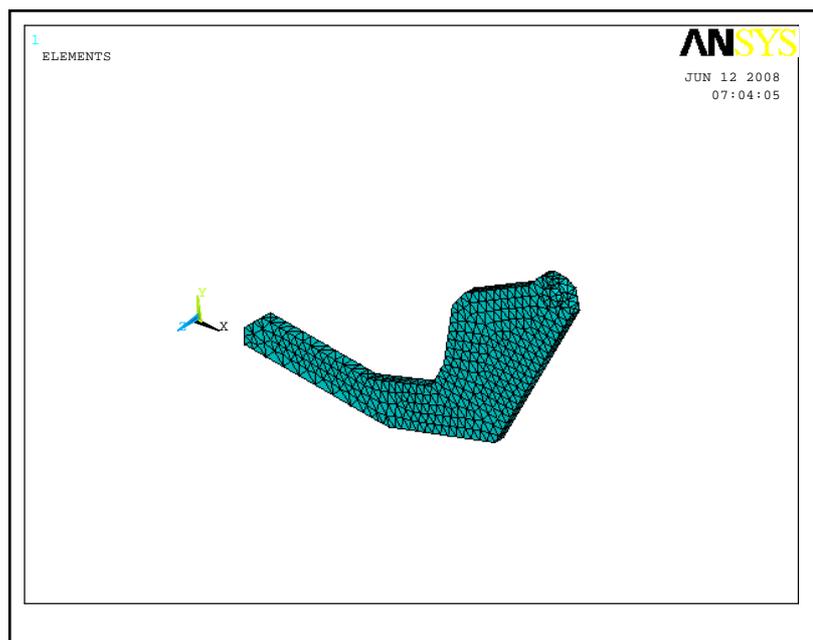


FIG III.14 le maillage des doigts

III.6. Formules fondamentales dans des problèmes élastostatic plats

la résolution d'un problème d'élasticité plane par la méthode des éléments finis. Nous supposons connus les principes et les principaux résultats de la théorie de l'élasticité. De plus, nous supposons le solide en état de contraintes planes.

Un problème d'élasticité est résolu si l'on connaît le vecteur déplacement en tout point du solide.

Notre problème est donc défini par un nombre infini de paramètres. Un tel système est dit continu.

La méthode des éléments finis remplace le système continu par un modèle discret caractérisé par un nombre fini de paramètres.

Les principales étapes de la méthode des éléments finis sont :

1 – La géométrie est décomposée en domaines de forme géométrique simple (les éléments) reliés entre eux en des points appelés nœuds. L'élément utilisé sera le « triangle à trois nœuds ».

2 – Le champ de déplacements dans chaque élément est défini en fonction des déplacements des nœuds de l'élément. On en déduit l'état de déformation et l'état de contrainte en tout point de l'élément ainsi que l'énergie de déformation de l'élément et sa matrice de rigidité.

3 – La matrice de rigidité globale est construite à partir des matrices de rigidité élémentaires.

4 – Après mise en place des conditions aux limites et des charges, on calcule les déplacements inconnus puis, dans chaque élément, les déformations et les contraintes.

III.6.1 Equation d'équilibre

Considérer l'état statique d'équilibre d'un rectangle infinitésimal dans un corps élastique, l'équation de l'équilibre dans le corps élastique peut être dérivée comme

$$\begin{cases} \frac{\partial \sigma_x}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{xy}}{\partial y} + F_x = 0 \\ \frac{\partial \tau_{yx}}{\partial x} + \frac{\partial \sigma_y}{\partial y} + F_y = 0 \end{cases} \dots\dots\dots(III.6)$$

Les efforts de cisaillement t_{xy} et t_{yx} sont généralement entre eux dus égal à l'équilibre de rotation du corps élastique bidimensionnel autour de son centre de la gravité.

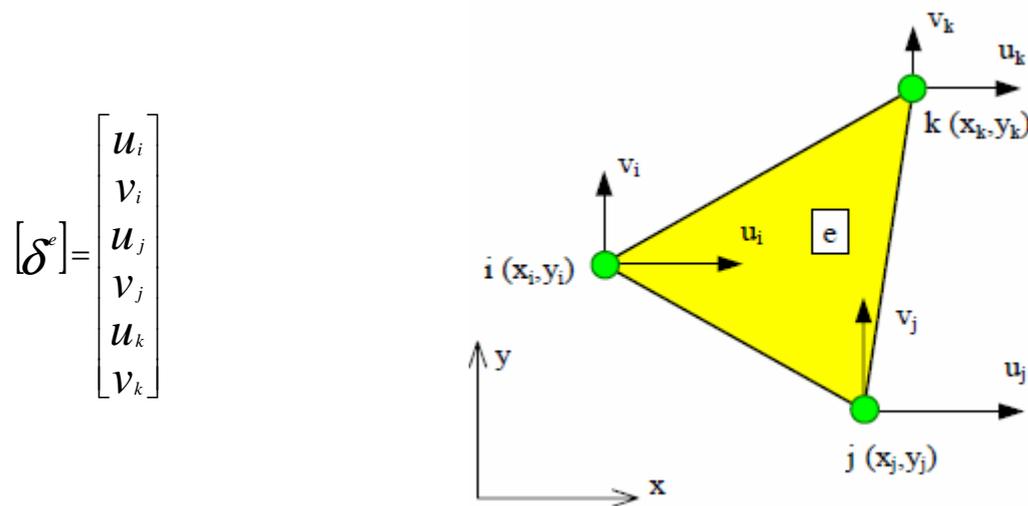
III.6.2. Etude élémentaire.

Considérons l'élément (e) dont les nœuds sont (i,j,k).

III.6.2. 1 Approximation du champ de déplacements sur un élément.

a - Vecteur déplacement élémentaire.

C'est le vecteur qui regroupe les composantes des déplacements des nœuds de l'élément. Il s'écrit :



$$[\delta^e] = \begin{bmatrix} u_i \\ v_i \\ u_j \\ v_j \\ u_k \\ v_k \end{bmatrix}$$

b - Approximation du champ de déplacements.

A l'intérieur de l'élément, le champ de déplacements est défini comme étant une interpolation linéaire des déplacements nœaux :

$$[\delta(X, Y)] = \begin{bmatrix} u(X, Y) \\ v(X, Y) \end{bmatrix}$$

$$\begin{bmatrix} u(X, Y) = N_1^e(X, Y)u_i + N_2^e(X, Y)u_j + N_3^e(X, Y)u_k \\ v(X, Y) = N_1^e(X, Y)v_i + N_2^e(X, Y)v_j + N_3^e(X, Y)v_k \end{bmatrix} \dots \dots \dots (III.7)$$

III.6.3 Expression des déformations en fonction des variables nodales

Les déformations sont égales à :

$$\epsilon_{xx} = \frac{\partial u}{\partial x} \quad \epsilon_{yy} = \frac{\partial v}{\partial y} \quad \gamma_{xy} = \frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x} \dots\dots\dots(III.8)$$

D'où

$$\begin{bmatrix} \epsilon_{xx} \\ \epsilon_{yy} \\ \gamma_{xy} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{\partial N_1^e}{\partial x} & 0 & \frac{\partial N_2^e}{\partial x} & 0 & \frac{\partial N_3^e}{\partial x} & 0 \\ 0 & \frac{\partial N_1^e}{\partial y} & 0 & \frac{\partial N_2^e}{\partial y} & 0 & \frac{\partial N_3^e}{\partial y} \\ \frac{\partial N_1^e}{\partial y} & \frac{\partial N_1^e}{\partial x} & \frac{\partial N_2^e}{\partial y} & \frac{\partial N_2^e}{\partial x} & \frac{\partial N_3^e}{\partial y} & \frac{\partial N_3^e}{\partial x} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} u_i \\ v_i \\ u_j \\ v_j \\ u_k \\ v_k \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} b_1 & 0 & b_2 & 0 & b_3 & 0 \\ 0 & c_1 & 0 & c_2 & 0 & c_3 \\ c_1 & b_1 & c_2 & b_2 & c_3 & b_3 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} u_i \\ v_i \\ u_j \\ v_j \\ u_k \\ v_k \end{bmatrix} \dots(III.9)$$

II.6.4 relations de déplacement de contrainte

Si la déformation du corps élastique dimensionnel est infinitésimale, les contraintes sont exprimées :

$$\epsilon_x = \frac{\partial u}{\partial x}$$

$$\epsilon_y = \frac{\partial v}{\partial y} \dots\dots\dots(III.10)$$

$$\gamma_{xy} = \frac{\partial v}{\partial x} + \frac{\partial u}{\partial y}$$

$$\left\{ \begin{array}{l} \sigma_x = \frac{\nu E}{(1+\nu)(1-2\nu)} e_\nu + 2G\epsilon_x \\ \sigma_y = \frac{\nu E}{(1+\nu)(1-2\nu)} e_\nu + 2G\epsilon_y \\ \sigma_z = \frac{\nu E}{(1+\nu)(1-2\nu)} e_\nu + 2G\epsilon_z \\ \tau_{xy} = G\gamma_{xy} = \frac{E}{2(1+\nu)} \gamma_{xy} \dots\dots\dots(III.11) \\ \tau_{yx} = G\gamma_{yz} = \frac{E}{2(1+\nu)} \gamma_{yz} \\ \tau_{zx} = G\gamma_{zx} = \frac{E}{2(1+\nu)} \gamma_{zx} \end{array} \right.$$

$$\left\{ \begin{array}{l} \varepsilon_x = \frac{1}{E} [\sigma_x - \nu(\sigma_y + \sigma_z)] \\ \varepsilon_y = \frac{1}{E} [\sigma_x - \nu(\sigma_y + \sigma_x)] \\ \varepsilon_z = \frac{1}{E} [\sigma_z - \nu(\sigma_z - \nu(\sigma_x + \sigma_y))] \\ \gamma_{xy} = \frac{\tau_{xy}}{G} \\ \gamma_{yz} = \frac{\tau_{yz}}{G} \\ \gamma_{zx} = \frac{\tau_{zx}}{G} \end{array} \right. \dots\dots\dots(III.12)$$

$$\left\{ \begin{array}{l} \varepsilon_x = \frac{1+\nu}{E} [(1-\nu)\sigma_x - \nu\sigma_y] \\ \varepsilon_y = \frac{1+\nu}{E} [-\nu\sigma_x + (1-\nu)\sigma_y] \\ \gamma_{xy} = \frac{\tau_{xy}}{G} = \frac{2(1+\nu)}{E} \tau_{xy} \end{array} \right. \dots\dots\dots(III.13)$$

Le composant normal d'effort σ_x dans la direction d'épaisseur n'est pas zéro, puisque l'état plat de contrainte satisfait les équations de l'état de l'équilibre (1.56) et de la compatibilité, cet état peut exister en réalité.

Si nous redéfinissons le module de Young et la ration de Poisson par les formules suivantes :

$$E' = \begin{cases} E & (\text{contrainte plane}) \\ \frac{E}{1-\nu} & (\text{déformation plane}) \end{cases} \dots\dots\dots(III.14)$$

La loi des Hooke bidimensionnels peut être exprimée sous la forme :

$$\nu' = \begin{cases} \nu & (\text{contrainte plane}) \\ \frac{\nu}{1-\nu} & (\text{déformation plane}) \end{cases} \dots\dots\dots(III.15)$$

$$\left\{ \begin{array}{l} \sigma_x = \frac{E'}{1-\nu'^2} (\varepsilon_x + \nu' \varepsilon_y) \\ \sigma_y = \frac{E'}{1-\nu'^2} (\varepsilon_y + \nu' \varepsilon_x) \\ \tau_{xy} = G \gamma_{xy} = \frac{E'}{2(1+\nu')} \gamma_{xy} \end{array} \right. \dots\dots\dots (III.16)$$

$$\left\{ \begin{array}{l} \varepsilon_x = \frac{1}{E'} (\sigma_x - \nu' \sigma_y) \\ \varepsilon_y = \frac{1}{E'} (\sigma_y - \nu' \sigma_x) \\ \gamma_{xy} = \frac{\tau_{xy}}{G} = \frac{2(1+\nu')}{E'} \tau_{xy} \end{array} \right. \dots\dots\dots (III.17)$$

La loi des Hooke bidimensionnels peut être exprimé sous une forme unifiée

$$G = \frac{E}{2(1+\nu)} = \frac{E'}{2(1+\nu')} = G' \dots\dots\dots (III.18)$$

CHAPITRE IV
PARTIE COMMANDE DE LA PROTHESE

IV.1. Introduction

La robotique et la volonté apportent des solutions réelles aux gens souffrant de dysfonctionnements physiques.

Comme l'électronique était une discipline magique les circuits disponibles offrant les applications les plus attrayantes.

Ce chapitre s'intéresse d'une manière générale à la réalisation des électrodes, des circuits de commande pour actionner une prothèse du membre supérieur et aussi le positionnement des électrodes.

L'objectif est d'étudier la possibilité d'actionner volontairement une prothèse du membre supérieur commandée par des signaux.

Pour atteindre ces objectifs nous présentons après une courte description littérature, les travaux concernant les expériences effectués, pour trouver le point optimale de positionnement des électrodes, la réalisation des électrodes et le choix du matériau adéquat et ainsi le choix des différents composants électroniques incorporés dans le circuit de commande.

IV.2 .Les muscles responsables sur la fonction de la main

Les muscles sont des moteurs viscoélastiques qui n'ont pas l'équivalent dans l'industrie. Ils ont également la propriété qui est un avantage de fonctionner sans bruits perceptibles.

Les capacités musculaires de l'homme qui ont depuis toujours été secondées.

Le patient apprend petit à petit à exciter correctement les nerfs détournés de leur fonction première pour commander les mouvements qu'il souhaite effectuer.

On appelle position de fonction de la main la position dans laquelle la main se présente naturellement pour saisir un objet [8].

Elle correspond à un état d'équilibre musculaire et articulaire, qui favorise l'efficacité musculaire; à partir de cette position, il est possible de saisir un objet avec le minimum de mouvement.

Le corps charnu des muscles fléchisseurs des doigts est situé dans la loge antérieure de l'avant-bras, les muscles extenseurs des doigts sont aussi des muscles extrinsèques, celles-ci sont moins nombreuses, il n'en existe qu'au poignet [9].

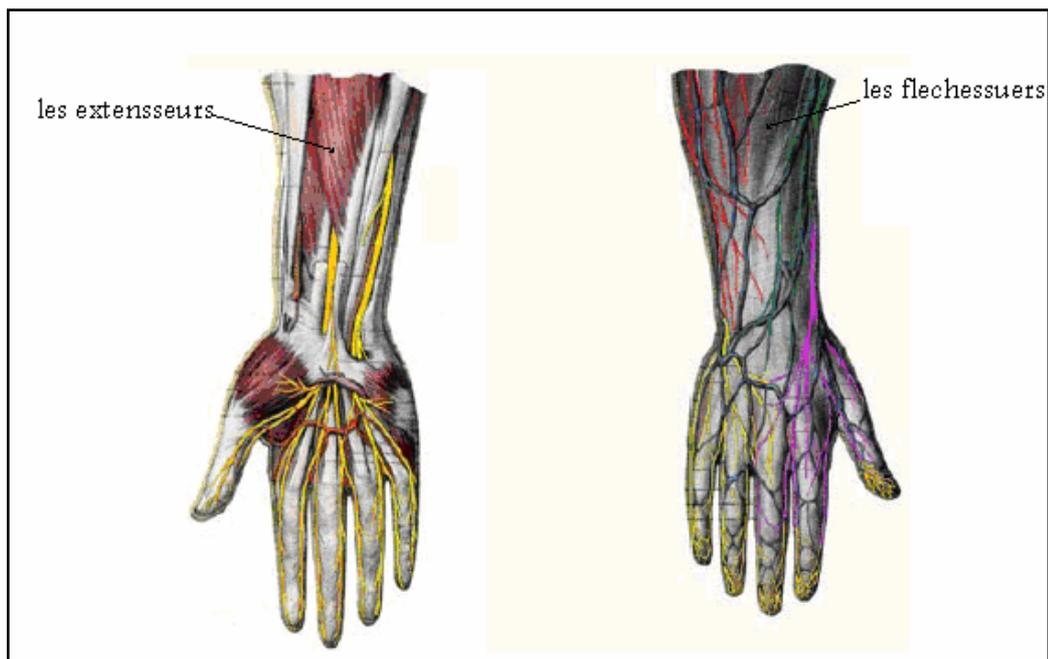


Fig IV.1 photo des muscles extenseur et fléchisseur

IV.3. L'électrostimulateur

La qualité musculaires des membres supérieurs chez un handicapé joue un rôle important pour arriver à une certaine performance il faut des applications en termes d'entraînement et réadaptation.

On peut activer artificiellement les muscles encore vivants mais qui ne sont plus sous contrôle volontaire du patient par le biais d'un électrostimulateur, qui va introduire directement la qualité du résultat fonctionnel.

IV.3.1 Le principe de fonctionnement de l'électrostimulation

Le principe de l'électrostimulation est de stimuler les fibres nerveuses périphériques des muscles au moyen d'impulsions électriques brèves transmises par des électrodes placées sur la surface de la peau.

Les impulsions électriques générées par les stimulateurs permettent de stimuler différents types de fibres nerveuses.

Le principe de fonctionnement d'un électrostimulateur est très simple et reproduit fidèlement les processus qui interviennent dans la contraction musculaire commandée par notre cerveau. Lorsque nous décidons de contracter un muscle, notre cerveau envoie un ordre sous forme de courants électriques qui se déplacent à grande vitesse *via* les fibres nerveuses. Arrivés à destination, ces courants électriques excitent le nerf moteur qui transmet alors l'information au voisinage immédiat du muscle et déclenche la contraction musculaire.

Avec l'électrostimulation, l'excitation est produite directement sur le nerf moteur par des impulsions électriques 'optimales'. Grâce à ce processus, le muscle est incapable de faire la différence entre une contraction volontaire (déclenchée par le cerveau) et une contraction

Electro-induite, le travail produit est le même, quelle que soit la nature de l'ordre donné.

L'objectif en complément de la musculation pour renforcer des zones plus faibles, un électrostimulateur de qualité professionnelle travaille parfaitement le muscle, cette pratique est utilisée par tous les kinésithérapeutes depuis de nombreuses années [10].

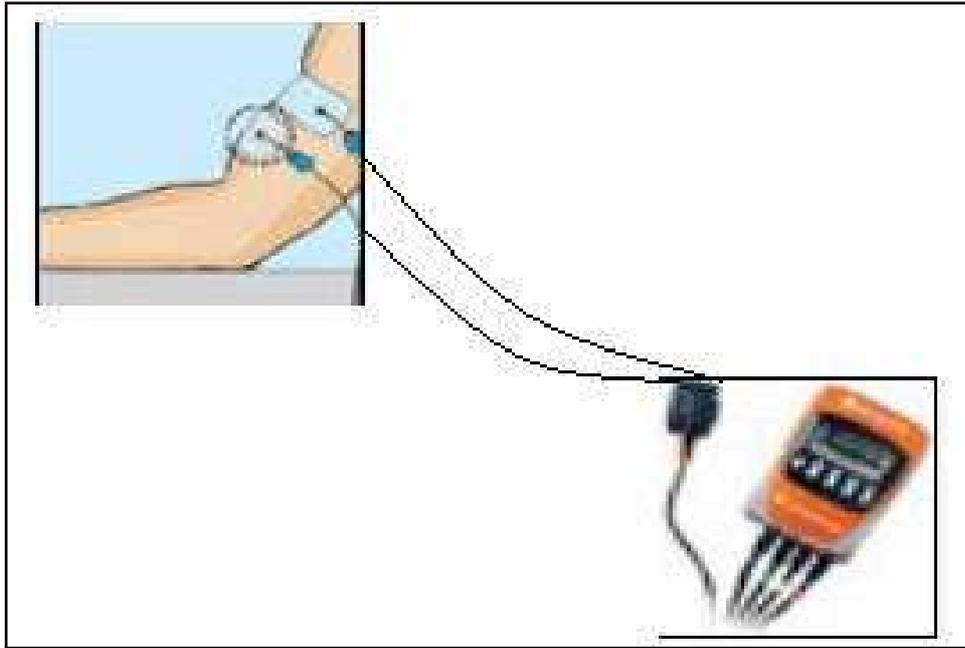


Fig IV.2 l'électrostimulateur

IV.4 Les différents capteurs utilisés dans l'application de la robotique

IV.4.1 Périphériques de type Phantom

Le retour de force a été associé à des périphériques permettant d'entrer des données dans l'espace tridimensionnel.

Les plus abouties actuellement sont les produits de type Phantom de Sensable technologies [17] (voir FIG IV.3) qui se composent d'une sorte de levier manipulable dans l'espace.

Celui-ci a la capacité de résister au mouvement de l'utilisateur en fonction de sa position et de son orientation.

Ce type de périphériques est particulièrement bien adapté aux métiers de la Conception 3D[11].

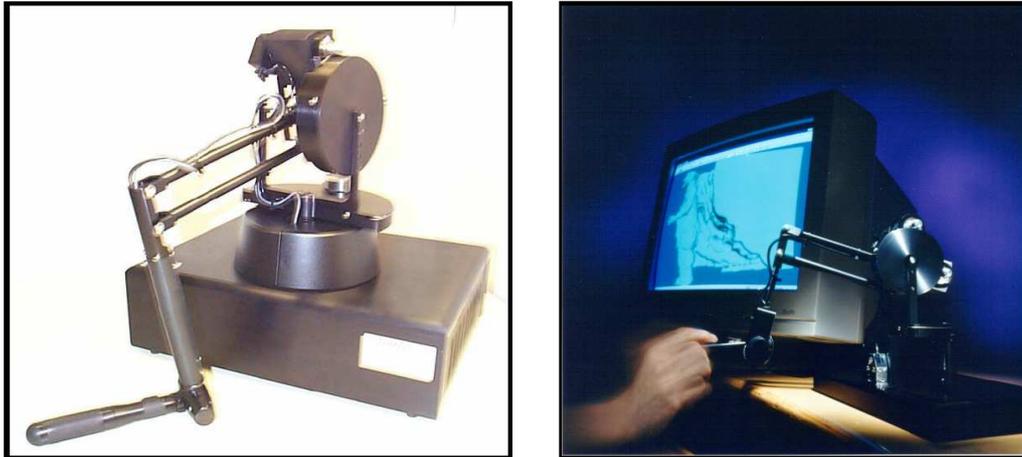


Fig. IV.3 Périphérique Phantom de Sensable technologies

IV.4.2 Périphériques de type exosquelette

Certaines sociétés ont mis sur le marché des outils de type exosquelettes [9], destinés à se placer directement sur les membres d'un utilisateur et d'appliquer des forces. Ces dispositifs ne sont pas encore accessibles au grand public, compte tenu de leur prix encore élevé et du manque d'applications compatibles. Mais ces périphériques représenteront sans doute, dans le futur, une possibilité intéressante d'interagir avec un ordinateur.



Fig IV.4 Périphériques Cybergrasp & CyberForce de Immersion

Le gant Cybergrasp, développé par la société Immersion [12], est un produit de type exosquelette relativement innovant. Il se compose d'une armature métallique reliée par des fils sur chaque doigt. Il permet donc d'appliquer à chaque doigt une force indépendante mais uniquement dans le sens de l'ouverture de la main. Il n'est donc pas possible de contrôler totalement la main.

Cet outil souffre encore de quelques contraintes, comme l'encombrement de sa partie métallique, ou le fait qu'il doive être relié par des câbles jusqu'à sa boîte de contrôle. d'ailleurs, pour être utilisable efficacement, ce dispositif doit être placé sur un gant de capture 3D de type Cyberglove.

La même société a également développé le Cyberforce. Il s'agit d'un périphérique à retour de force qui permet de contrôler le poignet dans l'espace (voir la figure FIG IV.4).

Il s'utilise conjointement au Cybergrasp et offre donc un système efficace pour l'avant bras et la main. La société Immersion est actuellement sans grande concurrence sur ce marché. Mais, dans le milieu de la recherche, des périphériques intéressants ont également été développés voir (figure FIG IV.5).

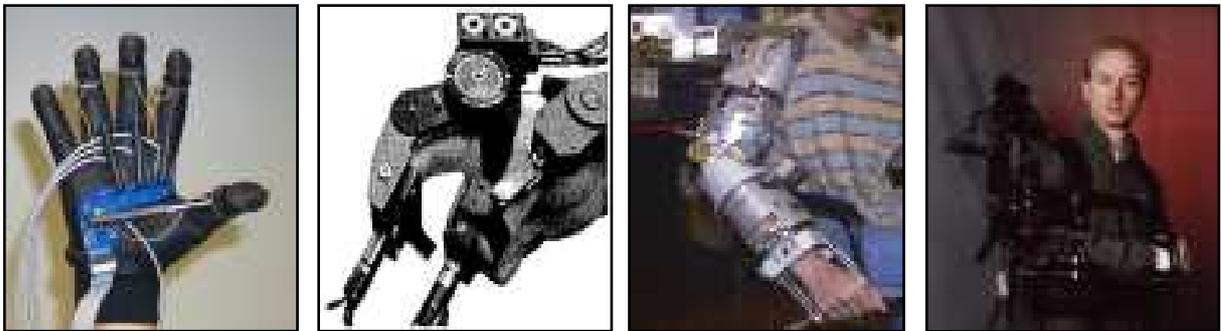


Fig. IV.5 Systèmes médicaux avancés : DaVinci de IntuitiveSurgical [13]

IV.4.3 Périphériques médicaux

Dans le domaine médical, des solutions existent pour la simulation d'opérations chirurgicales ou pour l'aide lors de l'opération. Ce type de matériel fait certainement partie des outils les plus aboutis actuellement. L'opération reviendra plus précisée sur ce type de périphériques.

IV.5.Bio Modèle [24]

Cette librairie est développée dans le cadre du projet CO-ME par *Anderson Maciel*. Elle permet notamment de gérer un ensemble d'objets virtuels, selon leurs propriétés physiques. Chaque objet est composé d'un ensemble de molécules virtuelles qui interagissent ensemble selon des lois physiques.

Chaque molécule peut être considérée comme un ensemble de molécules réelles ayant les mêmes propriétés.

Cette librairie a été utilisée pour gérer les objets déformables du système, mais également pour obtenir les forces de réactions de ces objets au contact de la main virtuelle.

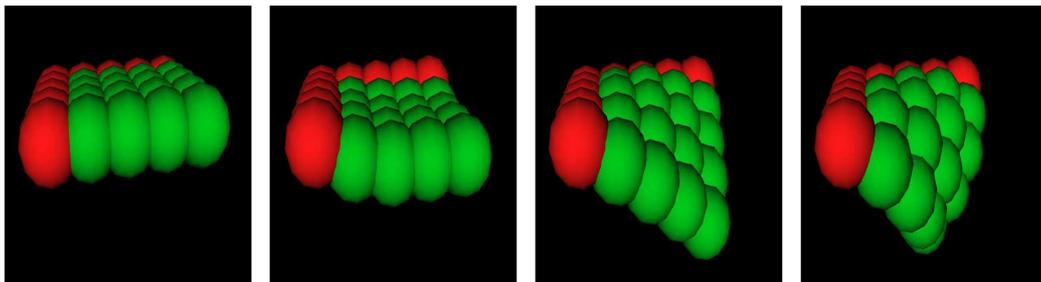


Fig IV.6 Exemple de déformation en fonction de temps

IV.6. Les électrodes

Le bras robotisé détecte alors les commandes envoyées par des muscles grâce à des capteurs.

Les électrodes sont à la fois plus sensibles au signaux myoélectrique du patient et moins sensibles aux signaux extérieur qui parasitent le système, car ils sont renforcé par un blindage réduire l'influence des micro ondes de la lumière visible et d'autre champs électromagnétique au voisinage d'un objet en interposant une barrière entre la source du champ et l'objet à protéger.les blindage électromagnétique sont utilisé pour protéger des équipements électriques et les radiofréquences.

Les électrodes nous permettent de détecter et d'analyser des signaux qui se traduisent par de très faibles tensions électriques, de l'ordre de $15 \mu\text{v}$ [15].

Il faut toujours conservés après l'amputation des potentiels musculaires [16].

IV.6.1 Les électrodes réalisées

On a réalisé des électrodes capables de détecter des signaux musculaires.

On a réalisé des électrodes renforcé par un blindage qui peuvent parasitées des signaux extérieurs (ex ondes de téléphone portable lumière etc.).

Des électrodes placées au contact de la peau captent les signaux musculaires qui sont envoyés à un moteur placé dans la main à travers une chaîne de commande. Le moteur se met en action grâce à l'énergie fournie par une pile, déclenchant ainsi l'ouverture et la fermeture de la main.



FigIV.7 les électrodes réalisées

La figure ci-dessus montre les électrodes réalisées selon leur rôle. Les résultats sont reliées à la position des électrodes qui joue un rôle primordial.

IV.6.2. Le matériau utilisé pour les électrodes.

Le matériau utilisé pour la réalisation des électrodes est le titane, le titane est un métal de transition léger, qui résiste à la corrosion[23].

IV. 6.2.1. Propriétés physiques de base

Les caractéristiques physiques remarquables du titane:

- sa masse volumique est environ 60% de celle de l'acier
- son module de Young est très proche de celui des structures osseuses.

IV. 6.2.2. Biocompatibilité

Le titane est l'un des métaux les plus biocompatible, avec l'or et le platine, c'est-à-dire qu'il résiste totalement aux fluides corporels. De plus, il possède une haute résistance mécanique et un module d'élasticité très bas, ce qui le rend compatible avec les structures osseuses.

IV. 6.2.3. Résistance au feu

Sa résistance au feu, notamment d'hydrocarbures, est très bonne. Ce la dit en premier lieu à la résistance de la couche d'oxyde qui évite la pénétration de l'hydrogène dans le matériau. En outre, la faible conductivité thermique du titane protège plus longtemps les éléments internes d'une élévation de température.

IV. 6.2.4. Propriétés chimiques

- **Corrosion classique du titane**

Le titane est un métal extrêmement oxydable. Dans la série des potentiels électrochimiques standards, il se place au voisinage de l'aluminium, entre le magnésium et le zinc il n'est donc pas un métal noble, l'une des causes de la résistance à la corrosion du titane est le développement d'une couche protectrice passivante de quelques fractions de micromètre, constituée majoritairement d'oxyde TiO_2 , cette couche est intègre et très adhérente.

En cas de rayure de la surface, l'oxyde se reforme spontanément en présence d'air ou d'eau. Il y a donc inaltérabilité du titane dans l'air, l'eau et l'eau de mer. De plus cette couche est stable sur une large gamme de PH de potentiel et de température.

- **Corrosion spécifique du titane**

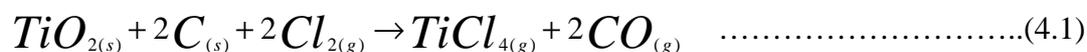
Le titane est très peu sensible aux modes particuliers de corrosion tels que la corrosion cavernueuse ou la corrosion par piqûre. Ces phénomènes ne sont observés qu'en cas d'utilisation dans un domaine proche d'une limite pratique de tenue à la corrosion générale. Les risques de corrosion sous contrainte apparaissent dans les conditions suivantes:

- à froid dans l'eau de mer (présence d'entailles aiguës seulement).
- Dans certains milieux particuliers tels que le méthanol anhydre.
- à chaud, en présence de NaCl fondu.

IV. 6.2.5. Le procédé Kroll et l'obtention du titane Haute pureté

Le procédé Kroll

La première étape consiste à opérer une carbochloration sur le dioxyde de titane. Le produit est obtenu par action du chlore gazeux sur l'oxyde vers 800°C, le tout sur lit fluidisé selon la réaction:



Le tétrachlorure de titane, dont la température d'ébullition est de 136°C, est récupéré par condensation décanté, filtré et purifié par distillation fractionnée. Le procédé de réduction qui s'ensuit consiste alors à faire réagir ce tétrachlorure en phase gazeuse sur du magnésium liquide selon la réaction:



La réaction est réalisée sous vide ou sous gaz inerte (argon).

IV. 6.2.6. L'utilisation du titane dans le secteur biomédical

On dispose actuellement d'un retour d'expérience d'une petite trentaine d'années d'utilisation dans le domaine médical. Son emploi s'est développé en raison de son caractère biocompatible.

En effet, l'os adhère spontanément au titane ce qui en fait un matériau privilégié pour la réalisation de prothèse. En plus de cet aspect biocompatible, le titane est mécanocompatible. Le titane fait une percée importante dans le domaine de l'odontologie où il sert d'implant sur l'os pour le support de prothèses.

Toutefois, des études récentes mettent un bémol à la biocompatibilité du titane que l'on pensait jusque-là. Des études récentes font état d'une toxicité cellulaire du titane responsable dans certains cas d'une ostéolyse aseptique conduisant à la perte de la prothèse orthopédique. En bouche, le titane réagit au contact de la salive, en particulier quand d'autres métaux (alliages, amalgames) coexistent. En outre une part faible de la pollution (4%) y serait allergique.

Il faut enfin signaler l'apparition d'outillage en titane pour la chirurgie, comme les forets creux refroidis à l'eau. A l'inverse de l'acier, tout débris d'outil en titane pouvant rester dans le corps n'occasionnera pas d'infection postopératoire, du fait de sa biocompatibilité.

IV.7 Le positionnement des électrodes

Les capteurs positionnés précisément sur les muscles cibles.

Pour un fonctionnement optimal de la prothèse, le choix du positionnement des électrodes est primordial

Une électrode mal placée sera inefficace, voire provoquera des parasites.

IV.8 Le principe de fonctionnement

Au repos un muscle produit un courant électrique de l'ordre de 15 jusqu'à 20 μ v.

Quand on fait une contraction musculaire, ce potentiel augmente, le principe de commande de la prothèse est de détecter ces variations des tensions par le biais des électrodes placées sur le muscle, on mesure le signal capté, puis on représente ce dernier.

Le trigger de schmitt permet la normalisation du signal, le signal capté est injecté directement dans les entrées du circuit de commande, qui peut fournir à sa sortie une loi de commande pour faire tourner le moteur dans le sens désiré en s'appuyant sur un circuit de puissance, le principe de fonctionnement représenté dans le schéma Ci-dessous.

La fermeture et l'ouverture de la prothèse sont commandées par des électrodes une électrode actionne l'ouverture et l'autre actionne la fermeture.

Des capteurs incorporer au niveau des bouts des doigts pour arrêter le moteur.

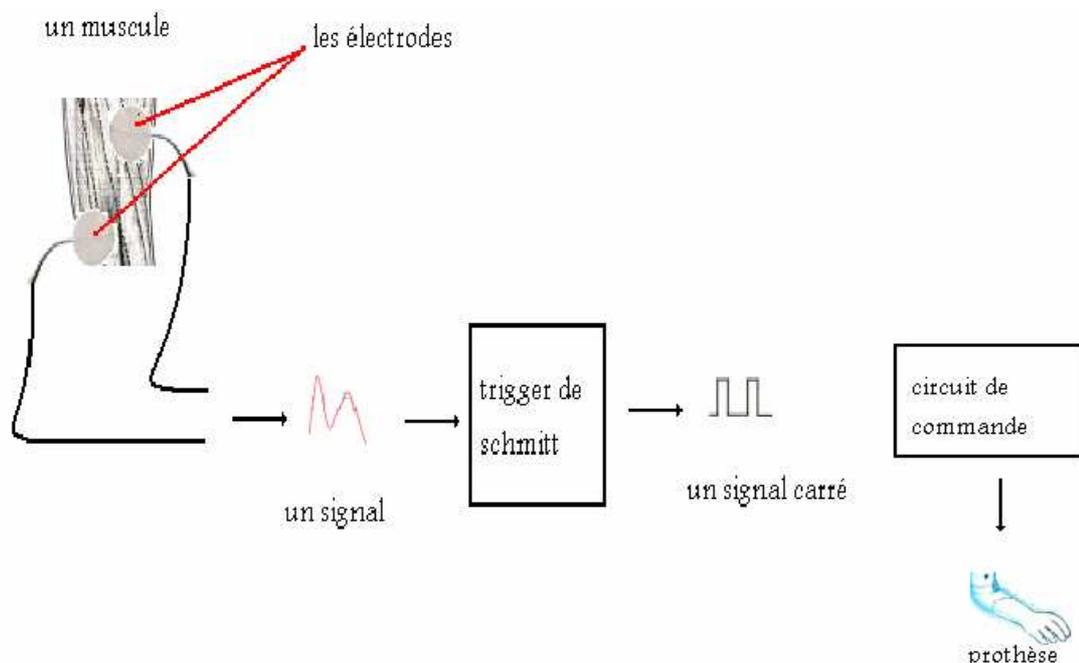


Fig IV.8 le schéma de fonctionnement

IV.9. Trigger de Schmitt

Le trigger de Schmitt est un montage appelé aussi bascule à seuil [18]. En effet deux seuils sont créés entre le niveau logique 0 et 1 [21].

Tant que la tension d'entrée n'a pas atteint

le seuil de basculement V_{T+} , la tension de sortie reste au niveau haut.

Lorsque la sortie a changé d'état ($S = 0$),

la tension d'entrée doit redescendre jusqu'au seuil de basculement V_{T-} pour provoquer un nouveau basculement.

Le rôle de trigger est de basculer de manière franche la sortie S alors que la tension des entrées E varie [21].

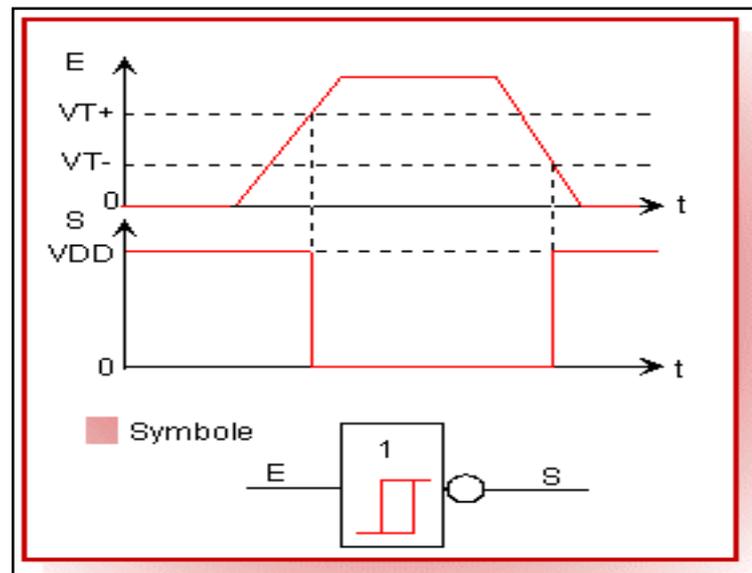


Fig IV.9 le principe de fonctionnement d'un trigger de schmitt

Les constructeurs fournissent pour un circuit donné, la caractéristique de transfert. Elle indique les seuils V_{T+} et V_{T-} , pour une tension d'alimentation donnée [18].

L'hystérésis est la différence :

$$V_{T+} - V_{T-}$$

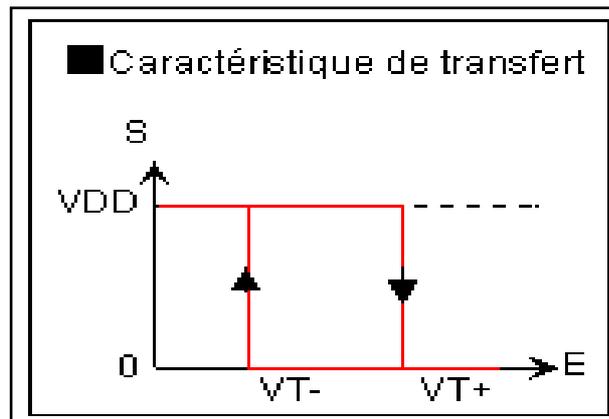


Fig IV.10 la fonction de transfert

IV.10. Circuit de commande

Pour faire varier électroniquement la vitesse d'un moteur à courant continu, il existe deux principale techniques [14].

La première fait varier purement et simplement sa tension d'alimentation, cette solution, bien que fonctionnel présente plusieurs inconvénients: perte de couple à bas régime, démarrage brutal à une vitesse éloignée de l'arrêt, effet joule important car l'énergie dissipée par les composant (plus le moteur tourne lentement, plus les transistors de puissance chauffent.

La seconde, bien plus efficace, consiste à envoyer des impulsions à une fréquence suffisamment élevée pour ne pas gêner la rotation du moteur.....

La tension d'alimentation reste maximale durant le temps d'impulsion, il suffit de faire varier sa durée. On appelle cette technique la "MLI" "modulation en largeur d'impulsion".

IV.10. Conclusion

Le travail présenté dans ce chapitre concerne l'étude du circuit de commande et des électrodes, l'étude est faite en collaboration avec les physiciens (laboratoire de physique) et des électroniciens.

Notre contribution a porté sur l'adaptation d'un circuit pour varier la vitesse d'ouverture et de fermeture de la prothèse.

Les résultats obtenus sont satisfaisants, les électrodes réalisées sont opérationnels et peuvent détecter la variation du signal.

Les contraintes principales sont de mettre en place des outils précis, fiables, fournissant des analyses.

En perspective, au lieu de commander la prothèse par des contractions musculaires on peut commander cette dernière par la pensée.

CHAPITRE V
RÉSULTAT ET DISCUSSION

V.1. Introduction

Dans ce chapitre, nous allons présenter les résultats obtenus, dans plusieurs configurations. Afin de tester l'homogénéité de la main conçue par moldflow.

Dans la pratique, pour que l'application des électrodes réalisées fonctionne de manière acceptable et que la sensation de l'utilisateur soit suffisamment réaliste, il est nécessaire de trouver le point optimal pour positionner ces derniers.

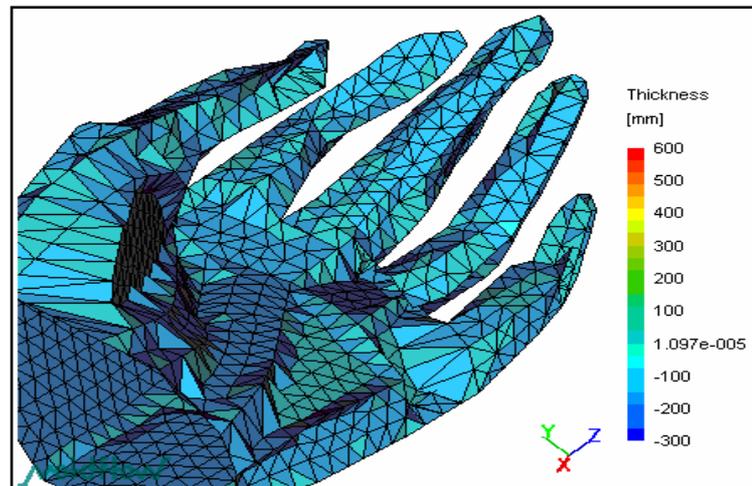
Les résultats concernent également le comportement mécanique de la pince dans l'influence de l'application d'une force de préhension on a calculé :

- Les déplacement U_x , U_y , U_z .
- les Contraintes.
- les déplacement du centre de gravité.

V.2. Les résultats obtenus concernant la main interne

V.2.1. l'épaisseur de la main conçu par moldflow.

La FIG V.1 représente le maillage réalisé par MOLDFLOW on constate que l'épaisseur obtenu est presque uniforme.



FIGV.1 l'épaisseur de la main

V.2.2. L'allongement (rapport d'aspect)

L'allongement est le critère de ténacité d'une matière il s'exprime sous forme d'une fonction longueur /hauteur d'une surface des grands allongements peuvent réduire l'exactitude des résultats de simulation ou dans certains cas faire échouer l'analyse.

L'allongement considère comme un moyen de vérification de la qualité du maillage.

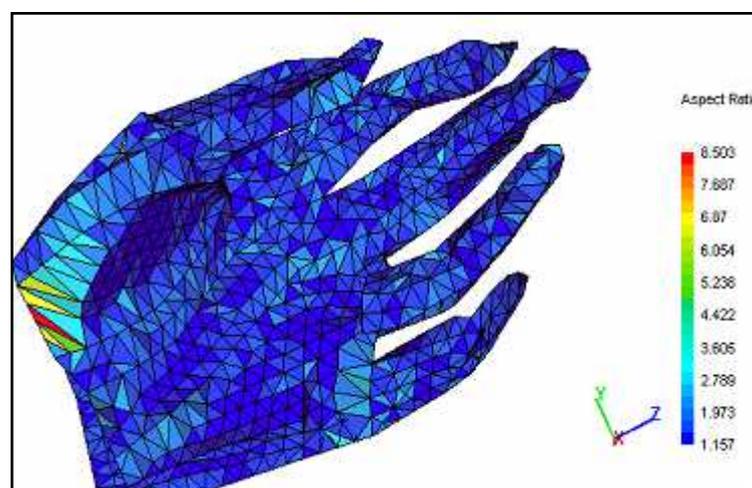


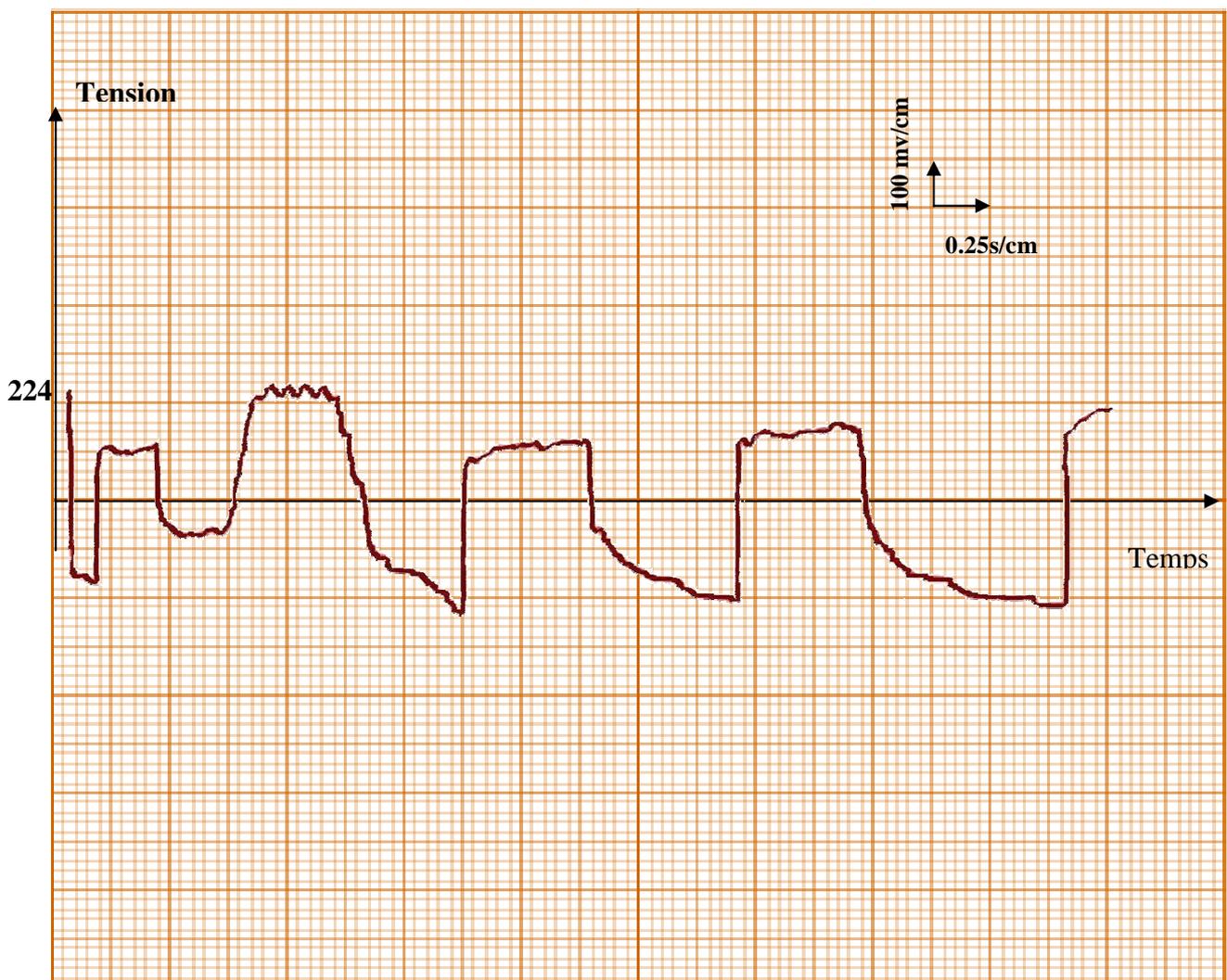
FIG V.2 l'allongement de la main conçue

V.3. détermination du point optimal

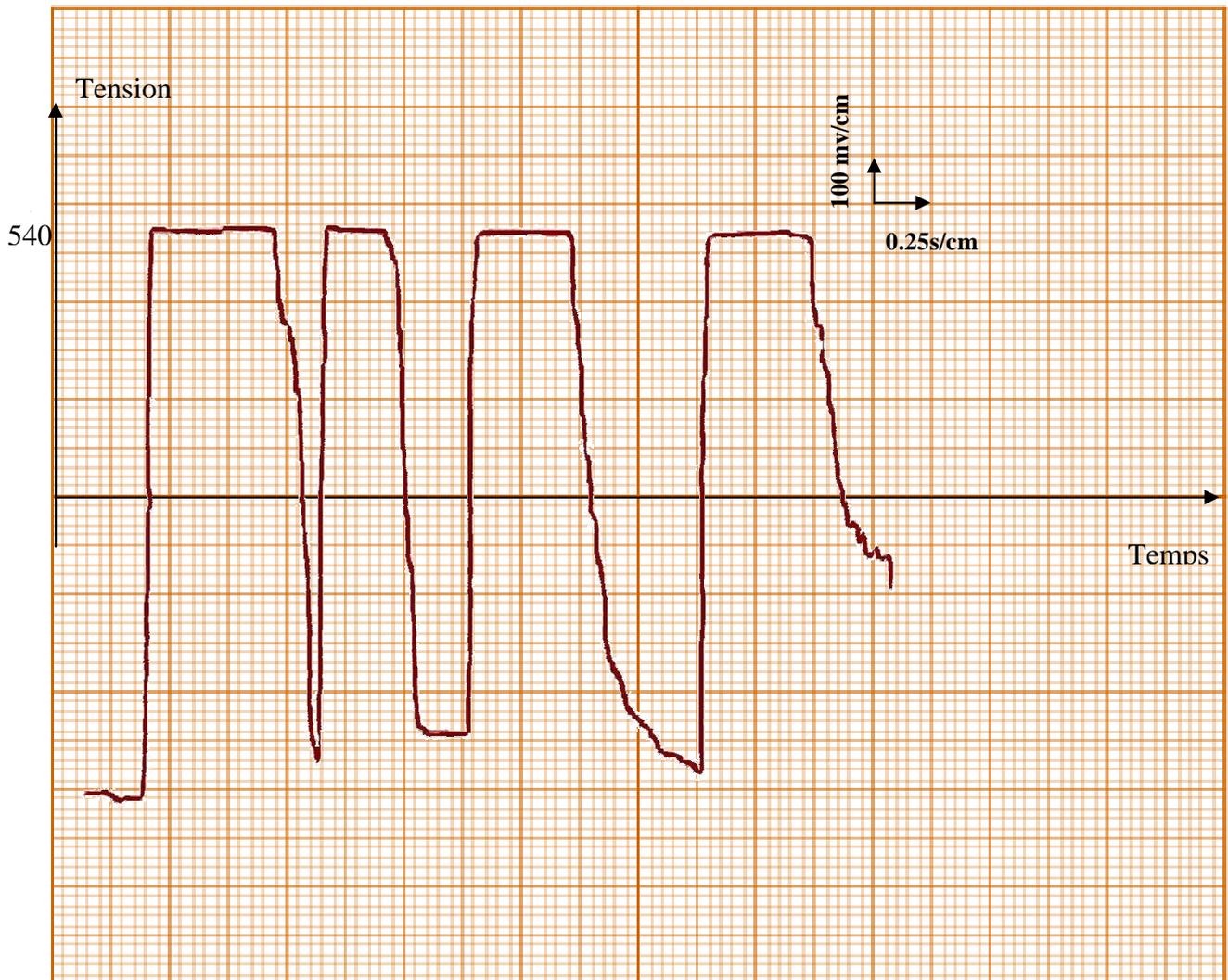
Une expérience est faite au niveau du laboratoire de physique, dont l'objectif est d'enregistrer la différence de tension entre l'état repos d'un muscle et l'état d'une contraction musculaire et aussi de trouver le point optimal sur lequel les électrodes sont positionnées.

Les électrodes reliés par une table traçante permettant de tracer et de suivre l'évolution du signal.

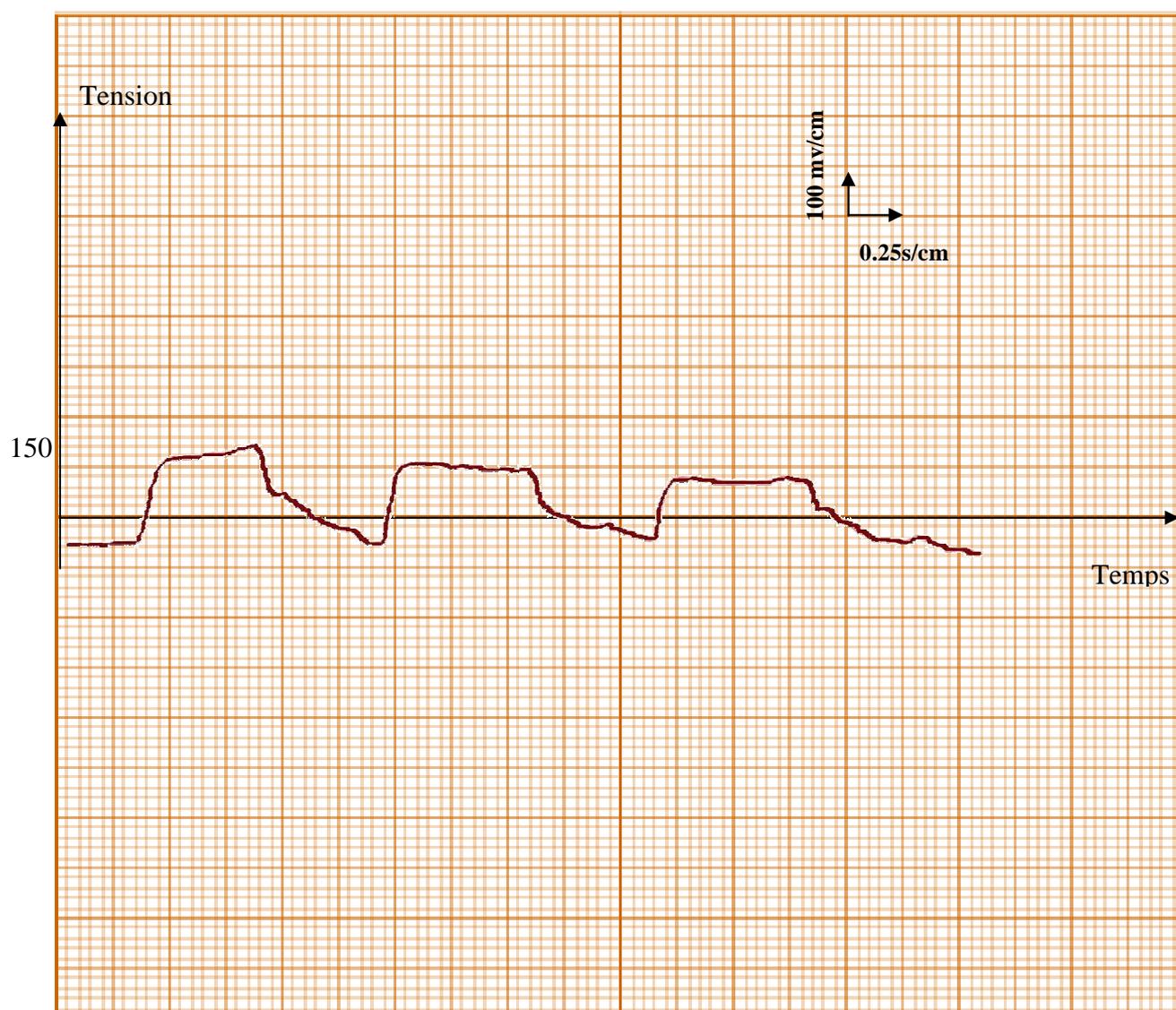
Le signal tracé correspond à différence de tension entre les deux points de positionnement des électrodes.



FIGV.4 la mesure de la tension en fonction de temps durant la position des électrodes sur le point A.



FIGV.5 la mesure de la tension en fonction du temps durant la position des électrodes sur le point B



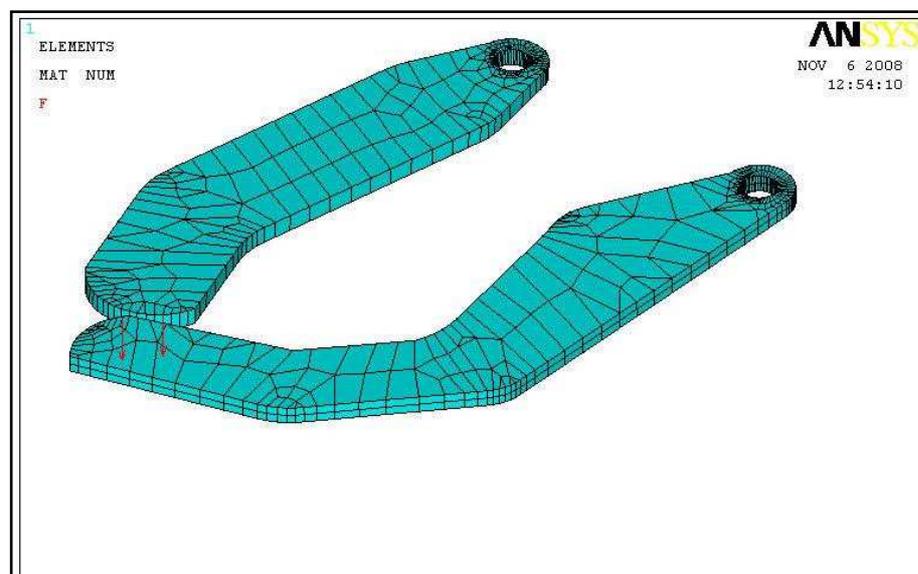
FIGV.6 la mesure de la tension en fonction du temps durant la position des électrodes sur le point C.

Pour chaque graphe on a repositionné les électrodes et on a appliqué un test de mesures répétées d'après ce test, il existe de différentes valeurs significatives entre les trois séries de mesure réalisées.

A partir de ce résultat, nous avons défini le point optimal représenté dans **la FIG V.6**.

V.4. Les différentes déformations analysé par ANSYS

On a appliqué une force de 0.13N aux extrémités des deux doigts, ces derniers sont encastrés au niveau des articulations.

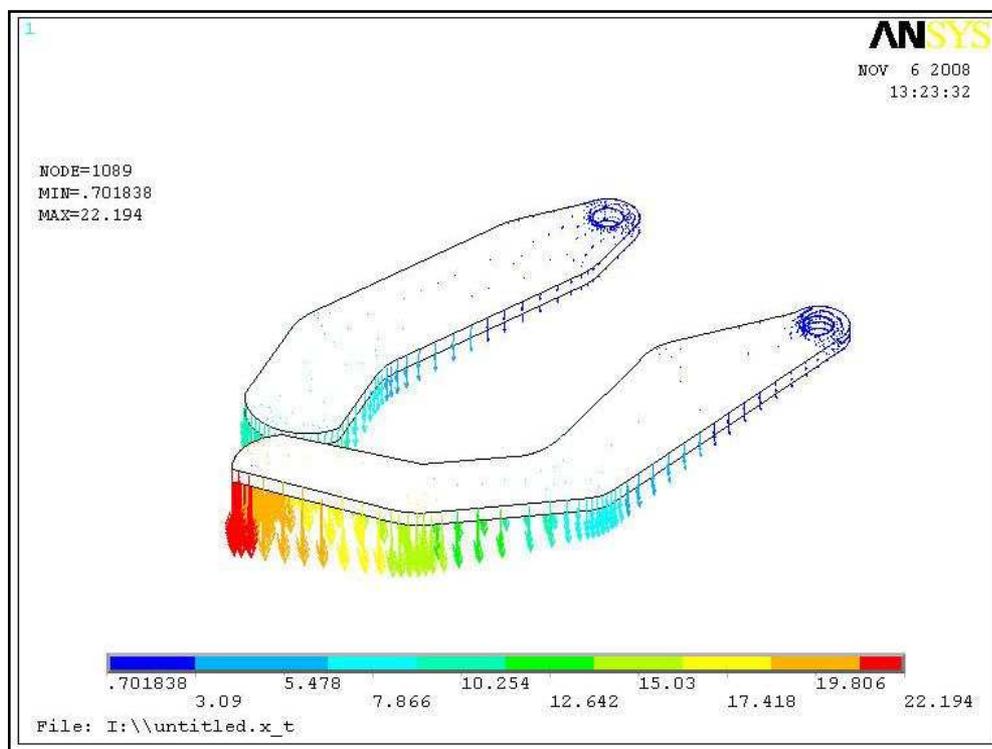


FIGV.7 l'application d'une force aux extrémités des doigts.

V.5 Le vecteur de déplacement :

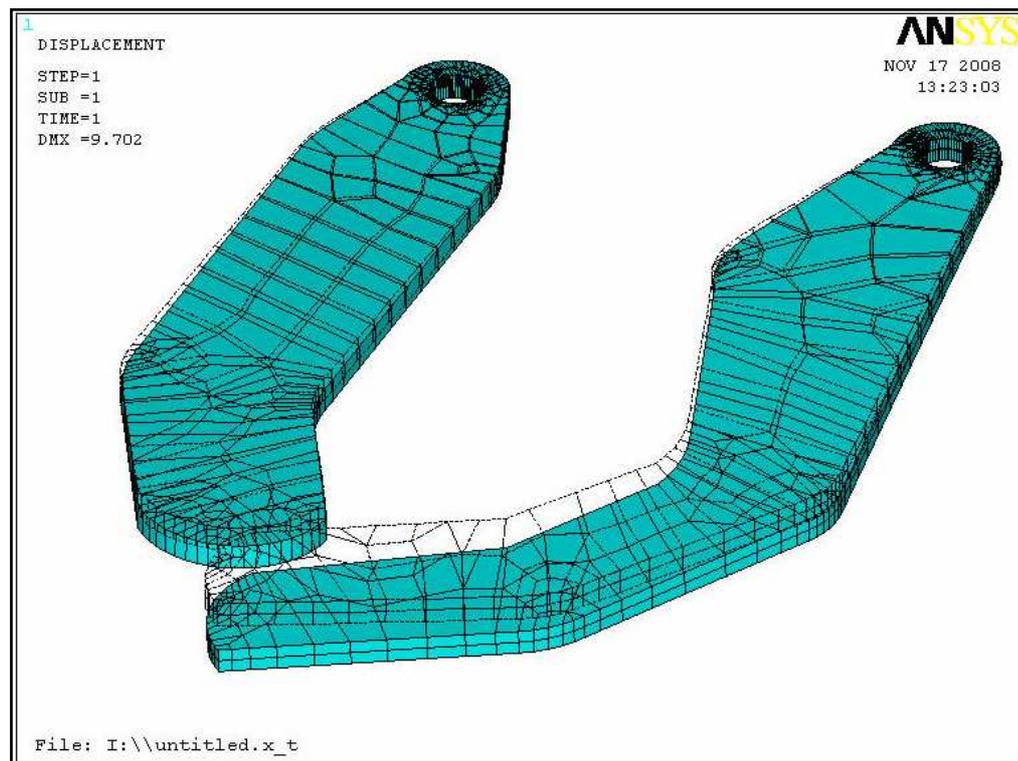
le mouvement entre deux images I1 et I2 se définit généralement sous la forme d'un champ de mouvement associé à l'une ou l'autre des images I1 et I2 et constitué de vecteurs de déplacement se rapportant chacun à un point de l'image concernée. le vecteur de déplacement est un vecteur à deux dimensions représentatif de la différence de position entre le pixel de l'image I1 et le pixel associé à l'image I2 se rapportant au même point physique de la scène filmée.

Après l'application d'une charge sur l'élément conçu on a obtenu un déplacement de 0,7 jusqu'à 22mm. voir figure V.8.



FIGV.8 le vecteur de déplacement.

V.6 Les résultats présentés concernent la solution nodale



FIGV.9 la forme déformé

Vue la forme déformé par rapport a celle non déformé, cette figure montre la déformation (déplacement) de l'ensemble indexe et pouce suivant la direction Y. En voit que le plus grand déplacement est situé à extrémité, ce qui est confirmé par le vecteur de déplacement de la figure précédente **FIGV.8**. On constate que l'indexe se déforme beaucoup plus que le pouce on raison de sa longueur.

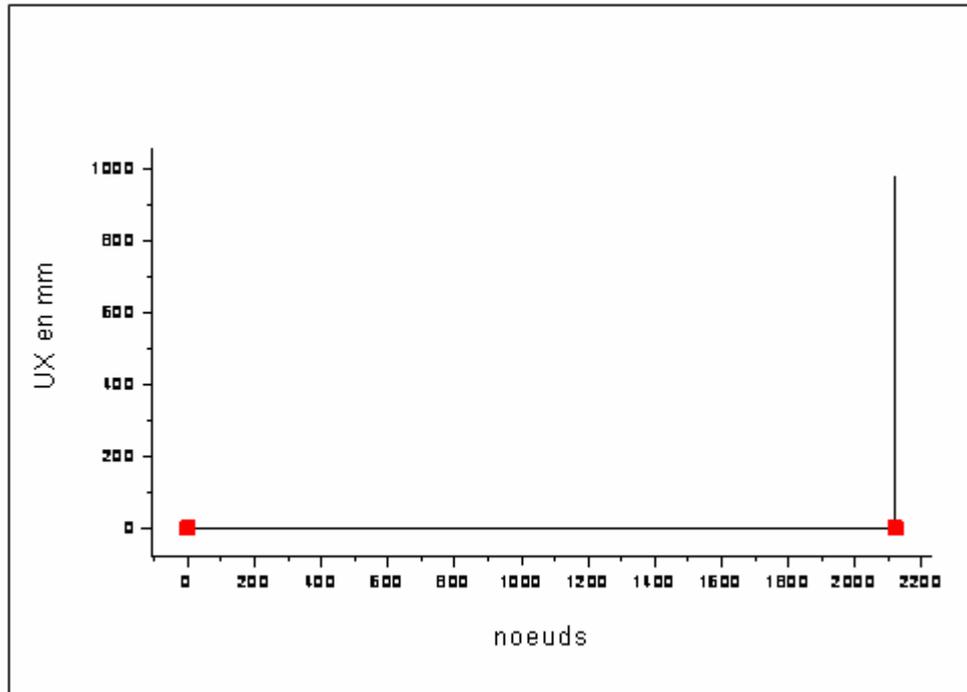


FIG.10.a

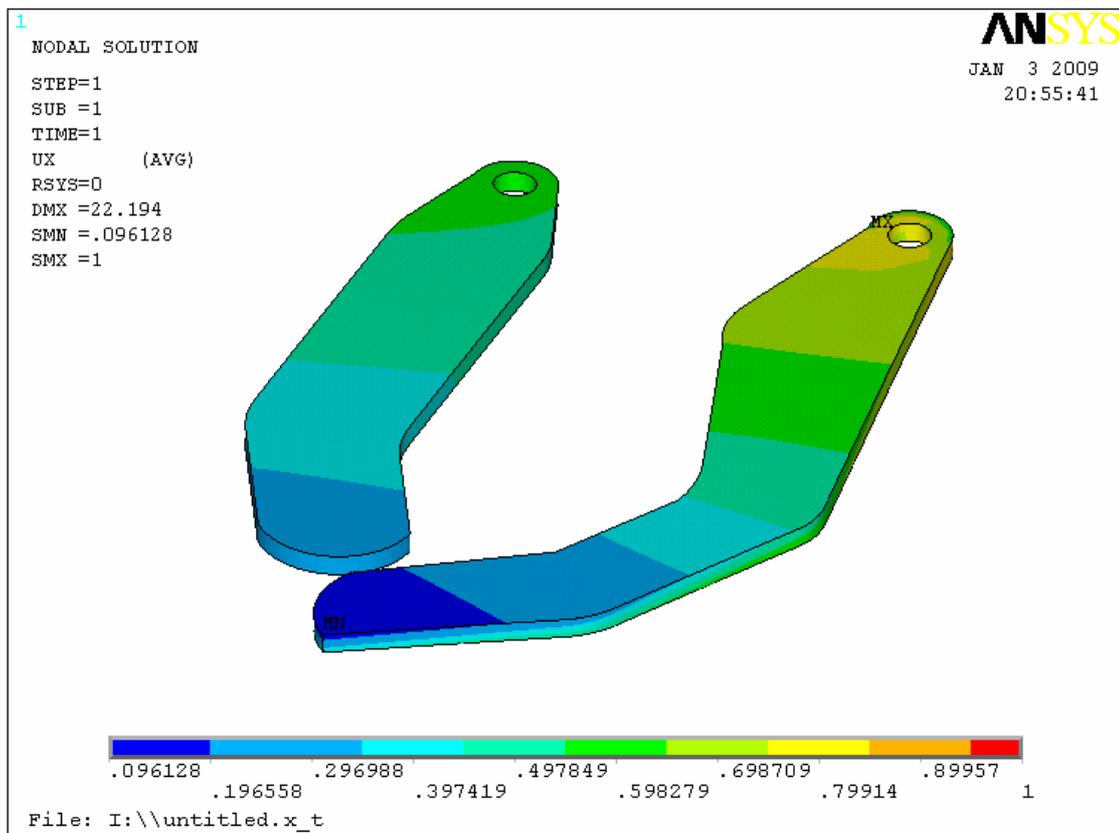


FIG.10.b

FIGV.10 (a et b) : champ de déplacement des doigts suivant l'axe X

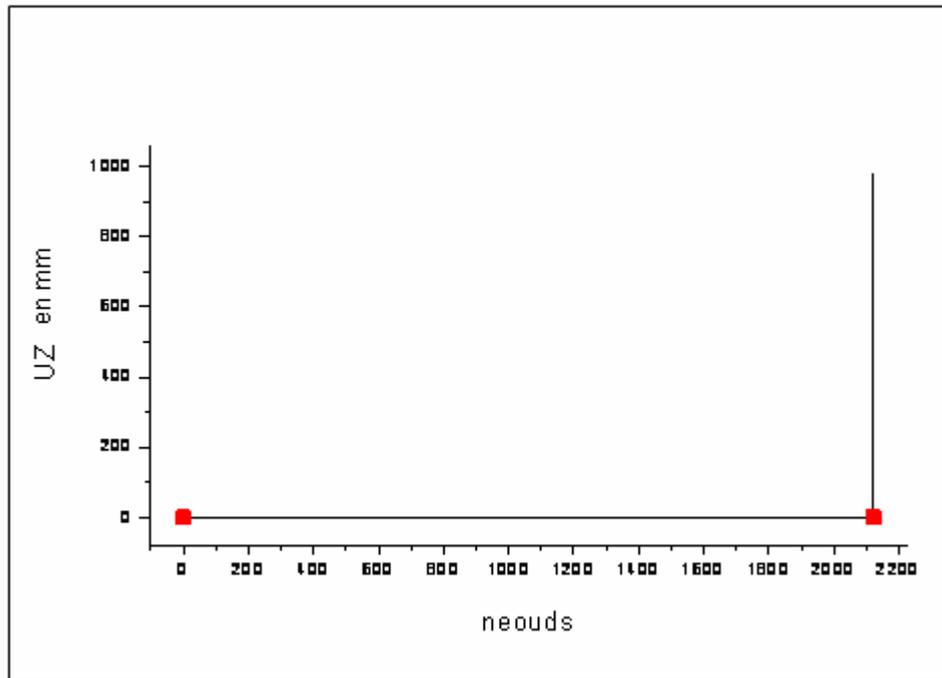


FIG.11.a

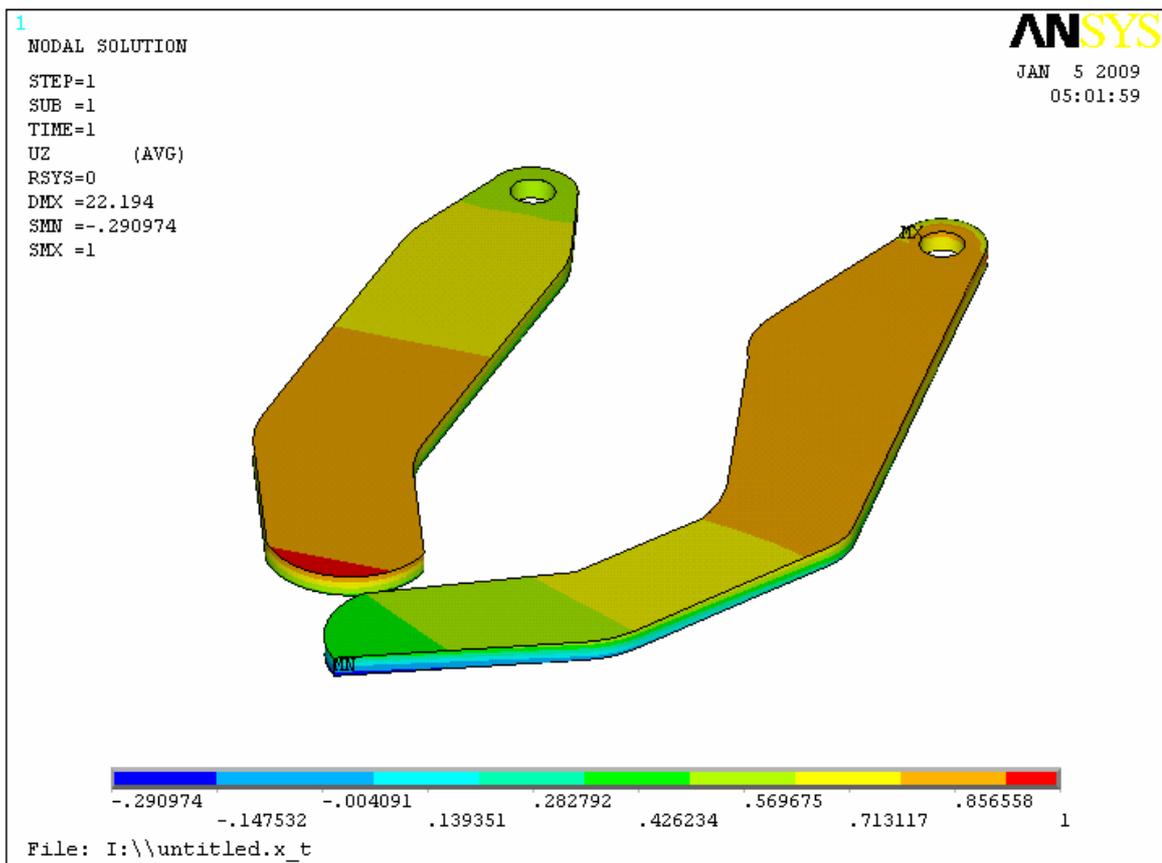


FIG.11.b

FIGV. 11(a et b) champ de déplacement des doigts suivant l'axe Z

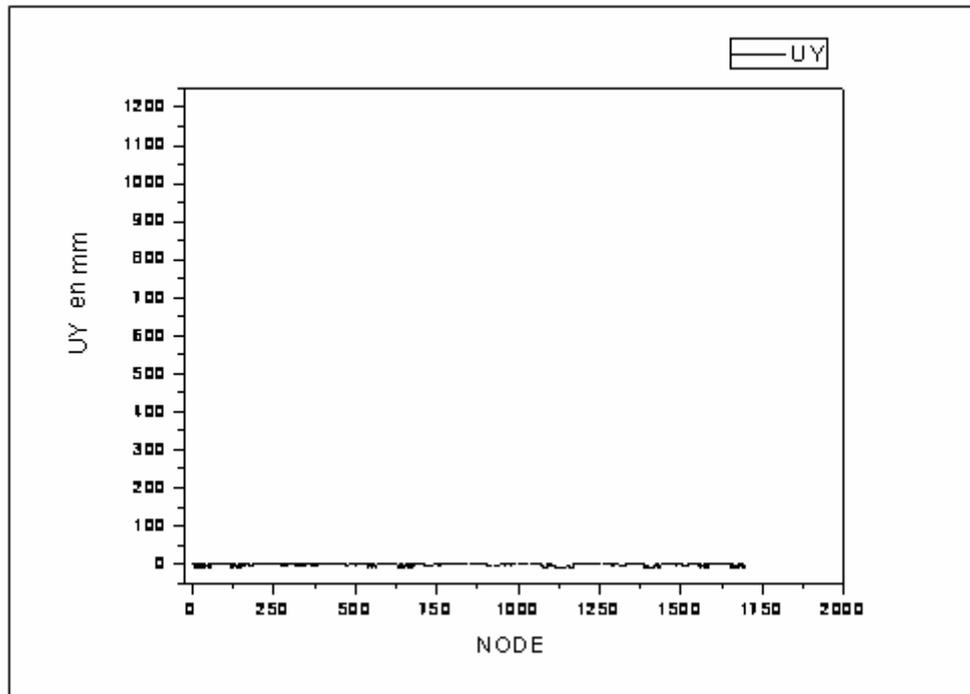


FIG.12.a.

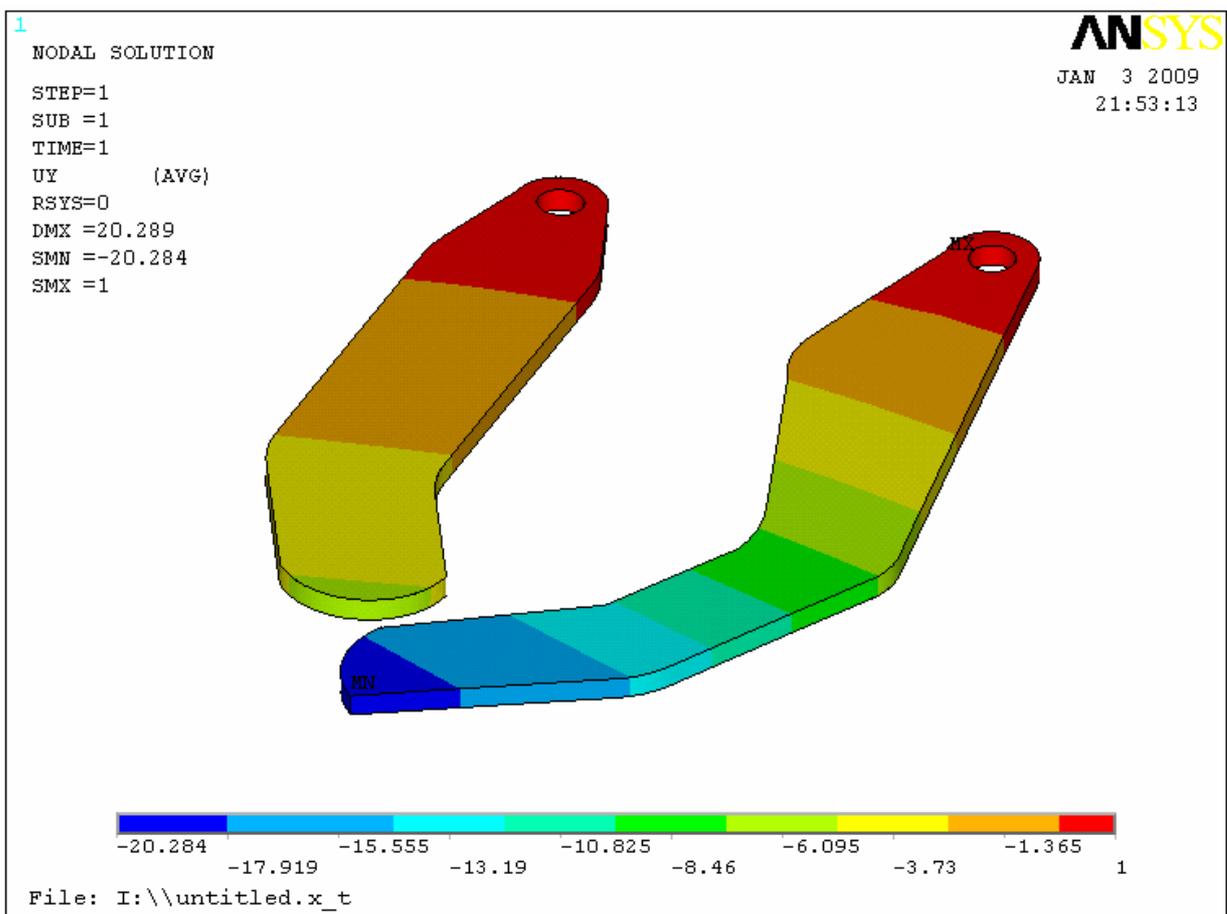


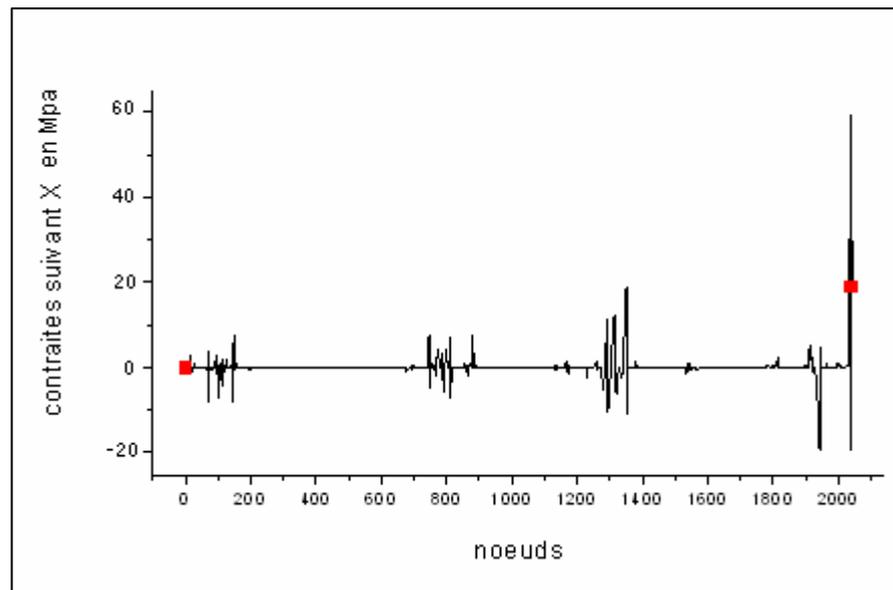
FIG.12.b.

FIGV.12. (a et b) champ de déplacement des doigts suivant l'axe Y

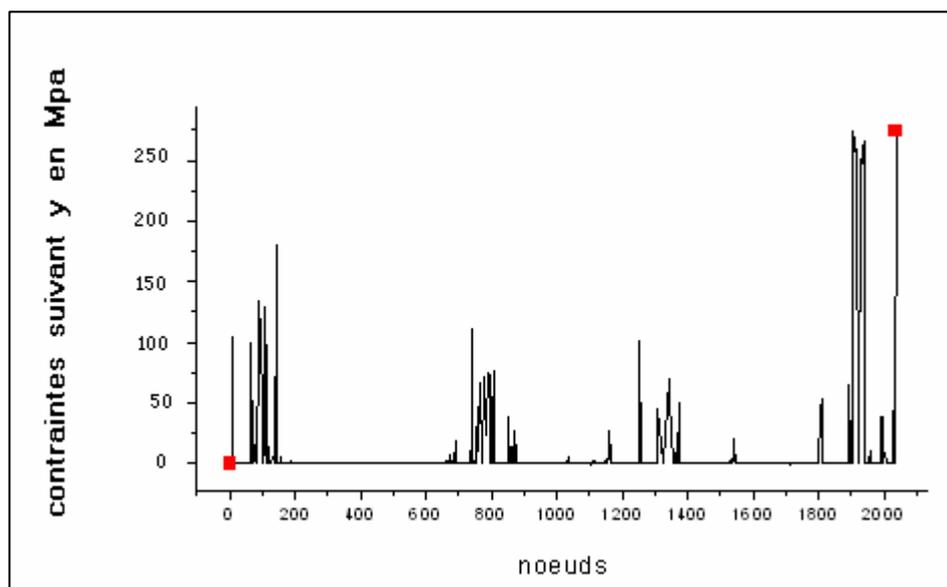
Les déplacements suivant l'axe X et Z sont négligeables par contre les déplacement suivant Y (direction de chargement des doigts) sont importants ce qui est montré à la **FIG V.12. (a et b)**.

V.7 La variation des contraintes

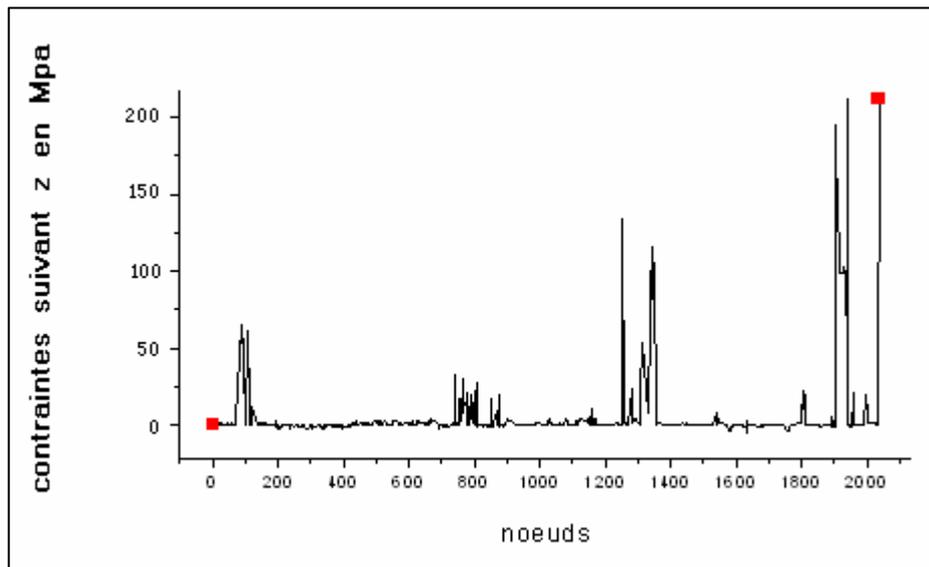
Les figures ci-dessous montrent la variation des contraintes suivant les trois axes x,y et z au niveau des nœuds.



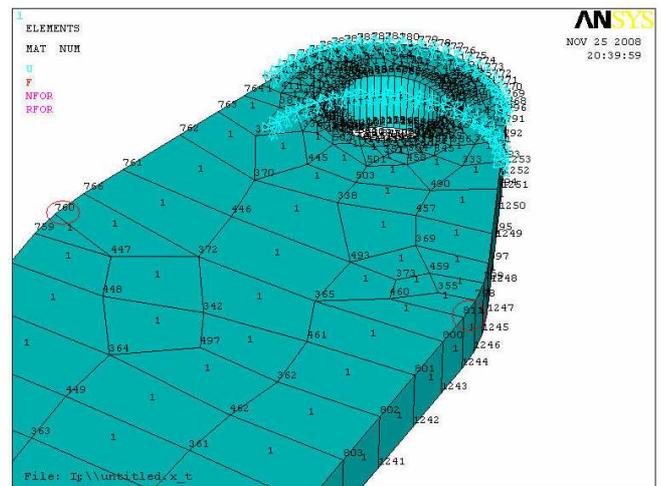
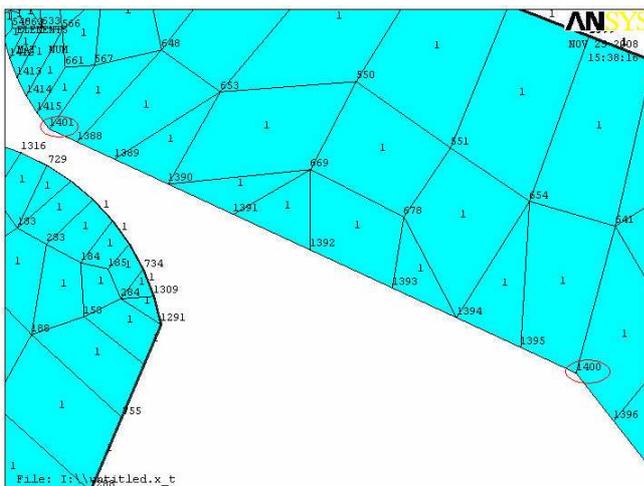
FIGV.13 la variation des contraintes au niveau des nœuds suivant l'axe x



FIGV.14 la variation des contraintes au niveau des nœuds suivant l'axe y



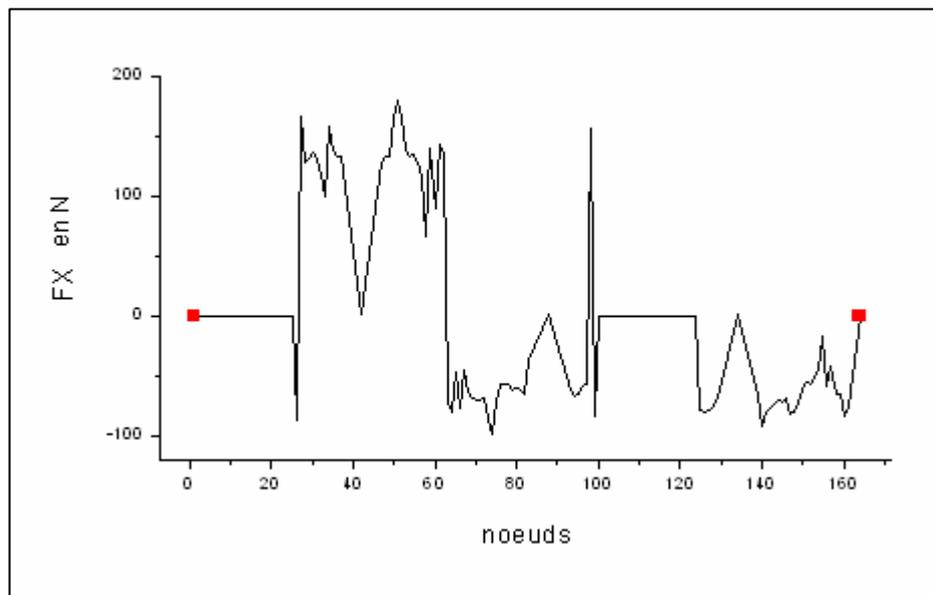
FIGV.15 la variation des contraintes au niveau des noeuds suivant l'axe z



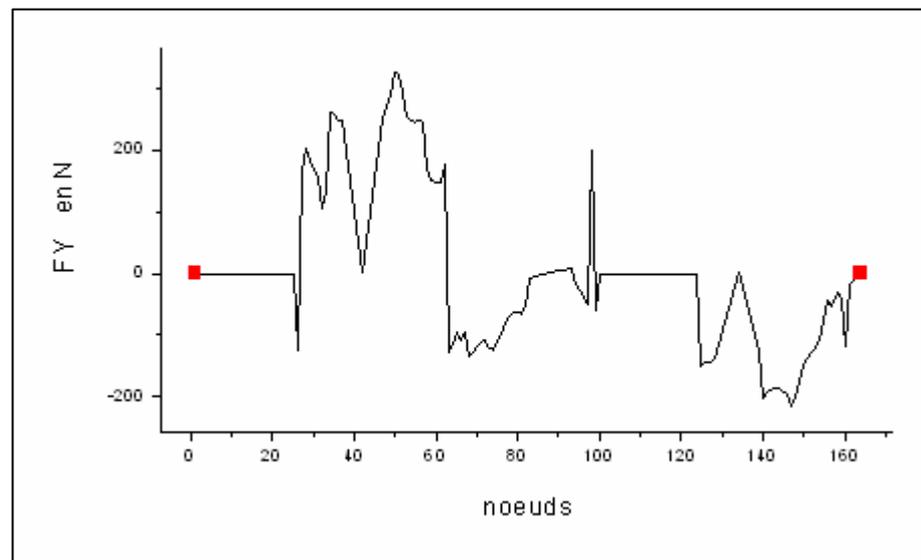
FIGV.16 Concentration des contraintes au niveau des noeuds
 les contraintes suivant les axes X,Y,Z atteignent des valeurs maximales au niveau des noeuds 2000,1400,800 et 100 car ils représentent des formes géométriques complexes(angles vifs).

V.8 les Forces des réactions

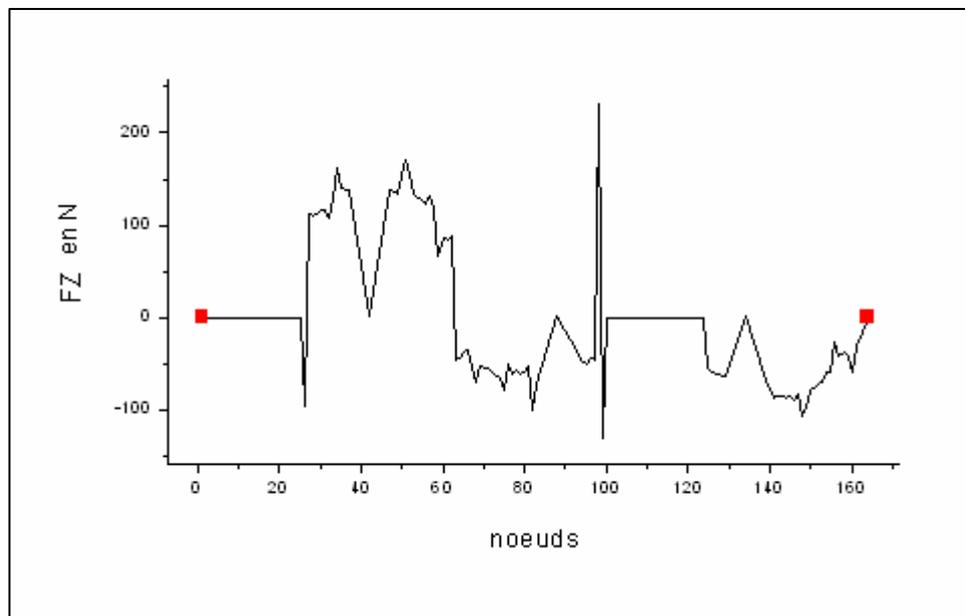
On applique des forces de préhension sur les doigts, des forces de réactions en trois composantes F_x , F_y et F_z sont apparus au niveau des nœuds, les variations de ces composantes sont montrées respectivement sur les figures FIGV.17, FIGV.18 et FIGV.19 .



FIGV.17 variation de F_x au niveau des nœuds



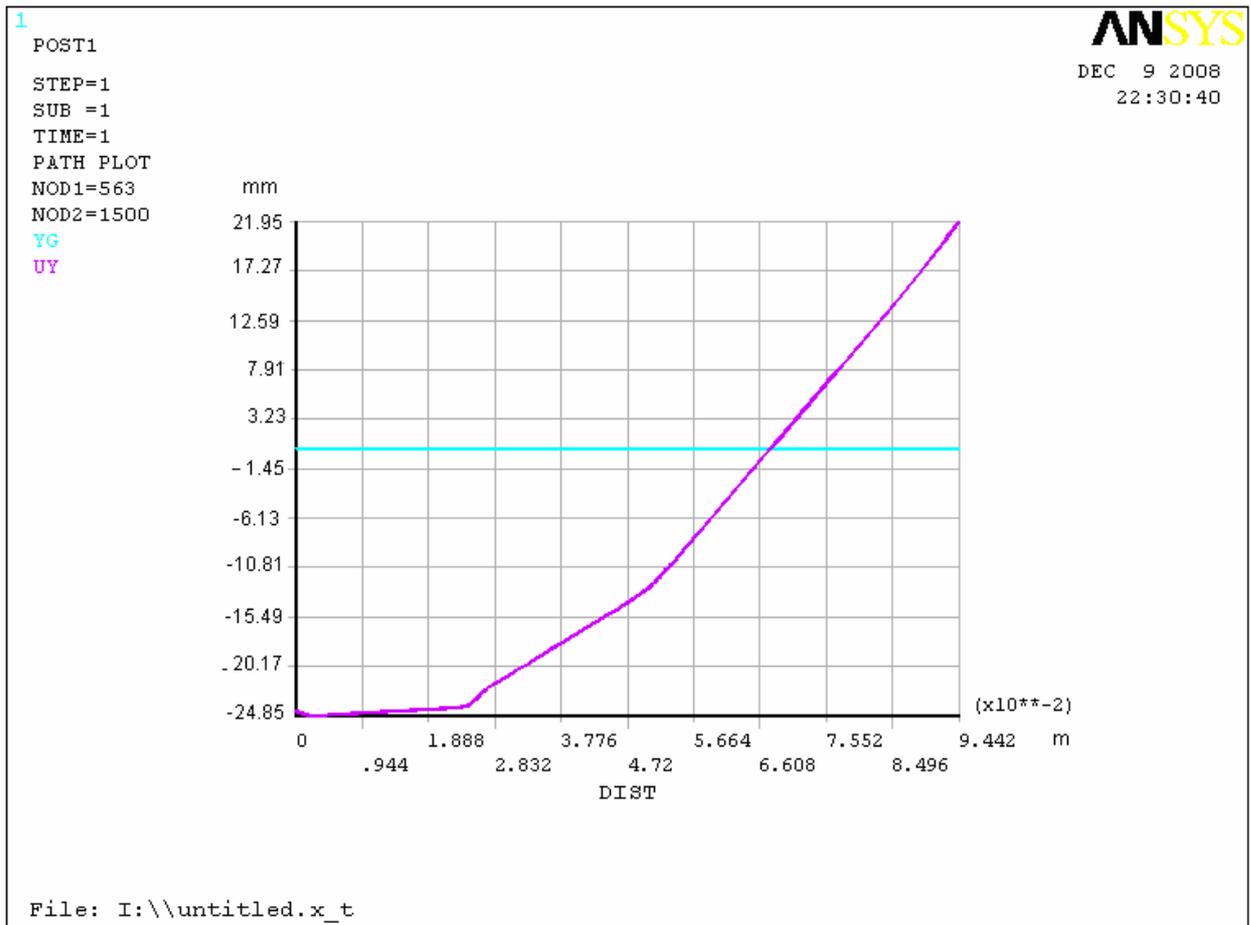
FIGV.18 variation de F_y au niveau des nœuds



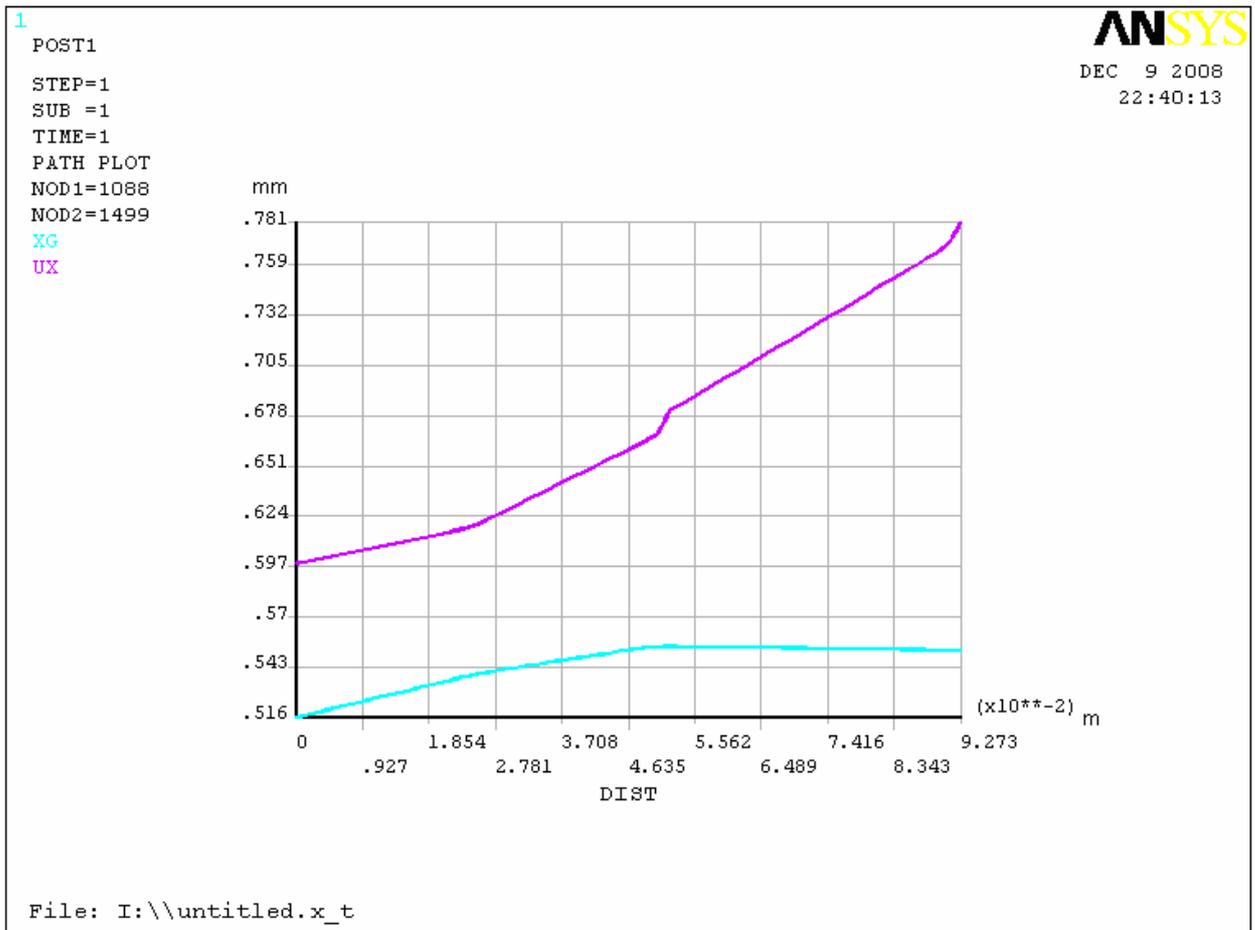
FIGV.19 variation de F_z au niveau des noeuds

V.8 les déplacements des centres des gravités

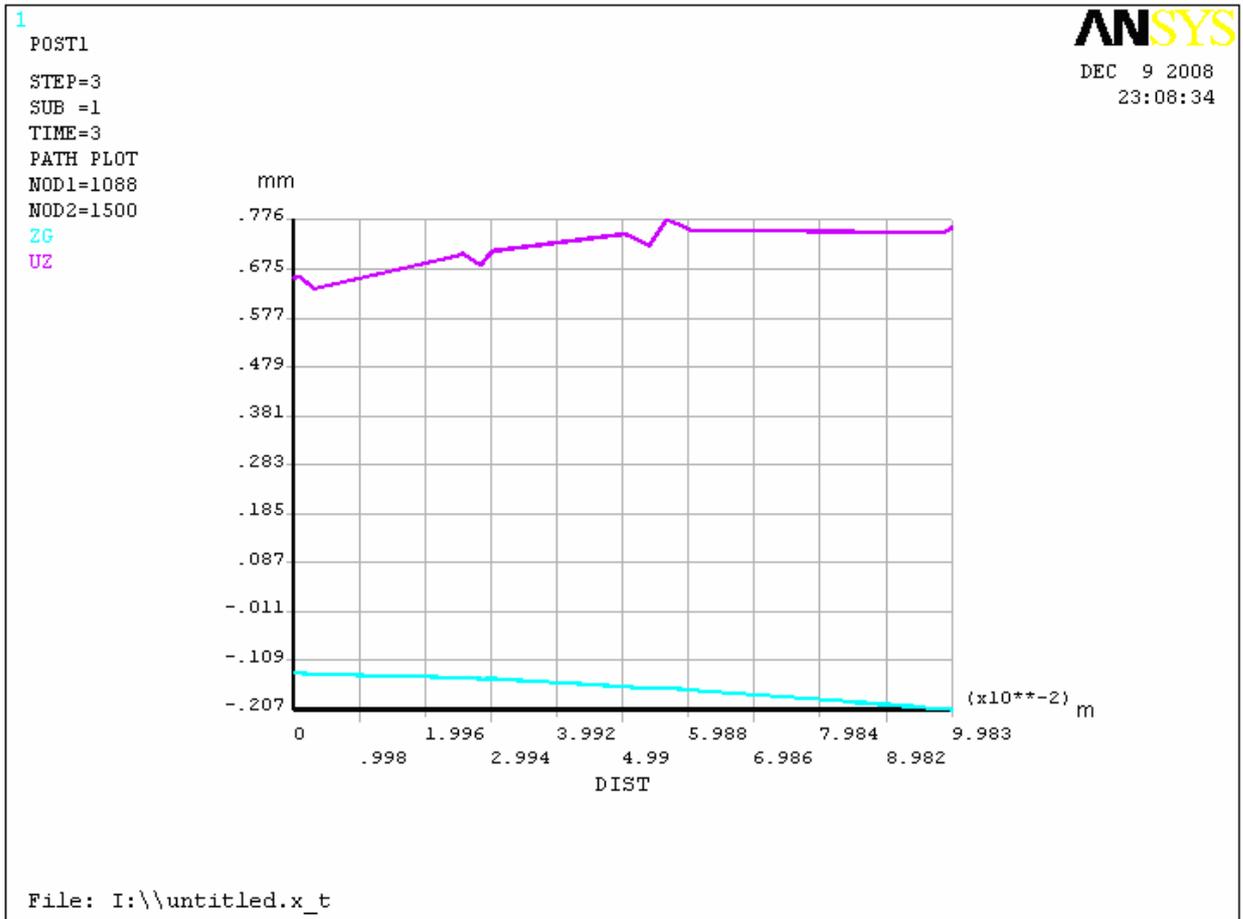
L'affichage graphique est la manière la plus efficace pour montrer un résultat, l'évaluation de centre de gravité en fonction des distances est effectué par ansys et les résultats obtenus sont montrés sur les figures **FIGV.20**, **FIGV.21** et **FIGV.22**.



FIGV.20 variation de Y_G et U_y en fonction de la distance des deux doigts



FIGV.21 variation de X_G et U_x en fonction de la distance des deux doigts



FIGV.22 variation de Z_G et U_z en fonction de la distance des deux doigts

Conclusion Générale

Le travail présenté dans ce mémoire concerne l'étude d'une prothèse du membre supérieur et la réalisation des électrodes qui peuvent détecter des signaux sur la peau durant une contraction musculaire, la réalisation a été menée au sein du laboratoire « de physique ».

Les électrodes sont actuellement opérationnelle techniquement très satisfaisante et peut être exploité par un handicapé.

Les résultats ont démontré les mesures d'activation musculaire différentes d'un point à un autre, on a réalisé plusieurs essais pour identifier le point optimal et le choix du muscle pour le positionnement des électrodes.

Notre contribution consiste de proposer une autre technique pour varier la vitesse d'une manière électronique ce qui un élément nouveau par rapport à la littérature actuelle.

Bien que la technique utilisée pour modéliser le capotage nous permette d'avoir une main en 3 dimensions, mais elle est insuffisante pour obtenir une précision (analyse de fidélité)

Cette étude a permis de mieux connaître le comportement de la pince conçue durant l'application d'une force de préhension.

Les résultats concernant le comportement de modèle géométrique été très satisfaisants, car les contraintes maximales (250Mpa) inférieurs a celle ultime d'aluminium 370Mpa.

Les perspectives de notre travail restent vastes tels que au lieu de commander la prothèse par des contractions musculaires on peut commander cette dernière par la pensée.

Références

- [1] Yves ROUCHALEAU, *la mise en forme des polymères Approche thermomécanique et physique*, université Sophia Antipolis, Mai 2007.
- [2] R.J. CRAWFORD ,*plastics engineering* ,Butterworth-Heinemann ,3eme edition, (Mars 1998), pp 58-84.
- [3] R. Deterre et G. Froyer, *Introduction aux matériaux polymères*, Tec & Doc Lavoisier, Paris, 1997, ISBN 2-7430-0171-2 .
- [4] *Rotomoulage* ,<http://fr.wikipedia.org/wiki/Rotomoulage>, Dernière modification de la page HTML(22 juin 2007).
- [5] BOST Jean, *matières plastiques vol2 technologie plasturgie*, Tec & Doc, 3eme édition,Paris, (Février 1993).
- [6] Gregory, Kirk et Marbin, Pelagic tar oil, plastics and other litter in surface waters of the New Zealand sector of the southern ocean, and on Ross dependency shores. *New Zealand Antarctic Record*, 6, 1984, n° 1 (p. 131-143).
- [7] *Les Automates Intelligents*, Robotique, vie artificielle, réalité virtuelle, *Revue Mensuelle*, N° 52,(Février 2004).
- [8] F. Vandervael, *Biométrie humaine*, Masson et Cie, 3eme édition, Paris,(1980),ISBN : 2-87068-000-9.
- [9] Anderson Maciel, Sofiane Sarni,Pablo de Heras Ciechowski,*Retour de Force et Objets Déformables(Force-Feedback Device and Deformable Objects)*, Epfl – Vrlab ,*Version 1.1 (Mars 2003)*.
- [10] *Electrostimulateurs, appareils d'électrostimulation CEFARCOMPEX*,
<http://www.electrostimulateur.com/>
- [11] *Sensible technologies*, <http://www.sensible.com/>.
- [12] <http://www.immersion.com/>

[13] *Robotique et assistance aux gestes médicaux chirurgicaux*,

Article publié par Philippe Poignet et Gérard Poisson (LIRMM) dans le cadre des Journées Nationales de la Recherche en Robotique (du 5 au 7 octobre 2005).

[14] électronique pratique, *Rétro-circuits : variateur de vitesse pour modélisme à NE544 et MOS-FET*, Revue Mensuelle, N°325, (Mars 2008), pp25-26.

[15] **André JM, Paquin JM, Martinet N**, *Appareillage et rééducation des amputés du membre supérieur*, Encycl Med Chir, Paris, (1990), pp 1-18.

[16] Sophie-BERNIER, *modèle théorique de la rigidité des doigts humains*, Mémoire pour l'obtention du grade de maître ès sciences (M.Sc.), Faculté des études supérieures de l'Université Laval, (Avril 1997).

[17] **Olivier Buchwalder**, *Retour de force et objets déformables*, Laboratoire de Réalité Virtuelle VRlab (Mars 2008).

[18] **Jean-Michel Gaborit**, (Lycée de la communication. Metz. France), *Le Trigger de Schmitt*, Académie de Nancy Metz, (2007).

[19] **Hanser**, *Moldflow design guide. A resource for plastics engineers*, Jay Shoemaker, (2006).

[20] **Yves DEBARD**, *Résistance des matériaux*, Cour Deuxième année, Institut Universitaire de Technologie du Mans, Département Génie Mécanique et Productique.

[21] trigger de Schmitt, <http://electronics.free.fr/dossiers/num/num06/triggers.htm>.

[22] <http://www.moldflow.com>

[23] Caractéristiques physiques du Titane, <http://fr.wikipedia.org/wiki/Titane>.

[24] **A.Lécuyer, C.Andriot, A.crosnier**, *Interfaces Haptiques et Pseudo-Haptique*, Article : JNRR publié le 10 Octobre 2003.

LISTE DES FIGURES ET TABLEAUX

Figure	Désignation	Page
FIG I.1	Presse à injecter les polymères	15
FIG I.2	le fonctionnement d'une filière durant l'éjection	16
FIG I.3	le fonctionnement d'une filière durant l'injection	16
FIG I.4	Comportement de contrainte - tension des matériels élastiques et viscoélastiques à deux valeurs de temps écoulé	21
FIG I.5	comportement de tension typique de PVC plastifié	22
FIG I.6	modèle de Maxwell	24
FIG II.1	Données Expérimentales de PVT	30
FIG II.2	Organigramme d'exécution d'une analyse par moldflow	31
FIG II.3	interface (create point)	32
FIG II.4	interface (create surface)	33
FIG II.5	conception d'une main esthétique	33
FIG II.6	le maillage triangulaire	34
FIG II.7	les différents éléments de maillage	35
FIG II.8	maillage de la main conçue	36
FIG II.9	interface des données du modèle	36
FIG III.1	le support de la pince	40
FIG III.2	l'indexe de la pince	40
FIG III.3	le pouce de la pince	41
FIG III.4	la pince conçu par ANSYS en perspective	41
FIG III.5	moteur de la pince	43
FIG III.6	dessin de définition du pignon	44
FIG III.7	dessin de définition d'une roue conique_roue à denture droite	44
FIG III.8	dessin de définition d'un arc d'engrenage	45
FIG III.9	dessin de définition d'une roue conique à denture droite	45
FIG III.10	la chaîne cinématique du mécanisme conçu	46
FIG III.11	Les différentes positions d'ouverture et de fermeture effectués par la pince conçue.	48
FIG III.12	modèle géométrique	48

FIG III.13	création des surfaces	49
FIG III.14	le maillage des doigts	49
FIG IV.1	photo des muscles extenseur et fléchisseur	57
FIG IV.2	l'électrostimulateur	59
FIG. IV.3	Périphérique Phantom de Sensable technologies	60
FIG IV.4	Périphériques Cybergrasp & CyberForce de Immersion	60
FIG.IV.5	Systèmes médicaux avancés : DaVinci de IntuitiveSurgical	61
FIG IV.6	Exemple de déformation en fonction de temps	62
FIG IV.7	les électrodes réalisées	63
FIG IV.8	le schéma de fonctionnement	67
FIG IV.9	le principe de fonctionnement d'un trigger de schmitt	68
FIG IV.10	la fonction de transfert	69
FIGV.1	l'épaisseur de la main	70
FIG V.2	l'allongement de la main conçue	71
FIGV.4	la mesure de la tension en fonction de temps durant la position des électrodes Sur le point A	71
FIGV.5	la mesure de la tension en fonction du temps durant la position des électrodes sur le point B	72
FIGV.5	la mesure de la tension en fonction du temps durant la position des électrodes sur le point C	73
FIGV.7	l'application d'une force aux extrémités des doigts	74
FIGV.8	le vecteur de déplacement	75
FIGV.9	Solution nodale	76
FIGV.10	déplacement des au niveau des nœuds suivant l'axe X	76
FIGV.11	déplacement des au niveau des nœuds suivant l'axe Z	77
FIGV.12	déplacement des au niveau des nœuds suivant l'axe Y	77
FIGV.13	la variation des contraintes au niveau des noeuds suivant l'axe x	78
FIGV.14	la variation des contraintes au niveau des noeuds suivant l'axe y	78
FIGV.15	la variation des contraintes au niveau des noeuds suivant l'axe z	79
FIGV.16	Concentration des contraintes au niveau des nœuds	79

FIGV.17	variation de F_x au niveau des noeuds	80
FIGV.18	variation de F_y au niveau des noeuds	80
FIGV.19	variation de F_z au niveau des noeuds	81
FIGV.20	variation de Y_G et U_y au en fonction de la distance	82
FIGV.21	variation de X_G et U_x au en fonction de la distance	83
FIGV.22	variation de Z_G et U_z au en fonction de la distance	84
LISTE DES TABLEAUX		
TABLEAU N°01	Liste des matériaux plastiques	14

Abstract

This work of thesis is registered within the framework of a general reflexion on the design and the development of the prostheses of the upper limb, we are interested in the design of an active prosthesis. The step retained for the realization of this work is divided into four parts. One bases oneself in the first part on the study of the mechanical behavior of the plastics and the various processes of their working of which the goal is to choose suitable material. The 2nd chapter of this memory will expose a geometrical model aesthetic hooding to give an image preferred by the patient. One 3rd part of this work relates to working of the grip with the Ansys software, of which the objective is to analyze the behavior of the grip lasting the application; a grip strength. The 4th part devotes the study and the realization of the electrodes allowing to detect the muscular signal. We concentrate in the last part on the results produced by modeling as well as the determination of the optimal point for the site of the electrodes.

ملخص

يندرج مضمون العمل المطروح في هذه المذكرة في إطار التفكير في تطوير الصناعة البيوميكانيكية المتخصصة في صناعة الأطراف الاصطناعية للمعاقين بغرض تسهيل الممارسات اليومية لهم، سنتطرق في هذا العمل إلى صناعة الأطراف العلوية. المنهجية المتبعة لتحقيق هذا العمل تتمثل في تقسيمه إلى أربعة أجزاء أساسية. خصص الجزء الأول لدراسة السلوك الميكانيكي لمختلف المواد البلاستيكية من أجل اختيار المادة و المنهج المناسب لتصنيع الأطراف الاصطناعية. نهتم في الفصل الثاني من هذه المذكرة بتصميم النموذج الهندسي بغرض إعطاء مظهر جمالي للعضو الاصطناعي المصمم و إعطائه صورة تشبه العضو الطبيعي باستعمال برنامج الحاسوب "ملدفلو" .

الجزء الثالث خصص لتصميم الهيكل للعضو الاصطناعي بواسطة برنامج الحاسوب "أنسيس" نركز في هذا الجزء على دراسة سلوك العضو من خلال تطبيق قوة المسك وقوة رفع الأشياء باستعمال العضو الاصطناعي.

في الجزء الرابع نركز على آلية توظيف الهيكل المصمم تتم هذه الآلية عن طريق تقلصات عضلية بواسطة إلكترونيات قادرة على استقطاب الإشارات الكهربية الآتية من العضلة.