

N°.d'ordre: .../.../2010

Série :.../GM/2010



MÉMOIRE

Présenté pour obtenir le diplôme de Magister en Génie Mécanique

OPTION: CONSTRUCTION MECANIQUE

« Conception Intégrée des Systèmes Mécaniques et Applications Industrielles »

Intitulé :

ANALYSE DU MOUVEMENT D'UN BRAS DU CORPS HUMAIN SOUS DIVERSES SOLLICITATIONS PAR LA METHODE DES ÉLÉMENTS FINIS

Par

Fouad GUERDOUH

Setenu le : 28/01/2010

Devant les membres de jury :

Président :	Mr. Ali BOUCHOUCHA	Prof. Université Mentouri Constantine
Rapporteur :	Mr. Brahim NECIB	Prof. Université Mentouri Constantine
Examineur :	Mr. Ahmed BELLAOUAR	Prof. Université Mentouri Constantine
Examineur :	Mr. Hamlaoui BOUGHOUAS	Prof. Université Mentouri Constantine

Janvier 2010

Université MENTOURI Constantine
Faculté Des Sciences De L'ingénieur
Département De Génie Mécanique



MÉMOIRE

Présenté pour obtenir le diplôme de Magister en Génie Mécanique

OPTION: CONSTRUCTION MÉCANIQUE
« Conception Intégrée des Systèmes Mécaniques et Applications Industrielles »

Intitulé :

ANALYSE DU MOUVEMENT D'UN BRAS DU CORPS HUMAIN SOUS DIVERSES SOLLICITATIONS PAR LA METHODE DES ÉLÉMENTS FINIS

Par:

Fouad GUERDOUH

Fouad_guerdouh@yahoo.fr



Remerciement

Je tiens tout d'abord à remercier Mr. **Brahim NECIB**, Professeur au département de génie mécanique, Université Mentouri Constantine, encadreur de mon mémoire de magister, pour la confiance qu'il m'a accordé en me proposant ce mémoire. De plus, son enthousiasme et sa confiance qui m'ont donné les motivations nécessaires pour réaliser ce travail. Je n'oublierai pas la grande humanité dont il m'a fait preuve.

Je souhaite également remercier les membres du jury de mon mémoire composé de :

Mr. **Ali BOUCHOUCHA**, Professeur au département de génie mécanique, Université Mentouri Constantine, qui m'a fait l'honneur d'accepter d'être président du jury de soutenance de ce mémoire. Je remercie également Messieurs **Ahmed BELLAOUAR**, et **Hamlaoui BOUGHOUAS**, Professeurs au département de génie mécanique, Université Mentouri Constantine, pour l'importance qu'ils ont accordé à mon travail en acceptant d'être membre de ce jury et pour le temps qu'ils ont consacré à l'examen de ce mémoire

Mes remerciements s'adressent particulièrement à Messieurs **Yacine CHOUITER**, Maître de conférences au département de génie Mécanique Et **Salim BOUKEBBAB** Professeur au département de génie Mécanique et Président du CPM ; pour leurs conseils et aides.

Je tiens remercier aussi Mr. **Ismail BENISSAAD** Maître de conférences au département de génie Mécanique et chef de département de génie mécanique pour les moyens qu'il a mis à notre disposition

Je tiens enfin à remercier également tous mes collègues et amis pour leur soutien, conseil et aide durant ces deux années

Fouad GUERDOUH



Dédicace

Je tiens à remercier plus particulièrement ma petite famille qui m'a toujours laissé la liberté dans le choix de mon cursus scolaire et qui a été toujours auprès de moi dans toutes les circonstances ainsi que son soutien moral qui m'ont permis d'arriver à ce stade et achever le travail de mon magister dans de bonnes conditions. Qu'elle trouve, dans ces travaux et ce manuscrit, le témoignage de toute la reconnaissance et de l'amour que je leur porte.

Je dédie ce mémoire

À mes Parents,

À mes Frères et mes Sœurs,

À ma grande Famille,

À mes Amis,

À tous ceux qui m'ont apporté leur aide.

Fouad GUERDOUH

**Résumé :****« Analyse du mouvement d'un bras du corps humain sous diverses sollicitations par la méthode des éléments finis »**

Le mouvement d'un bras du corps humain est complexe puisqu' il est constitué d'un assemblage d'éléments en mouvement tridimensionnel. La modélisation de ce bras est donc nécessaire afin de d'écrire ses différents mouvements par des systèmes d'équations simples et convergentes. De ce fait, la méthode des éléments finis est une méthode incontournable pour d'écrire et analyser les différents mouvements cinématiques et dynamique du bras. L'état de contrainte et de déformation de position de vitesse et d'accélération dans les différents membres du bras ont été déterminés et analysés. L'application de ce sujet est d'une grande importance dans le domaine de la biomécanique particulièrement lorsque le matériau considéré est du type isotrope ou orthotrope. Pour les deux types des matériaux considérés dans notre travail des bonnes comparaisons ont été observées.

Mots clé : Bras du corps humain, Modélisation, Simulation, Conception, Biomécanique, éléments finis, matériaux orthotropes, contraintes et déformations.

**Abstract:**

« Analysis of the human body arm movements under various solicitations by the finite elements method »

The movement of an arm of the human body is complex since it consists of an assembly of elements moving in three-dimensional. The modeling of this arm is thus necessary in order to write his movements by different systems of equations simple and convergent. Thus, the finite element method is a must for writing and analyzing the different kinematics and dynamic movements of the arm. The state of stress and strain of position velocity and acceleration in different members of the arm were determined and analyzed. The application of this subject is of great importance in the field of biomechanics particularly when the material is considered the type isotropic or orthotropic. For the two types of the considered materiel in our work, good comparisons have been observed.

Keyword: *arm of the human body, Modeling, Simulation, Design, biomechanics, finite elements, orthotropic materials, stresses and strains.*



تلخيص:

« تحليل حركة ذراع الجسم البشري تحت الضغوط المختلفة من خلال طريقة العناصر المحدود »

إن حركة ذراع الجسم البشري أمر معقد نظرا لأنه يتكون من مجموعة عناصر تتحرك في ثلاثة أبعاد، لذا فإن نمذجة الذراع أمر لا بد منه بعد ترجمة حركات هذا الأخير في شكل معادلات بسيطة في ثلاثة أبعاد وبالتالي لا مناص من طريقة العناصر المحدودة لكتابة وتحليل مختلف الحركات الكينيماتيكية ودينامكية حركة الذراع، إن حالة الإجهاد والتشوهات، موضع، سرعة، وتسارع مختلف أعضاء الذراع قد تم تحديدها وتحليلها. إن تطبيق هذا الموضوع على جانب كبير من الأهمية في مجال علم الميكانيكا الإحيائية ولا سيما إذا اعتبرنا نوع المادة موحدة الخواص أو متعامدة التغيرات. ولقد لوحظت مقارنة جيدة من خلال المادتين المختارتين في عملنا.

الكلمات الرئيسية: ذراع جسم الإنسان ، النمذجة والمحاكاة ، التصميم ، الميكانيكا الحيوية ، العناصر المحدودة ، المواد المتعامدة التغيرات ، الإجهاد و التشوهات .



Nomenclature

L'insigne	Désignation
r	Rayon du cylindre (m)
P	Le Point Proximale
D	Le Point Distale
CM	Centre de Masse du segment
L_1	Longueur de la Main (m)
L_2	Longueur de l'avant bras (m)
L_3	Longueur du bras (m)
M	Masse du segment (Kg)
m_1	Masse de la Main (Kg)
m_2	Masse de L'avant bras (Kg)
m_3	Masse du bras (Kg)
$\sum \overrightarrow{F_{Ext}}$	Somme des forces Externe appliquées sur la barre (N)
A	Accélération de la barre (N/m ²)
$\sum \overrightarrow{M_i^{CM}}$	Somme des moments (N.m ²)
I_{xx}	Moment d'inertie suivant l'axe X
I_{yy}	Moment d'inertie suivant l'axe Y
I_{zz}	Moment d'inertie suivant L'axe Z
ω_x	Vitesse angulaire suivant l'axe X (rd/s)
ω_y	Vitesse angulaire suivant l'axe Y (rd/s)
ω_z	Vitesse angulaire suivant l'axe Z (rd/s)
$\dot{\omega}_x$	Accélération angulaire suivant l'axe X (rd/s ²)
$\dot{\omega}_y$	Accélération angulaire suivant l'axe Y (rd/s ²)
$\dot{\omega}_z$	Accélération angulaire suivant l'axe Z (rd/s ²)
α	Angle de Flexion-Extension (°)
β	Angle d'Adduction-Abduction (°)
γ	Angle Interne-Externe (°)
\vec{R}	Position du segment



\vec{R}_0	Position initial du segment
$[R]$	Matrice de rotation Globale
$[R_x]$	Matrice de rotation autour de l'axe X
$[R_y]$	Matrice de rotation autour de l'axe Y
$[R_z]$	Matrice de rotation autour de l'axe Z
$[R]^t$	Matrice de rotation Transposé
\ddot{x}	Composant X de l'accélération linéaire du centre de Masse du segment
\ddot{y}	Composant Y de l'accélération linéaire du centre de Masse du segment
\ddot{z}	Composant Z de l'accélération linéaire du centre de Masse du segment
P_{OX}	Composant X de Poids du bras
P_{OY}	Composant Y de Poids du bras
P_{OZ}	Composant Z de Poids du bras
F_X	Composant X de l'impulsion de contrainte externe
F_Y	Composant Y de l'impulsion de contrainte externe
F_Z	Composant Z de l'impulsion de contrainte externe
N_X	Composant X de force de ligaments
N_Y	Composant Y de force de ligaments
N_Z	Composant Z de force de ligaments
R_{iX}	Magnitude X de la force de contact
R_{iY}	Magnitude Y de la force de contact
R_{iZ}	Magnitude Z de la force de contact
i	Nombre de Position de contact (i=1 si le contact a une seul point et i=2 si le contact on deux points)
P_X	Position suivant l'axe X
P_Y	Position suivant l'axe Y
P_Z	Position suivant l'axe Z
t	Temps (s)
V_X	Vitesse suivant l'axe X
V_Y	Vitesse suivant l'axe Y
V_Z	Vitesse suivant l'axe Z
Min	La valeur minimale
Max	La valeur maximale



Nomenclature

a_x	Accélération suivant l'axe X
a_y	Accélération suivant l'axe Y
a_z	Accélération suivant l'axe Z
ε	Déformation relative
σ	Contrainte de traction
τ	Contrainte de Cisaillement
δ	L'allongement
A	Section
l	Longueur initiale
E	Module de Young
f	élasticité linéaire



Table des matières

Remerciement	iii
Dédicace.....	iv
Nomenclature.....	viii
Table des matières.....	xi
Table des figures	xvi
Liste des Tableaux	xix
I Chapitre I : Revue bibliographique.....	1
I.1 Introduction générale.....	2
I.2 Recherche bibliographique	3
II Chapitre II : Présentation biomécanique du bras et ses applications.....	12
II.1 Introduction	13
II.2 Définitions de la biomécanique	13
II.3 Généralités sur la biomécanique.....	14
II.3.1 Kinésiologie et Biomécanique	14
II.3.1.1 Caractères physiques du corps	14
II.3.1.2 Caractéristiques mécaniques des mouvements du corps.....	14
II.3.2 Approche de l'étude des mouvements du corps	15
II.3.3 La nature des éléments du mouvement	15
II.3.3.1 Les Limites des mouvements.....	15
II.3.3.2 Efficacité et Rendement	16
II.3.3.3 Minimum, Maximum et Optimum.....	16
II.3.3.4 Classification des spécialités.....	16
II.3.4 Concept mécanique primaire d'une spécialité.....	17
II.4 Objectives de la biomécanique:.....	18
II.5 Présentation des plans de référence	19
II.6 Étude anatomique et biomécanique du bras :	19



II.6.1	La main :	19
II.6.1.1	Anatomie de la main	19
II.6.1.1.1	Segments digitaux	20
II.6.1.1.2	Poignet : carpe	20
II.6.1.2	Anthropométrie de la main	20
II.6.1.3	Biomécanique de la main	21
II.6.1.3.1	Adduction – abduction	22
II.6.1.3.2	Flexion – extension	22
II.6.1.3.3	Pronation – supination	22
II.6.2	L'avant bras	23
II.6.2.1	Radius	24
II.6.2.2	Cubitus	24
II.6.2.3	Le Coude	25
II.6.2.3.1	Présentation	25
II.6.2.3.2	Pli Du Coude	25
II.6.2.3.3	Pathologies	25
II.6.3	Le bras :	26
II.6.3.1	Le humérus	26
II.6.3.2	L'épaule :	27
II.6.3.2.1	Présentation	27
II.6.3.2.2	Anatomie Articulaire	27
II.6.3.2.3	Les Pathologies De L'épaule	28
II.7	Les applications de la biomécanique	28
II.7.1	Ergonomie	29
II.7.2	Médecine	29
II.7.3	Robotique	30
II.7.4	Sport	31
II.8	Conclusion	31
III	Chapitre III : Analyse dynamique d'un bras humaine	32
III.1	Introduction	33
III.2	Calculs des paramètres dynamiques	33



III.2.1	Modélisation mathématique	33
III.2.1.1	Mise en équation	33
III.2.1.2	Modèle simplifier	34
III.2.2	Analyse tridimensionnelle des mouvements d'un bras du corps humain	35
III.3	Application	37
III.4	Résultats et discussions	37
III.5	Conclusion	43
IV	Chapitre IV : Modélisation par éléments finis d'un bras.....	44
IV.1	Introduction:	45
IV.2	Rappel sur la mécanique des matériaux	45
IV.2.1	Notion de Loi de comportement	45
IV.2.2	Notion de milieux continus	47
IV.2.3	Efforts extérieurs à un domaine : notion de contrainte.	47
IV.3	Les structures des matériaux composites.....	49
IV.3.1	Définition	49
IV.3.2	Avantage des matériaux composites	49
IV.4	Comportement élastique des matériaux composites.....	50
IV.4.1	Matériaux orthotropes:	50
IV.4.2	Matériaux isotropes:.....	52
IV.5	Méthodes des éléments finis.....	52
IV.5.1	Introduction à la théorie des éléments finis.....	53
IV.5.2	Matrice élémentaire.....	53
IV.5.2.1	Approximation des déplacements	53
IV.5.2.2	Approximation nodale	54
IV.5.2.3	Approximation des déformations.....	55
IV.5.2.4	Approximation de l'énergie potentielle sur un élément	56
IV.5.2.5	Propriétés de la matrice de rigidité élémentaire.....	57
IV.5.3	Matrices globales	57
IV.5.3.1	Assemblage matrice de rigidité.....	57



IV.5.3.2 Assemblage du vecteur des forces appliquées	58
IV.5.3.3 Variation de l'énergie potentielle	59
IV.5.3.4 Prise en compte des conditions aux limites.	60
IV.5.3.4.1 Méthode brutale.....	60
IV.5.3.4.2 Méthode de pénalisation.....	61
IV.5.3.4.3 Méthode Lagrangienne.....	61
IV.6 Le Maillage.....	62
IV.6.1 Définition du domaine Ω :	62
IV.6.1.1 Définition du domaine Ω dans le logiciel d'éléments finis	62
IV.6.1.2 Importation du domaine Ω d'un autre logiciel	64
IV.6.2 Définition des sous domaines Ω_i	64
IV.6.2.1 Quelques « évidences ».....	64
IV.6.2.2 Les mailles disponibles.....	65
IV.6.2.3 Les méthodes de maillage.....	66
IV.6.2.4 L'importation d'un maillage.....	68
IV.7 Application de notre modèle avec ANSYS	69
IV.7.1 Conception d'un modèle	69
IV.7.2 Connexions.....	69
IV.7.3 Choix du matériau	70
IV.7.4 Le Maillage	71
IV.7.5 Les charges :.....	71
IV.7.6 Le choix d'analyse	72
IV.7.7 Résultats et discussions	72
IV.8 Conclusion	89
Conclusion générale.....	90
Bibliographie.....	92
Annexes.....	96
Annexe A : Définition des repères segments	96
Annexe B : Modélisation inertielle du Bras.....	97



Table des Matières

Annexe C : Propriétés des matériaux pour la conception des os du bras	98
Communications	99
Communication I: Séminaire internationale sur la Maintenance et la sécurité industrielle Skikda Mai 2009	99
Communication II : Séminaire internationale des technologies mécanique, Tlemcen décembre 2009	100



Table des figures

Figure I-1 : A et B. Développement: A A.T.M. sphérique - hylobates. 1 os trapèze, 2 premier métacarpien. B Ossification: a à la naissance, 1 point métacarpien diaphysaire, b 5 ans, 2 point métacarpien épiphysaire proximal, 3 point trapèzien.....	4
Figure I-2 : les différentes techniques de fixation postérieures atlanto-axoïdiennes.....	5
Figure I-3 : Les étapes essentielles pour la modélisation des éléments finis.....	5
Figure I-4 : Les articulations talo-crurale et sous-taliennne	7
Figure I-5 : Modélisation par éléments finis de l'ensemble omoplate, glène et ciment. 7	
Figure I-6 : a) Modélisation du corps humain par des barres rigides articulées. b) Modélisation tridimensionnelle du membre inférieur.....	8
Figure I-7 : Prédiction théorique sur les structures optimales résistant à la flexion (a) ou à la torsion (b).	9
Figure I-8 : Méthode suivie Pour le maillage du modèle.....	9
Figure I-9 : Modèles éléments finis utilisés.....	10
Figure I-10 : computer-controlled instron 8874 mechanical test machine	11
Figure I-11 : Essai de traction effectuée sur les fibres de l'os cortical.....	11
Figure II-1 Représentation des trois plans de référence (d'après White [23]).....	19
Figure II-2 : <i>Squelette de la main</i> [24].....	20
Figure II-3 : Mouvements d'adduction et d'abduction.....	21
Figure II-4: Mouvements d'extension et de flexion	21
Figure II-5 : Flexion – Extension de la main	22
Figure II-6 : Squelette de la main et de l'avant bras [25]	23
Figure II-7 : Humérus : Ostéologie et rapports nerveux [32]	27
Figure II-8 : Optimisation d'un cockpit d'avion en fonction des mouvements.....	29
Figure II-9 : Douleurs de dos, analyse de tâches, calcul des efforts.....	29
Figure II-10 : divers	29
Figure II-11 : Compréhension des pathologies.....	29
Figure II-12 : Optimisation des traitements	30
Figure II-13 : Conception d'implants	30
Figure II-14 : Reproduction du mouvement pour l'animation cinématographique.....	30
Figure II-15 : Reproduction du mouvement par des machines.....	30
Figure II-16 : Compréhension du geste	31



Table des figures

Figure IV-18 : Déplacement suivant l'axe Z	76
Figure IV-19 : Déplacement au niveau des Nœuds suivant l'axe Z	76
Figure IV-20 : Contraintes suivant l'axe X.....	77
Figure IV-21 : Contraintes au niveau des nœuds suivant l'axe X	77
Figure IV-22 : Contraintes suivant l'axe Y.....	78
Figure IV-23 : Contraintes au niveau des nœuds suivant l'axe Y	78
Figure IV-24 : Contraintes suivant l'axe Z.....	79
Figure IV-25 : Contraintes au niveau des Nœuds suivant l'axe Z.....	79
Figure IV-26 : Contraintes équivalente de Von mises.....	80
Figure IV-27 : contraintes équivalentes de Von mises au niveau des nœuds.....	80
Figure IV-28 : les protégés du poignet, coude et épaule.....	80
Figure IV-29 : vecteur totale.....	81
Figure IV-30 : Déplacement Total au niveau des nœuds.....	81
Figure IV-31 : déplacement suivant l'axe X.....	82
Figure IV-32 : Déplacement au niveau des Nœuds suivant l'axe X.....	82
Figure IV-33 : Déplacement suivant l'axe Y	83
Figure IV-34 : Déplacement au niveau des nœuds suivant l'axe Y.....	83
Figure IV-35 : Déplacement suivant l'axe Z	84
Figure IV-36 : déplacement au niveau des nœuds suivant l'axe Z.....	84
Figure IV-37 : Contraintes suivant l'axe X.....	85
Figure IV-38 : Contraintes au niveau des Nœuds suivant l'axe X	85
Figure IV-39 : Contraintes suivant l'axe Y.....	86
Figure IV-40 : Contrainte au niveau des Nœuds suivant l'axe Y.....	86
Figure IV-41 : Contraintes suivant l'axe Z.....	87
Figure IV-42 : Contrainte au niveau des nœuds suivant l'axe Z	87
Figure IV-43 : Contraintes équivalentes de Von mises	88
Figure IV-44 : Contrainte de Von mises au niveau des Nœuds.....	88
Figure A- 1 : repères segments [39].....	96
Figure A- 3: caractéristique d'un bras	97
Figure A- 2: cylindre.....	1



Liste des Tableaux

Tableau III-1 : Les caractéristiques de Modèle. [34]	37
Tableau IV-1 : Type de connexion	69
Tableau IV-2 : Propriétés du matériau.....	70
Tableau IV-3 propriétés mécanique orthotrope [38]	70
Tableau IV-4 : Le Maillage.....	71
Tableau IV-5 : Les caractéristiques de l'analyse dynamique déformable	72
Tableau A- 1: Modélisation inertielle du Bras.....	97
Tableau A- 2: Les caractéristiques de l'alliage d'aluminium	98
Tableau A- 3: Caractéristique Mécanique du matériau orthotropique.....	98
Tableau A- 4: Coefficient de friction entre os pour un matériau orthotrope	98

Chapitre I : Revue bibliographique

I.1 Introduction générale

L'amélioration des conditions sociale des handicapés est une tache de grande importance, en conséquence la biomécanique est devenue un outil incontournable pour réaliser ces objectifs. Elle permet d'étudier toutes les conditions pouvant conduire à une meilleure modélisation des prothèses relatives aux différents membres du corps humain.

L'analyse biomécanique du mouvement d'un bras consiste en la description et/ ou l'explication des causes de ces mouvement. Il peut être décrit par l'intermédiaire des paramètres cinématiques, à savoir les déplacements linéaires et angulaires des articulations, mais également par l'intermédiaire des vitesses et accélérations correspondantes. Les paramètres dynamiques, c'est-à-dire les forces et les moments résultants, permettent de préciser l'origine du mouvement observé. La démarche analytique présentée dans ce document est divisée en quatre chapitres.

Le **premier chapitre** présentera un revu bibliographique sur les travaux existants sur la biomécanique et ces applications. Nous commençons par une introduction générale, et nous donnons le profil de chaque chapitre puis nous présenterons une brève Historique de la biomécanique et ensuite nous clôturons ce chapitre par un aperçu sur les travaux existants dans ce domaine.

Le **deuxième chapitre** introduira une présentation générale sur la biomécanique et ces applications. Nous définirons la biomécanique, ensuite nous donnons des généralités sur la biomécanique. Puis nous identifions les objectifs de la biomécanique. Enfin nous parlons en détails sur la biomécanique du bras (l'anatomie l'anthropométrie et la biomécanique des trois segments constituant le membre supérieur), finalement nous identifions les applications de la biomécanique dans les domaines ergonomie, médecine, robotique et sportif.

L'analyse dynamique du membre supérieur, présenté dans le **troisième chapitre**, contribuera notamment à quantifier les paramètres dynamiques du mouvement tel que les positions, les vitesses et les accélérations des trois segments constituent le bras.

Dans le **quatrième et dernier chapitre** nous effectuons une modélisation par élément finis du membre supérieur, dans ce cas nous donnons des rappels sur la mécanique des matériaux, puis nous définirons les méthodes des éléments finis, enfin nous appliquons tous ces informations sur notre modèle du bras.

Pour clôture ce mémoire, nous apporterons une **conclusion générale** sur les résultats de cette étude, et poseront enfin les implications scientifiques ainsi que les enjeux technologiques soulevés par ce travail.

I.2 Recherche bibliographique

La revue bibliographique a pour objectif de présenter un aperçu compréhensif des travaux existants sur la biomécanique et ces applications.

En particulier, cette mémoire est une étude complémentaire de nombre important de travaux intéressés aux biomécaniques. Pour une démarche nous avons présenté un bref historique sur la biomécanique et ensuite nous présenterons un aperçu sur les travaux existants sur ce domaine.

- ARISTOTE (384-322 BC):

S'intéresse à l'étude du mouvement chez l'animal et chez l'homme, description de la marche humaine, établit une comparaison entre les leviers et les segments corporels.

- ARCHIMEDE (287-212 av J C):

Mathématicien énonce le principe de la flottabilité s'intéresse à la détermination des centre de gravité des segments corporels

- DA VINCI, Leonardo (1452-1519):

Artiste, ingénieur et scientifique s'intéresse à l'anatomie comme science. Il étudie les problèmes liés à l'équilibre et aux notions de centre de gravité en plus d'aborder la locomotion et la posture humaine de même que certains gestes quotidiens: s'asseoir, se lever, etc. ses première expertises sur l'étude du vol des oiseaux ont fourni les fondements de l'aérodynamique

- GALILEE (1564-1642):

Mathématicien, physicien et astronome; il s'intéresse particulièrement aux notions d'accélération, d'inertie et de trajectoire des projectiles en plus de se préoccuper des notions d'équilibre et de leviers; il est l'inventeur d'un microscope et d'un télescope.

- BORELLI (1608-1679):

Il est aussi appelé le père de la kinésiologie moderne. Mathématicien, physicien et anatomiste. Il s'intéresse particulièrement à l'application des notions de leviers aux segments corporels, aux phénomènes de la contraction musculaire. Il analyse la locomotion humaine et introduit les notions de force et de résistances externes.

- NEWTON. ISAAC (1642-1727)

Mathématicien, physicien, astronome et philosophe. C'est de lui que l'on tient la formation des lois et principes fondamentaux régissant le mouvement.

- MUYBRIDGE, E. (1831-1904) & MAREY, J. (1830-1904):

Ces deux savants furent véritablement les pionniers de l'utilisation de la photographie comme moyen d'observation du mouvement humain et animal.

DAHAN *et al.* [1] ont réalisé une étude exhaustive, l'analyser en actif et en passif pour les trois segments du pouce : Le pouce carpien ; mobilité du scaphoïde et du trapèze, surtout par la radiologie, Le pouce métacarpien ; mobilité du premier métacarpien sur son socle trapézien et par rapport aux axes réels de l'articulation trapézo-métacarpienne: flexion-extension, abduction-adduction et rotation axiale et Le pouce phalangien ; mobilité de la première et de la deuxième phalange. Cette étude mécanique doit évidemment être complétée par l'étude de la fonction de la main qui ne lui est pas toujours parallèle.

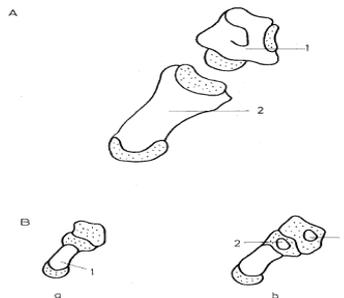


Figure I-1 : A et B. Développement: **A** A.T.M. sphérique - hylobates. 1 os trapèze, 2 premier métacarpien. **B** Ossification: **a** à la naissance, 1 point métacarpien diaphysaire, **b** 5 ans, 2 point métacarpien épiphysaire proximal, 3 point trapèzien

Dans cette étude expérimentale *in vitro*, **WILKE** *et al.* [2] ont comparé au plan biomécanique, les trois différentes techniques d'arthrodèse atlanto-axoïdiennes, selon Gallie, Brooks et Magerl. 16 segments présentant des fractures de type II et III ont été testés *in vitro* dans des conditions bien définies. Ils ont appliqués des moments de flexion et d'extension, des forces de cisaillement antérieur et postérieur et des moments de torsion vers la droite et vers la gauche, et l'on a analysé la mobilité. Les résultats de cette investigation ont clairement démontré que les segments traités par la technique de Magerl, avec des vis transarticulaires, présentaient la plus grande rigidité, en comparaison des méthodes de cerclage de Brooks et de Gallie. Ces différences étaient plus évidentes dans le cas du cisaillement postérieur et de la

torsion. Des différences significatives de déformation plastique ont été retrouvées entre les différentes fixations.

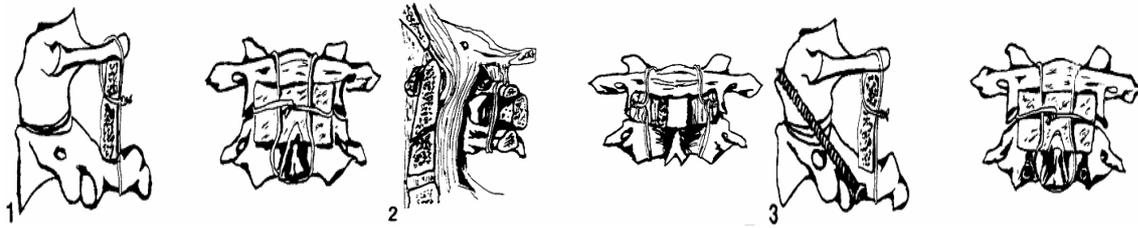


Figure I-2 : les différentes techniques de fixation postérieures atlanto-axoïdiennes

STEIB [3] a fait une étude biomécanique pour permettre de mieux comprendre ce qui peut se passer lors d'une métastase. En dehors de la compression nerveuse par le volume tumoral, c'est plus l'instabilité par l'affaissement et le déplacement vertébral, qui menace le nerf et complique ainsi le problème orthopédique qui devient neurologique.

LACROIX et al.[4] ont mené une étude basée sur la comparaison entre deux types de glènes l'une avec quille et l'autre avec cheville, l'omoplate a été scanné en plusieurs sections puis reconstruire chaque 1mm et transféré au logiciel MARK pour être maillé de même a été fait pour le deuxième glène. Les résultats qu'ils à trouvé montre que pour la glène à quille vaut pour une articulation rhumatoïde et celle avec cinq chevilles pour une articulation saine.

BUCHLER et al. [5] réalisent une étude par comparaison de deux articulations l'une saine et l'autre lésée. Ils ont testé deux épaules de deux cadavres l'une saine et l'autre touchée par une pathologie et ils ont utilisé deux logiciels l'une est le logiciel Partran pour reconstruire les images CT « computed tomography » en 3D et l'autre et l'Abaqus 5.8 pour les éléments finis. Les résultats obtenus montrent que le changement de la géométrie humérale principale peut influencer d'une façon remarquable sur la pression de contact et la distribution des contraintes dans la glène.

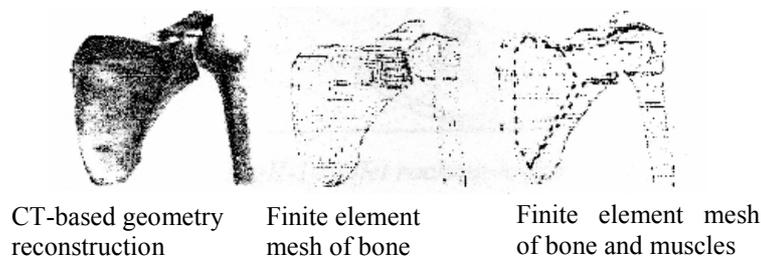


Figure I-3 : Les étapes essentielles pour la modélisation des éléments finis.

L'étude qui mit en évidence les spécificités du tir au handball a été réalisée par **FRADET [6]**. Pour cela, les analyses cinématique et dynamique de ce geste ont été effectuées sur trois groupes de sujets. Le tir au handball se caractérise par une rotation externe de l'humérus peu prononcée et une adduction horizontale du bras précoce. Ceci est à l'origine d'une succession des pics de vitesse linéaire qui ne s'effectue pas des segments proximaux à distaux. Une seconde étude a décelé les liens existant entre les paramètres de la performance (vitesse de balle et durée du geste) et les paramètres cinématiques et dynamiques du mouvement. Il ressort que deux formes de tir sensiblement différentes existent. Le groupe possédant les plus faibles vitesses de balle se caractérise, en effet, par une rotation externe de l'humérus plus prononcée mais moins efficace. Ceci est dû à la différence de mécanisme utilisé pour provoquer la rotation externe de l'humérus. Chez les sujets développant les plus faibles vitesses de balle, seule l'adduction horizontale du bras est employée. Enfin, la simulation cinématique du tir au handball a été effectuée. Celle-ci a été rendue possible grâce à la modélisation issue de l'analyse cinématique du tir au handball. Cette simulation cinématique a par la suite été intégrée dans d'autres études toujours relatives au handball.

MAESTRO [7] a fait une étude biomécanique des articulations talo-crurale et sous-talienne. Les résultats obtenus concernant les axes de mouvement, les contacts et les amplitudes articulaires, les charges subies, le rôle des tissus mous varient selon les auteurs et les conditions expérimentales. Le membre inférieur réalise une chaîne cinétique fermée en appui (la rotation externe forcée du pied supprime les possibilités d'inversion). Les articulations peuvent fonctionner selon un axe simple ou des axes multiples (mouvements ellipsoïdes) en fonction des conditions de charge. L'harmonie et le contrôle du mouvement nécessitent une simultanéité relative des déplacements articulaires, permise par l'interdépendance fonctionnelle des différentes structures anatomiques. Le réglage fin du geste nécessite un contrôle de la vitesse des déplacements articulaires, quelle que soit la valeur de l'angle articulaire de la cheville dans les limites de sa physiologie. L'articulation sub-talaire associée aux articulations de la cheville et de la médio-tarsienne, peut être assimilée au fonctionnement d'un cardan homocinétique plutôt qu'à celui d'un cardan simple avec toute fois un réglage différentiel possible.

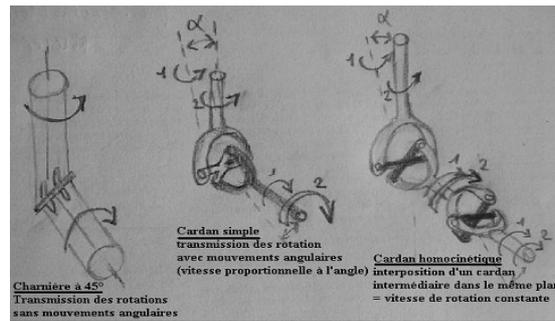


Figure I-4 : Les articulations talo-crurale et sous-talienne

La prédiction dynamique des efforts musculaires responsables d'un geste avec le simulateur SHARMES est étudiée Par **CHALFOUN [8]**. Le simulateur SHARMES est basé sur la reproduction hautement réaliste du système main et avant-bras. En effet, il recherche à estimer les efforts musculaires tout en respectant la condition de calcul temps-réel. A l'issue d'une étude anatomique, un modèle comportant 45 muscles et 24 degrés de liberté a été retenu. Une technique d'optimisation utilisant les multiplicateurs de Lagrange a été utilisée. La prédiction des efforts tendineux a été réalisée en temps-réel. La validation de ces efforts tendineux a nécessité le passage aux efforts musculaires. Une première approche de validation quantitative a été menée entre les activations prédites par optimisation et celles obtenues à partir des signaux EMG mesurés par des électrodes de surfaces. Ces premiers résultats ont validé l'approche adoptée dans ce travail ainsi que la modélisation développée.

ALEXANDRE et al. [9] ont analysé les contraintes à l'interface os ciment en fonction de l'épaisseur du ciment, pour cela une omoplate d'un cadavre sain de toute pathologie ont été réalisé pour l'étape de CT et reconstruiraient en 3D. Pour la méthode des éléments finis ils ont utilisé le logiciel Abaqus. Les résultats obtenus montrent que l'épaisseur optimale du ciment est de 1mm.

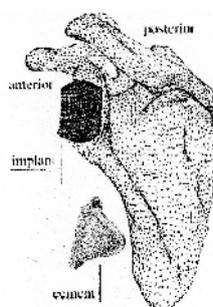


Figure I-5 : Modélisation par éléments finis de l'ensemble omoplate, glène et ciment.

LE BORGNE, et *al.* [10] proposent dans cet article une approche plus transversale ils décrivent aussi : les interactions entre mécanique et biochimie, c'est-à-dire, le lien entre les contraintes induites par le mouvement au niveau des structures ostéo ligamentaires et le métabolisme des tissus ; les interactions entre la mécanique et la neurologie, c'est-à-dire, le lien entre ces mêmes contraintes au niveau des mécanorécepteurs et le contrôle neurologique de ce mouvement. Ils ont tenté de présenter les notions et paramètres mécaniques du mouvement dans un modèle général de fonctionnement d'une articulation saine, intégrant à la fois les aspects mécaniques neurologiques et biologiques (approche de la tenségrité et de la mécanotransduction). Ils ont mis en évidence comment la contrainte mécanique entraîne une réponse biochimique et neurologique. Les résultats montrent que les mécanismes décrits permettent, à la fois, d'assurer l'intégrité articulaire, et de justifier l'adaptation des tissus, lorsque le niveau de contraintes reste physiologique. Tout autre contexte mécanique articulaire, entraînera, au sein des structures articulaires une modification de la contrainte en dynamique, bouleversant les mécanismes régénératifs et la cinématique intra articulaire. Cette approche permet de justifier que le geste thérapeutique, en restaurant la mobilité interarticulaire, restitue le métabolisme physiologique. De même, dans une approche ergonomique, les actions mécaniques créent à l'interface homme-objet, vont avoir un impact sur le fonctionnement articulaire. La quantification de ces actions mécaniques et de leurs répercussions sur les mécanismes articulaires précédemment décrits permet d'appréhender la notion d'inconfort.

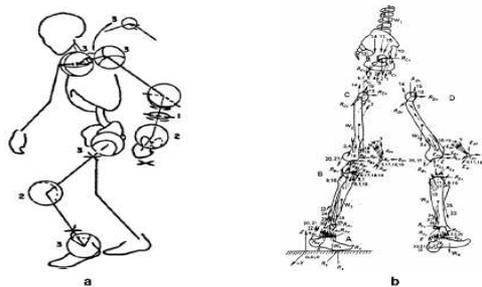


Figure I-6 : a) Modélisation du corps humain par des barres rigides articulées. b) Modélisation tridimensionnelle du membre inférieur.

AKRAM et *al.* [11] ont étudié la distribution des contraintes sur les surfaces des deux implants des articulations d'épaule et de hanche. La simulation a été faite avec logiciel Ansys 5.4. Des observations des comparaisons entre les deux articulations épaule et hanche ont été déduites.

DE MARGERIE [12] a présenté une courte synthèse d'études personnelles récentes de la structure microscopique des os des oiseaux actuels. Par une approche comparative et statistique, il est montré que certains types de tissus osseux observés résultent vraisemblablement d'une optimisation de la résistance du squelette à des contraintes

mécaniques, comme la torsion apparaissant au cours du vol. Il à fait une étude comparative de l'adaptation squelettique des oiseaux aux contraintes mécaniques, il suggère que :

- l'os compact primaire est adapté au type de contraintes mécaniques subies au cours de la locomotion
- cette adaptation concerne simultanément plusieurs niveaux d'intégration, d'une échelle macroscopique à une échelle microscopique
- certains types tissulaires (tissu laminaire) représentent probablement des adaptations à des contraintes en torsion (= cisaillement du matériau).

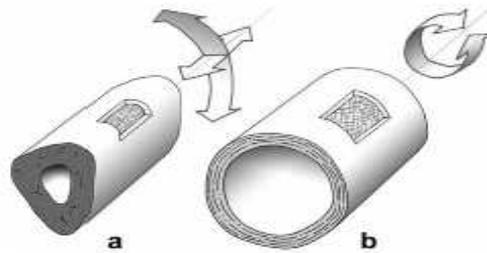


Figure I-7 : Prédiction théorique sur les structures optimales résistant à la flexion (a) ou à la torsion (b).

DUPREY [13] a étudié la réponse de l'épaule à un choc latéral ; elle a développé un modèle du complexe épaule en élément finis après une série d'essais sur les segments formant le complexe pour tirer les données nécessaires pour la modélisation, la reconstruction plus le transfert des images CT « computed tomography » au PC et enfin avec un logiciel développé sous Matlab elle a pu mailler le complexe.

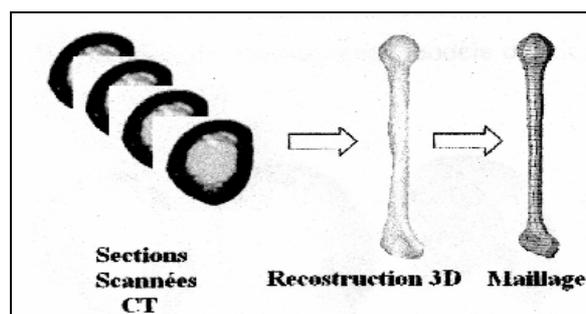


Figure I-8 : Méthode suivie Pour le maillage du modèle

BOULILA et al. [14] ont étudié l'effet de surcharges sur le comportement des implants de couple polyéthylène HD/INOX 316L, la simulation a été faite avec le logiciel Abaqus. La prothèse qu'ils ont étudiée est la prothèse de la hanche. Les résultats obtenus montrent que le couple polyéthylène-céramique ($\varnothing 28\text{mm}$) peut offrir un meilleur compromis

favorisant une bonne résistance mécanique et une certaine bio-fonctionnalité de la prothèse. On obtient aussi une bonne congruence favorise la cinématique.

SEBASTIEN [15] a utilisé le modèle élément fini de l'université de Louis Pasteur, trié d'une multitude de modèles développés à partir d'un crâne de cadavre et digitalisé par un dispositif. Ce modèle a été appliqué sur un sujet de 63 ans en état d'ivresse ayant été poussé par un jeune adulte, subissant ainsi une chute sur le crâne. Les pompiers arrivés la victime a été mis sur le brancard a subi une chute sur le crâne. Des séries d'essais ont été réalisés pour déterminer les données nécessaires pour l'application d'un modèle.

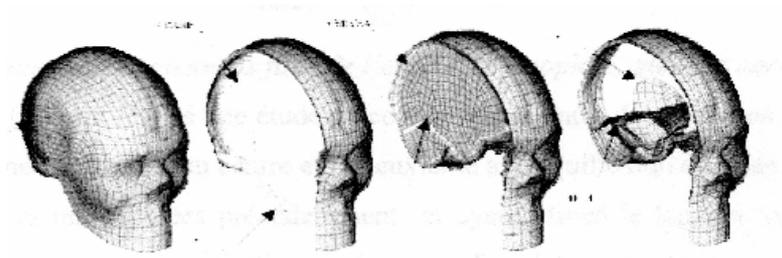


Figure I-9 : Modèles éléments finis utilisés.

Une étude a été réalisée par **THAKRAL et al. [16]** sur des chevilles de cadavres dans le but d'évaluer la stabilité de deux différentes voies d'abord pour le vissage inter-fragmentaire dans les fractures de la malléole latérale (externe). Dix chevilles provenant de cinq cadavres de femmes ont été utilisées. La fibula a été ostéotomisée distalement au niveau de la syndesmose à l'aide d'une scie, puis la fixation fracturaire a été faite de façon différente dans deux groupes. Dans le Groupe I les fractures ont été fixées par un vissage cortical antéro-postérieur traditionnel alors que dans le Groupe II, la fracture de la cheville controlatérale a été fixée à l'aide d'un vissage cortical postéro-antérieur. La fibula distale dans les deux groupes a été soumise à des forces biomécaniques de compression et de torsion et la force à laquelle la fixation a cédé a été enregistrée. Les résultats montrent que dans le Groupe I la force nécessaire pour casser le montage a été trouvée significativement plus faible que dans le Groupe II, avec une moyenne de 0.4 kN. La fixation du Groupe II a été trouvée la meilleure.

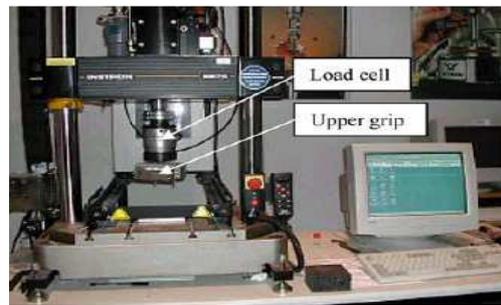


Figure I-10 : computer-controlled instron 8874 mechanical test machine

BOUGUETTOUCHA [17] étudie une prothèse du membre supérieur et la réalisation des électrodes qui peuvent détecter des signaux sur la peau durant une contraction musculaire. Elle a proposé une autre technique pour varier la vitesse d'une manière électronique, bien que la procédure utilisée pour modéliser le capotage permette d'avoir une main en 3D, cette étude permet de mieux connaître le comportement de la pince conçue durant l'application d'une force de préhension. Les résultats obtenus ont été démontrés les mesures d'activation musculaire différentes d'un point à un autre, il a réalisé plusieurs essais pour identifier le point optimal et le choix du muscle pour le positionnement des électrodes. Les résultats concernant le comportement de modèle géométrique ont été très satisfaisants, car les contraintes maximales 250Mpa inférieure à celle ultime d'aluminium 370Mpa.

GARCIA et al. [18] ont analysé mécaniquement des os et os-implant systèmes. Ils décrivent le comportement mécanique macroscopique de l'os cortical et trabéculaire dans un cylindre par une loi constitutive 3D. Ils ont proposé un modèle mathématique qui a été établi dans le cadre de la compatibilité généralisée des matériaux standard pour trois modes nets. Ils ont fait une résolution numérique de problèmes de valeurs de plusieurs limites et une application de biomécanique pour illustrer le potentiel du modèle de comportement et pour démontrer la convergence quadratique attendue de l'algorithme.

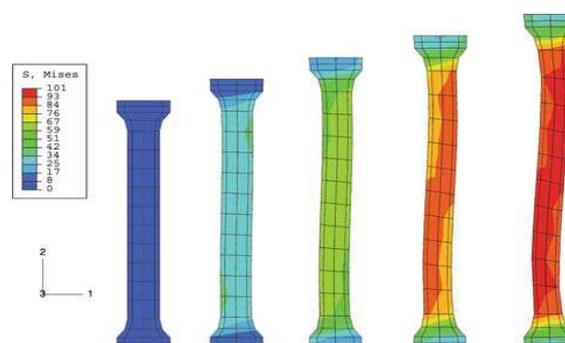


Figure I-11 : Essai de traction effectuée sur les fibres de l'os cortical

Chapitre II : Présentation biomécanique du bras et ses applications

II.1 Introduction

Dans ce chapitre nous effectuerons une présentation biomécanique du bras ayant pour but d'en appréhender les spécificités. Nous situerons tout d'abord le bras et son anatomie puis présenterons quelques caractéristiques particulières de son comportement. Et nous clôturons ce chapitre par les applications de la biomécanique dans les domaines ergonomies, médecines, robotiques et sportifs.

II.2 Définitions de la biomécanique

La biomécanique est la mécanique, c'est une science qui traite les forces et leurs effets appliqué à un système biologique. Traditionnellement, cela signifiait le corps humain dans les hauts niveaux. Cependant, il n'a pas besoin de n'importe quelles limitations, comme n'importe quelle forme-vie peut être étudiée à n'importe quel niveau. Récemment, à cause de l'intérêt au développement de nouveaux médicaments et les mesures de leurs effets sur le corps, la biomécanique est progressée au niveau bas d'une cellule simple. [19] Dans Cette mémoire on concentre exclusivement sur le bras d'un corps humain.

L'entraîneur qui veut agir pour modifier la technique de ses athlètes sans calquer la technique de l'athlète de haut niveau doit observer, mesurer, analyser et remédier par un composant satellite qu'est la biomécanique. « La biomécanique est l'étude de la physique et de ses systèmes mécaniques appliqués à l'homme ». La compréhension des lois physiques appliquées à l'homme permet de mieux répondre aux caractéristiques de l'athlète entraîné. L'application de quelques grands principes liés à des lois physiques simples permettront de mieux répondre aux besoins de tous. Ces lois physiques sont extraites des travaux d'Isaac Newton qui à la fin du XVIII siècle a fait une synthèse de plusieurs phénomènes mécaniques et en a formulé trois lois fondamentales universelles liées au mouvement. [20]

La biomécanique est une des sciences qui étudie le mouvement humain. Selon Hatze (1974) c'est la science qui étudie la structure et la fonction des systèmes biologiques au moyen des méthodes de la mécanique. De son côté, Roy (1992) définit la biomécanique comme la science qui relie les forces internes et externes aux corps humains ainsi que les effets produits par ces forces. Nous vivons dans un univers soumis à un certain nombre de règles et de principes qui régissent le mouvement de tous les corps. Le corps humain faisant partie de cet univers, il est soumis à ces mêmes lois. On peut donc examiner le mouvement du corps humain de la même façon que la physique mécanique examine le mouvement général

de tous les corps (fusée, voiture, ...) en faisant appel aux mêmes lois, les mêmes concepts et en utilisant les mêmes méthodes. [21]

II.3 Généralités sur la biomécanique

II.3.1 Kinésiologie et Biomécanique

La Kinésiologie approche les mouvements du corps depuis une multitude de perspectives : psychologique, philosophique, sociale ou physiologique. Ainsi la Kinésiologie est l'étude des mouvements du corps à travers l'activité sportive. La corrélation des connaissances en biologie, des propriétés des systèmes ostéo-articulaire, neuro-musculaires et des lois physiques à propos des principes mécaniques a donné naissance à une nouvelle discipline appelée biomécanique. C'est ainsi que la différence fondamentale de la biomécanique par rapport à la kinésiologie est l'utilisation des principes mécaniques dans l'élaboration des mouvements du corps. Cette notion de biomécanique n'est pas uniquement utilisée par les éducateurs sportifs mais aussi dans de nombreuses sciences comme la biologie, la physiologie, la médecine, la bio-médecine, en orthopédie en cardiologie, chez les ingénieurs, les maquetistes ...

En bio-médecine les valeurs biomécaniques du corps sont très souvent sollicités pour comprendre par exemple les phénomènes du flux sanguins. Les ingénieurs étudient la mobilité du corps pour concevoir des matériaux plus appropriés à la population, pour dessiner des fauteuils plus confortables... L'éducateur sportif utilisera ces critères afin d'augmenter les performances de ces élèves.

II.3.1.1 Caractères physiques du corps

Il est important de considérer les caractéristiques physiques d'un individu pour en apprécier ses qualités dynamiques. C'est pourquoi il faudra comprendre le mode d'évolution du corps, connaître parfaitement les appareils osseux, articulaires et neuro-musculaires.

L'anthropométrie mesure les différentes caractéristiques physiques du corps comme le poids, la hauteur, et le volume. Cette anthropométrie concerne non seulement la totalité du corps mais peut intéresser chaque partie du corps. On pourra ainsi définir des populations d'individus répondant à des critères anthropométriques, et pour chaque population attribuer des activités spécifiques leurs convenant.

II.3.1.2 Caractéristiques mécaniques des mouvements du corps.

Tout ce qui concerne l'étude des propriétés mécanique d'un système peut être faite lors d'un mouvement soit en dynamique ou à l'arrêt soit statique. Cependant il est difficile de considérer que le corps puisse être en situation statique pure, il est toujours soumis à une certaine

activité d'équilibre. C'est pourquoi l'étude dynamique du Bras du corps Humain sera plus discutée travers cette mémoire.

L'étude dynamique se fait selon deux approches, l'une cinématique qui prend en compte les facteurs temporo-spatiaux du mouvement et l'étude cinétique qui traite des forces qui agissent sur le corps et qui génèrent le mouvement.

II.3.2 Approche de l'étude des mouvements du corps

Deux approches sont utilisées dans l'étude des concepts biologiques et mécaniques du corps, l'approche quantitative et l'approche qualitative.

L'approche quantitative quantifie numériquement un mouvement. Elle nécessite un appareillage qui donne de manière objective par exemple l'amplitude d'un mouvement donné ou le diamètre d'un muscle. Ces données informent l'examineur sur l'état du sujet. Cette approche demande beaucoup de temps et n'est pratiquement pas utilisée par les entraîneurs sportifs dans l'élaboration d'un exercice. Cependant elle peut être très nécessaire dans un programme de rééducation fonctionnelle du corps ou d'une partie du corps.

L'approche qualitative est basée sur l'analyse visuelle d'un mouvement inspirée par les principes mécaniques et physiques qui peuvent intervenir sur les mouvements. Cette analyse peut s'appuyer sur des supports vidéo afin de visualiser et re-visualiser un mouvement dans le but d'améliorer sa performance. Cependant cette approche purement subjective et doit être inspirée des notions quantitatives afin de s'appuyer sur des bases solides.

II.3.3 La nature des éléments du mouvement

II.3.3.1 Les Limites des mouvements

Un Groupe de mouvements est généralement une série de mouvements anatomiques qui ont les mêmes configurations spatiales, comme par exemple évoluant dans un même plan. La marche, La course, le saut, le footing, la glisse sont des mouvements effectués dans le même espace. Lorsque ce groupe de mouvements est adapté à une activité particulière il est appelé spécialité. Par exemple le saut en hauteur est une spécialité du saut, le dos est une spécialité de la nage, le ski est une spécialité de la glisse Lorsque cette spécialité est décomposée en différents types de mouvements on parle alors de technique. Le dos crawlé est une technique du dos, le ciseau et le flop est une technique de saut. Dans ces techniques différentes parties du corps sont utilisées dans l'élaboration du mouvement pour la même finalité. Il faudra donc adapter ces mouvements aux critères cinétiques et cinématiques on parlera alors de style. Par exemple un flop peut s'effectuer après une course directe ou courbe vers le sautoir. Ces modifications à chaque spécialité sont dues aux contraintes supportées par l'activité. Contraintes d'ordres extérieures

comme l'environnement (temps, visibilité, bruits, conception de l'espace, ...) des lois régissant un sport, de l'équipement... Ou d'ordre personnelles comme le poids la hauteur, la souplesse, la puissance, la force musculaire, le niveau, la disponibilité et la préparation à l'effort.

Ces deux critères rendent l'adaptation à une activité physique difficile. Cependant dans tout exercice il sera nécessaire d'évaluer la majeure partie de ces critères afin de donner à l'exercice le maximum de performance.

II.3.3.2 Efficacité et Rendement

Le concept d'efficacité inclue le travail et l'énergie. Un mouvement efficace est un mouvement qui effectue le plus de travail en utilisant le moins d'énergie. En sport cette notion est utilisée chez les sportifs de fond. La biomécanique elle, utilise plus le rendement en appréciant de quelle manière un mouvement sera accompli avec le plus de performance. Le degré, de travail utilisé, pour effectuer ce mouvement ne rentre pas en ligne de compte. C'est ainsi par exemple qu'une performance pourra être effectuée plus efficacement par un sportif qui utilise que la moitié, de ses capacités que par un autre qui accomplit le mieux l'effort donné.

II.3.3.3 Minimum, Maximum et Optimum

Prenons par exemple un coureur effectuant une distance courte. Ce coureur va donner le maximum de ces capacités pour effectuer cette distance. Cependant si ce même coureur doit effectuer une distance beaucoup plus longue il ne pourra pas couvrir cette distance au même rythme. Il devra minimiser son effort afin de finir cette distance. La limite ... laquelle il pourra couvrir cette distance au maxima de son effort est appelé Optimum. Chez le coureur cycliste une étude a été faite concernant la corrélation qu'il existe entre l'effort efficace et l'utilisation mécanique du pédalier afin d'augmenter le rendement. Il s'avère qu'optimisé, l'efficacité maximise le rendement.

II.3.3.4 Classification des spécialités

Tous les mouvements sont effectués dans un environnement, qu'il soit fermé ou ouvert, qu'il soit individuel ou par équipe, qu'il nécessite ou non un équipement spécialisé. Le mouvement qui est soumis au moins de contraintes extérieures est appelé mouvement primaire. Ce mouvement ne subit pas de contraintes extérieures dans son déroulement. Par exemple un service au tennis, un lancé de javelot, un saut ... Dans ces exemples l'environnement rentre en jeu mais l'exécuteur ne doit pas s'adapter ... une situation inattendue.

Lors de la réception d'un lancé, dans la préparation d'un renvoi au tennis, coup droit ou revers ... L'exécuteur doit s'adapter et répondre très rapidement ... une modification brutale de l'environnement il s'agit d'une action secondaire. Dans ce genre de situation la rapidité

d'exécution sera plus importante que la manière dans laquelle le mouvement sera effectué. C'est pourquoi il faudra tenir compte des facultés de perception dans l'élaboration du mouvement afin qu'il soit dans la meilleure situation pour effectuer son mouvement de retour on parle alors d'anticipation. Le temps nécessaire à l'élaboration de ce mouvement suivra le temps d'anticipation. Dans l'élaboration Kinématique d'un mouvement on doit considérer son déroulement. S'agit-il d'un mouvement répétitif ou effectué en un temps. La natation ou la course est une répétition continue de cycle de mouvements alors que le jet, le saut est un mouvement unique bien qu'il puisse être suivi d'une phase de lancement.

Lorsqu'on observe un mouvement on le décomposera alors en différentes phases, comme la préparation, l'exécution et la récupération. L'une des phases peut influencer les phases suivantes aussi faudra t'il prendre en considération chacune de celle ci dans l'élaboration du geste afin d'obtenir le meilleur rendement. La phase de récupération est indispensable dans la préparation du geste suivant mais elle peut être importante dans la finalité du geste. Par exemple le placement au tennis, pour être en mesure d'anticiper depuis la meilleure position le geste qui devra suivre. Dans la vie de tous les jours la marche est un des exemples le plus significatifs où dans l'élaboration d'un mouvement de routine comme le travail à la chaîne par exemple...

II.3.4 Concept mécanique primaire d'une spécialité

Pour faciliter l'étude biomécanique d'un mouvement nous devons porter notre attention sur la raison du mouvement. Chaque geste sportif ou de tous les jours peuvent être appréciés selon des critères mécaniques primaires. Cette analyse est généralement d'ordre mécanique, par exemple un lancé nécessite une aire de réception, l'atteinte de cette aire est le but du mouvement et donc la raison primaire de ce jet. Cependant ce jet peut nécessiter une vitesse d'exécution importante, ce deuxième critère est d'ordre secondaire. On décomposera donc un geste selon un ordre chronologique des critères dans l'exécution de ce geste. C'est ainsi que pour chaque mouvement il existe un critère mécanique primaire. Cependant dans un sport comme le football ou le critère primaire est de marquer le plus de but, il n'est pas possible de constituer de modèle mécanique de ce score. Il faudra donc non pas considérer le football dans l'analyse mécanique du mouvement mais de tire au but. Dans cet esprit chaque geste peut avoir un concept mécanique primaire mais au sein de ceux-ci chaque élément peut posséder son propre caractère primaire. Il faudra là encore prendre en considération à travers ce mouvement quel est le but du geste et par là même son critère le plus important. On pourra donc retrouver plusieurs événements qui auront le même critère primaire d'exécution.

Les Procédés analytiques.

L'analyse de la performance d'un mouvement nécessite plusieurs étapes.

- Définir le critère mécanique primaire.

- Définir les principes biomécaniques sur lesquels la meilleure performance est obtenue. Ces principes s'inspirent de données biologiques (neuro-musculaire, musculo-squelettique) et de données mécaniques.

- Définir les contraintes que subit le mouvement dans son élaboration.

Critères concernant le terrain, le temps ...

Critères concernant l'individu, son poids, sa puissance..

Critères concernant le suivie du geste.

Considérant la grande variation des aptitudes personnelles, on doit personnaliser le mouvement quand il est décrit. Il faudra donc connaître parfaitement l'élaboration biomécanique idéale d'un mouvement et l'adapter au système concerné selon ses critères individuels. C'est ainsi qu'à chacun son style mais en aucun cas ses modifications de styles modifie le concept mécanique d'un mouvement (a chacun sa manière d'ajuster).

II.4 Objectives de la biomécanique:

La biomécanique traite des principes de construction du corps humain et des relations entre les structures et les fonctions du corps. Leurs complexités exigent des approches analytiques spécifiques et complexes pour décrire, analyser et modéliser le système biomécanique. L'adaptation des structures biologiques aux exigences fonctionnelles se heurte à une contrainte particulière qui est la fluctuation des propriétés physiques du corps dans le temps. Les principaux objectifs de la biomécanique sont axés sur les applications pratiques et peuvent se définir ainsi :

- Comprendre les lois de la mécanique et formuler les principes biomécaniques sous-jacents aux mouvements humains,

- Identifier les facteurs susceptibles d'influencer les fonctions motrices et les facteurs physiologiques limitant leur réalisation,

- Améliorer les fonctions motrices, et à tous les niveaux, les performances accomplies par ces fonctions. [22]

II.5 Présentation des plans de référence

A fin de repérer pratiquement les différents segments corporels, nous commencerons par définir les trois plans suivants :

- Le plan sagittal, qui est le plan de symétrie du corps humain (OXY)
- Le plan frontal, qui correspond au plan vertical perpendiculaire au plan sagittal (OYZ).
- Le plan horizontal, ou transversal qui est perpendiculaire aux deux autres (OXY).

Les axes du repère ortho normal OXYZ sont définis par les intersections de ces plans

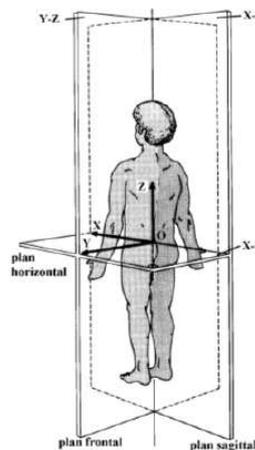


Figure II-1 Représentation des trois plans de référence (d'après White [23])

II.6 Étude anatomique et biomécanique du bras :

II.6.1 La main :

II.6.1.1 Anatomie de la main

Le squelette de la main comporte les os du poignet, les métacarpes et les os des doigts. L'articulation de chaque doigt sur son métacarpe est appelée *métacarpe-phalangienne* (MCP). Les articulations entre phalanges sont appelées *inter phalangiennes proximales* (IPP) et *inter phalangiennes distales* (IPD), ou, pour le pouce, simplement *inter phalangiennes* (IP). L'articulation située à la base du pouce est dite *carpo-métacarpienne* (CMC). [24]

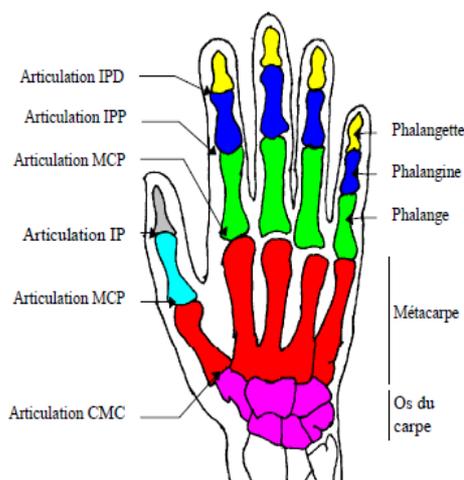


Figure II-2 : *Squelette de la main* [24]

II.6.1.1.1 Segments digitaux

La main proprement dite naît du carpe par les métacarpiens. Chaque rayon digital est constitué d'un métacarpe et de 3 phalanges, proximale ou première phalange (P1), intermédiaire ou secondaire (P2) et distale ou troisième phalange (P3). Seul le pouce ne comporte que deux phalanges

II.6.1.1.2 Poignet : carpe

Le poignet unit l'avant-bras à la main. C'est la structure la plus complexe du membre supérieur. L'extrémité inférieure du radius s'articule avec la première rangée des os du carpe. L'ulna est en effet plus court au poignet que le radius. La tête de l'ulna n'est donc pas en contact avec le carpe Figure II-6 [25]. Le poignet, articulation de type synoviale qui relie l'avant-bras à la main et permet des mouvements de flexion, d'extension et de rotation. Le poignet est aussi appelé articulation radio-carpienne, car il met en présence l'extrémité inférieure du radius avec la première rangée des os du carpe. Les surfaces articulaires engagées sont l'une concave et l'autre convexe : l'articulation est dite ellipsoïde. Elle est renforcée par des ligaments. À la face postérieure du poignet, la peau est mince et soulevée par les os. Sur le bord interne, on voit saillir la tête et l'apophyse styloïde du cubitus. On devine également à ce niveau le relief des tendons des muscles. [26]

II.6.1.2 Anthropométrie de la main

L'anthropométrie est l'étude comparative des mesures du corps humain. Une des études les plus élaborées, à notre connaissance, est celle de Wagner [27] réalisée sur un échantillon de 127 hommes âgés de 17 à 63 ans et 111 femmes âgées de 16 à 64 ans, et repose sur 48 mesures morphologiques. A partir de ces mesures, un certain nombre de contraintes

anthropométriques peuvent être déduites. Elles sont exprimées sous forme de relation entre mesures et d'intervalles de valeurs possibles. Par exemple, la longueur de la première phalange du majeur est égale à $0,266 \pm 0,003$ fois la longueur de la main.

II.6.1.3 Biomécanique de la main

Les mouvements élémentaires sont les mouvements de base générés sur une structure anatomique par un groupe musculaire propre. Ces mouvements, pour le membre supérieur, sont la **flexion/extension**, l'**adduction/abduction** et la **pronation/supination**.

On émet l'hypothèse que tout geste de la main est une combinaison de ces trois mouvements. La main est un objet articulé possédant 28 degrés de liberté. Six sont définis au niveau du poignet : 3 rotations et 3 translations. Vingt-deux sont associés aux différentes articulations des doigts. Deux degrés de liberté (abduction / adduction et flexion / extension) pour les articulations *métacarpe-phalangiennes*, un autre (flexion / extension) au niveau de chaque articulation *inter phalangienne*. D'après **Buchholz [28]**, l'articulation carpo-métacarpienne du pouce possède 3 degrés de liberté : abduction / adduction, flexion / extension et une pseudo-rotation due à l'incongruité entre les os du carpe et la base du métacarpe du pouce, et au relâchement des ligaments les reliant.

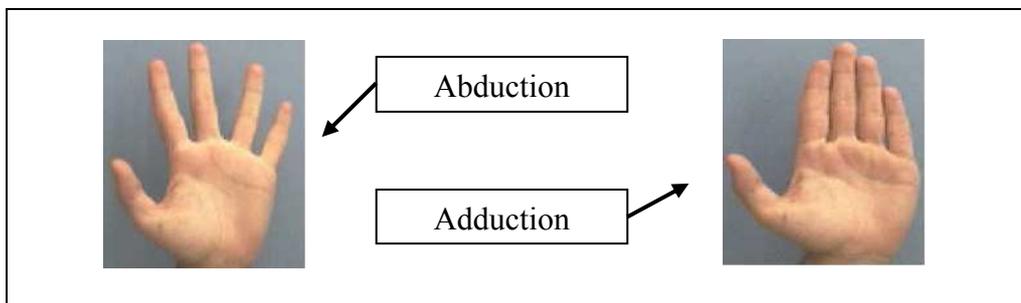


Figure II-3 : Mouvements d'adduction et d'abduction

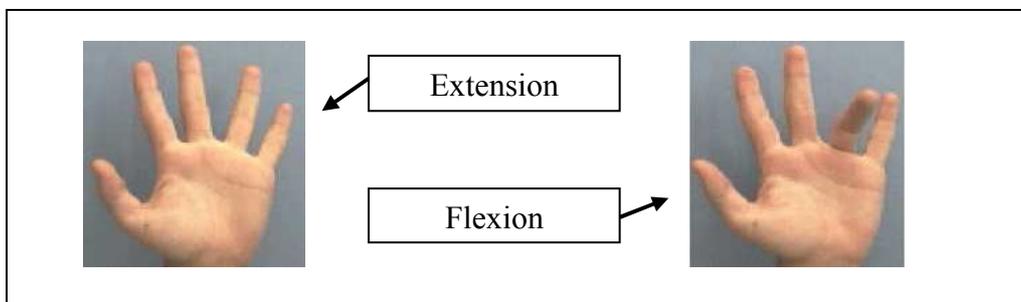


Figure II-4: Mouvements d'extension et de flexion

Les mouvements des doigts de la main sont régis par des contraintes biomécaniques qui font que certaines postures ne sont pas réalisables. [29, 30, 31] Ces contraintes sont statiques ou dynamiques. Les contraintes statiques traduisent les limites des angles

d'abduction / adduction ou de flexion / extension possibles des différentes articulations. Par exemple, l'angle de flexion / extension des premières phalanges des quatre doigts est compris entre -110° et 15° .

II.6.1.3.1 Adduction – abduction

L'abduction/adduction se définit dans le plan frontal. L'abduction est le mouvement qui éloigne le segment du membre de l'axe considéré (axe de la main ou du corps).

L'adduction rapproche le segment de membre de cet axe. Lors de la description d'un membre, il s'agit de l'axe du membre. Ainsi, on parle de l'abduction du cinquième doigt lorsqu'il s'éloigne de l'axe de la main, en notant qu'il se rapproche de l'axe du corps. En pratique, l'axe de référence pour l'ensemble des segments digitaux est celui de la main (sur la Figure II-3 l'axe de la main est la droite d'intersection des deux plans), c'est-à-dire l'axe du troisième métacarpien. Ainsi, sur la Figure II-3, le mouvement d'adduction de la main au niveau du poignet s'effectue selon la direction 3, et l'abduction selon la direction opposée.

II.6.1.3.2 Flexion – extension

Ce mouvement se décrit dans le plan sagittal. La flexion rapproche en avant le segment de membre considéré du segment anatomique sus-jacent. L'extension est le mouvement inverse. Sur la Figure II-5 la flexion se fait dans la direction 1, tandis que l'extension se réalise dans la direction 2.

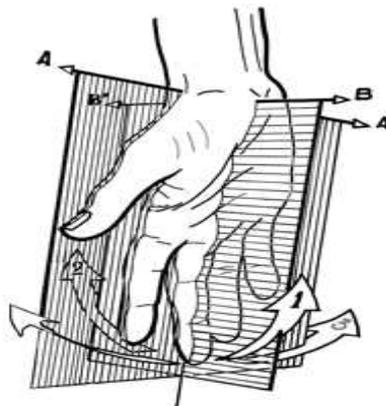


Figure II-5 : Flexion – Extension de la main

II.6.1.3.3 Pronation – supination

Ce mouvement se produit au niveau de l'articulation du coude. Elle ne peut être définie que lorsque le coude est fléchi à 90° , la position de référence est la position neutre, pouce vers le haut. Le mouvement de pronation consiste à mettre la paume de la main vers le sol. La supination tourne la paume de la main vers le ciel.

II.6.2 L'avant bras

L'avant-bras, partie du membre supérieur qui relie le bras à la main. Le squelette de l'avant-bras est formé du radius et du cubitus. L'avant-bras est limité en haut par l'articulation du coude et en bas par celle du poignet. L'avant-bras comprend une vingtaine de muscles. Huit d'entre eux sont des muscles qui permettent la flexion de la main sur l'avant-bras et celle des phalanges des doigts. Le muscle fléchisseur commun profond des doigts est le muscle le plus puissant de l'avant-bras. Une douzaine d'autres muscles permettent des mouvements d'extension, de pronation ou de supination. L'avant-bras est irrigué par deux artères principales : l'artère radiale et l'artère cubitale. Trois nerfs principaux innervent l'avant-bras : le nerf médian, qui innerve la partie antérieure, le nerf radial, destiné à la région postérieure, et le nerf cubital, qui descend dans la partie interne de la loge antérieure de l'avant-bras. [26]

Le radius et l'ulna constituent les deux os du squelette de l'avant-bras. Lors des mouvements de pronation/supination, ou rotation longitudinale de l'avant-bras autour de son axe longitudinal, le radius s'enroule autour de l'ulna, du fait de sa forme grossièrement en manivelle. L'ulna est donc l'os fixe de l'avant bras, autour du quel pivote le radius dans le mouvement de pronation/supination. L'ulna a quant à lui une architecture beaucoup plus rectiligne. L'ulna est l'os ante brachial de référence pour la flexion-extension du coude. Le radius est l'os ante brachial de référence pour la flexion/extension du poignet. Ceci se traduit lorsque l'on décrit le squelette ante brachial par le fait que ces deux os ont « globalement une structure triangulaire » à base proximale pour l'ulna et à base distale pour le radius. La tête radiale, petite, est donc au coude et la tête ulnaire au poignet Figure II-6, [25]

Au niveau du coude, on parle de flexion/extension. La position de référence est l'avant-bras dans l'axe du bras. L'extension est à 0°. En flexion, les masses musculaires de l'avant-bras viennent en contact de la masse du biceps brachial. Au total, le secteur de mobilité va de 0° d'extension à 150° de flexion. Pour le mouvement de pronation, l'avant bras peut réaliser un angle de rotation de l'ordre de 80°, alors que pour la supination l'angle de rotation atteint 85°.

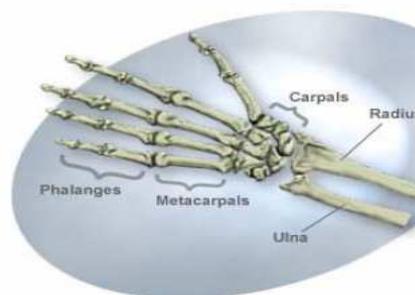


Figure II-6 : Squelette de la main et de l'avant bras [25]

II.6.2.1 Radius

Radius, os long qui constitue la partie externe du squelette de l'avant-bras, la partie interne étant formée par le cubitus. À l'inverse du cubitus, le radius est peu volumineux vers le haut, mais très développé vers le bas, où il s'articule aussi avec les os de la main. L'extrémité supérieure du radius se présente sous la forme d'un plateau circulaire qui s'appuie sur le condyle, petite saillie d'un des bords inférieurs de l'humérus. La région située entre l'extrémité supérieure et le corps de l'os est légèrement rétrécie ; c'est le col du radius, qui surmonte un relief où s'insère le tendon inférieur du biceps et qui prend le nom de tubérosité bicipitale. L'extrémité inférieure est aplatie et mesure trois centimètres de large sur deux centimètres d'épaisseur ; elle présente deux facettes sur lesquelles s'emboîte la première rangée des os de la main. Sur le côté externe de l'avant-bras, au niveau du poignet, on devine un renflement de l'os qui fait saillie sous la peau, c'est l'apophyse styloïde du radius. L'apophyse styloïde du radius est plus basse que celle du cubitus, importante particularité mise en œuvre pour diagnostiquer les fractures du poignet. Le radius compte de nombreuses insertions pour les muscles fléchisseurs et extenseurs des doigts

II.6.2.2 Cubitus

Cubitus, os long qui forme avec le radius le squelette de l'avant-bras, dont il constitue la partie interne. Le cubitus s'articule en haut avec l'humérus par une surface en forme de crochet, qui permet l'union avec la trochlée, composante de la partie inférieure de l'humérus. L'arrière de cette cavité, située à l'extrémité supérieure du cubitus, a reçu le nom d'oléocrane. Elle constitue une sorte de taquet qui limite en arrière les mouvements de l'avant-bras sur le bras. Sans l'oléocrane, la position du bras tendu serait impossible. À son point de contact avec l'humérus, le cubitus rappelle, par sa forme, celle d'une clef anglaise. L'os va ensuite en s'amincissant jusqu'à son extrémité inférieure, appelée tête du cubitus, qui s'articule avec les os de la main. Cette extrémité est renflée d'une petite saillie, appelée apophyse styloïde du cubitus. Le corps du cubitus est de forme triangulaire ; il est percé d'un orifice dans lequel passe l'artère nourricière. Les trois bords de l'os servent de points d'insertion aux nombreux faisceaux musculaires de l'avant-bras et de la main

II.6.2.3 Le Coude

II.6.2.3.1 Présentation

Coude, région du membre supérieur qui unit le bras à l'avant-bras ; articulation du coude. Le coude regroupe, en fait, trois articulations distinctes, qui mettent en jeu trois os : l'humérus par sa partie inférieure et les deux os de l'avant-bras ; le radius et le cubitus, par leurs extrémités supérieures. On distingue ainsi l'articulation huméro-radiale, radio-ulnaire (c'est-à-dire du radius avec le cubitus, du latin *ulna*, avant-bras) et huméro-ulnaire.

L'articulation huméro-ulnaire est une articulation à un seul axe ; elle engage la gorge d'une poulie, la trochlée de l'humérus, avec l'extrémité supérieure du cubitus et permet uniquement les mouvements de flexion et d'extension de l'avant-bras sur le bras. Grâce à l'articulation radio-ulnaire, le radius peut contourner le cubitus ; elle permet des mouvements de pronation et de supination. Sur la face postérieure du coude on remarque la saillie osseuse de l'olécrane, partie supérieure crochetée du cubitus qui limite en arrière les mouvements de l'avant-bras sur le bras. Le triceps s'insère sur l'olécrane. À cet endroit de la face postérieure du coude, la peau est rugueuse et plissée. La douleur ressentie en heurtant une surface dure au niveau du coude est due au choc sur le nerf cubital qui repose à ce niveau directement sur l'os, à l'endroit où ce dernier fait saillie sous la peau. Les mouvements de l'articulation du coude sont régis par des muscles moteurs. Le coude est une articulation de type synoviale, dans laquelle les cartilages articulaires sont limités par une membrane, dite membrane synoviale.

II.6.2.3.2 Pli Du Coude

C'est la région antérieure du coude qui s'oppose à la région postérieure, ou olécranienne. Au pli du coude, la peau est plus fine qu'à la face postérieure. C'est à ce niveau que passent le nerf médian et l'artère humérale, dont on entend les battements lors de la mesure de la pression artérielle. C'est aussi dans cette région anatomique que l'on pratique le plus souvent les prises de sang et les injections intraveineuses

II.6.2.3.3 Pathologies

Les luxations déplacent l'avant-bras par rapport au bras. La luxation en arrière, forme particulière de luxation, résulte souvent d'une chute sur la main. Le coude ne peut plus assurer sa fonction articulaire et la douleur est vive. Parmi les fractures de l'articulation du coude, celle de l'olécrane est l'une des plus fréquentes. Ces fractures sont aussi la conséquence de chutes sur la main ou sur l'avant-bras.

II.6.3 Le bras :

bras, segment du membre supérieur compris entre l'épaule et le coude et constitué par un os unique, l'humérus, autour duquel s'organisent des parties musculaires, des nerfs, des artères, des veines et des canaux lymphatiques.

Le bras se présente sous deux faces, l'une antérieure qui s'expose lorsque le dos de la main est tournée vers le bas, l'autre postérieure lorsque le dos de la main est tourné vers le haut. Deux muscles sont bien visibles sur le bras : le biceps qui forme une bosse sous la peau de la face antérieure lorsque l'avant-bras se replie sur le bras et le triceps qui délimite une saillie charnue à la face postérieure lorsque le bras est tendu. Le bras, comme l'ensemble du membre supérieur, est innervé par le plexus brachial formé par la réunion de plusieurs nerfs rachidiens qui donnent naissance à des nerfs périphériques délimitant des zones sensibles et motrices. L'artère humérale est l'artère principale du bras. La peau du bras est fine sur la face antérieure et on peut facilement deviner la présence de deux veines vers le bas ; la veine céphalique et la veine basilique qui se réunissent au pli du coude en une sorte de M dit M veineux. Cette disposition anatomique permet d'effectuer assez facilement des injections intraveineuses ou des prises de sang. [26]

II.6.3.1 Le humérus

L'humérus, gros os long du membre supérieur qui constitue à lui seul toute la charpente du bras. La partie supérieure de l'humérus s'articule avec l'omoplate, pour réaliser l'articulation de l'épaule. La partie inférieure de l'humérus est reliée aux os de l'avant-bras, le radius et le cubitus, pour former l'articulation du coude. L'humérus apparaît comme tordu sur son axe longitudinal ; il présente trois faces.

Son extrémité supérieure, ou épiphyse proximale, est terminée par une sorte de sphère, ou tête de l'humérus, qui glisse dans la cavité glénoïde, large surface ovoïde de l'omoplate, pour constituer l'articulation scapulo-humérale. La diaphyse, ou corps de l'os, se prolonge par l'extrémité inférieure, aplatie, élargie et légèrement recourbée d'arrière en avant, au milieu de laquelle l'os adopte la forme d'une gorge de poulie bien lisse dans laquelle vient se glisser une cavité de l'extrémité supérieure du cubitus. De chaque côté de l'extrémité inférieure de l'humérus se trouve une saillie qui sert de point d'ancrage à plusieurs muscles et tendons. La face postérieure de l'humérus est traversée par une sorte de gouttière dans laquelle passe le nerf radial. Celui-ci peut, en raison de sa position, être facilement lésé dans le cas de certaines fractures.

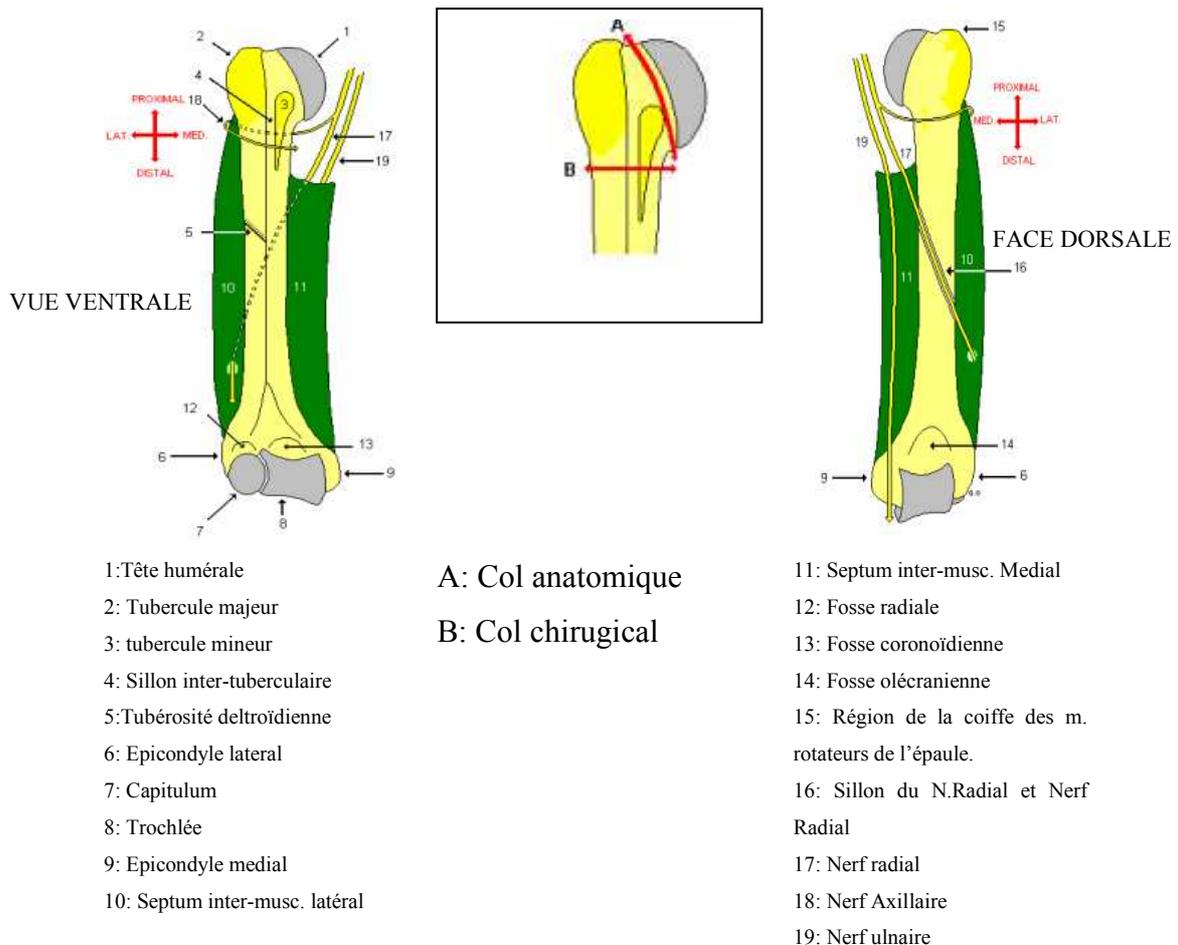


Figure II-7 : Humérus : Ostéologie et rapports nerveux [32]

II.6.3.2 L'épaule :

II.6.3.2.1 Présentation

L'épaule, région du membre supérieur qui attache le bras au thorax.

L'épaule est constituée de deux os : la clavicule située en avant et l'omoplate située en arrière. La clavicule est un os long, courbé en forme de S qui s'articule avec le sternum d'une part et avec l'omoplate d'autre part. L'omoplate est un os triangulaire, bien visible sous la peau du dos.

II.6.3.2.2 Anatomie Articulaire

Au niveau de l'épaule, on distingue trois articulations. La première unit la clavicule au sternum et à la première côte, c'est l'articulation sterno-costoclaviculaire. La deuxième unit la clavicule à la partie supérieure de l'omoplate, c'est l'articulation acromioclaviculaire. La dernière, l'articulation scapulo-humérale, unit l'humérus à l'omoplate ; elle présente une importance particulière, puisqu'elle sert de pièce d'assemblage entre le bras et le thorax. Cette

articulation jouit d'une très grande mobilité qui permet au bras d'effectuer de très nombreux mouvements de types différents.

La région de l'épaule reçoit le sang artériel par les branches de l'artère sous-clavière. Les nerfs sont issus du plexus brachial qui émet de nombreuses branches nerveuses collatérales.

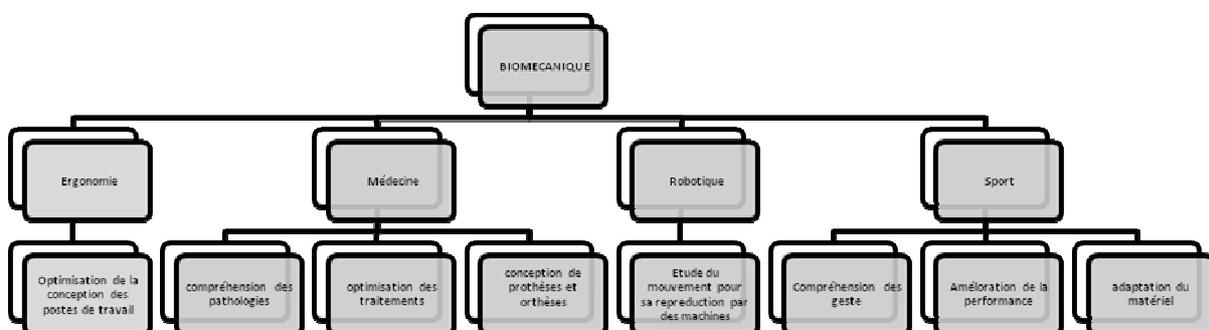
II.6.3.2.3 Les Pathologies De L'épaule

Les luxations, déplacements entre surfaces articulaires normalement en rapport constant, constituent la pathologie la plus fréquente de l'épaule. Elle est le plus fréquemment due à une chute, accompagnée d'un mouvement du bras vers le haut. La capsule articulaire se déchire et la tête de l'humérus se déboîte de son contact avec la cavité glénoïde de l'omoplate. L'extrémité supérieure de l'humérus vient alors se loger sous l'aisselle. Ces luxations sont extrêmement douloureuses. La remise en place s'effectue sous anesthésie.

La périarthrite de l'épaule, due à une atteinte des tissus qui bordent l'articulation, est aussi fréquente chez des sujets à risque, c'est à dire chez ceux qui exposent leur articulation de l'épaule à des mouvements répétés, comme les violonistes par exemple. Le traitement consiste à administrer des anti-inflammatoires comme l'aspirine, ou des corticoïdes dans les cas plus graves. L'ankylose est un blocage de l'articulation.

II.7 Les applications de la biomécanique

La biomécanique est un domaine très vaste ; Elle n'est pas uniquement utilisé par les éducateurs sportifs mais aussi dans nombreuses sciences comme la biologie, la physiologie, la robotique, la médecine, la biomédecine, l'orthopédie, la cardiologie et encore chez les ingénieurs et les maquettistes.



Organigramme II-1 : Les applications de la biomécanique

II.7.1 Ergonomie



Figure II-8 : Optimisation d'un cockpit d'avion en fonction des mouvements



Figure II-9 : Douleurs de dos, analyse de tâches, calcul des efforts

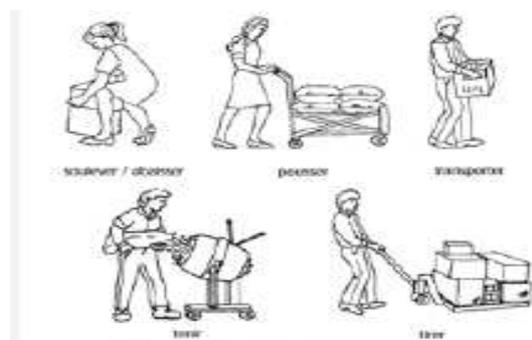


Figure II-10 : divers

II.7.2 Médecine



Figure II-11 : Compréhension des pathologies



Figure II-12 : Optimisation des traitements



Figure II-13 : Conception d'implants

II.7.3 Robotique

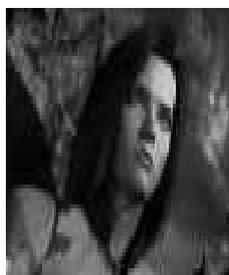


Figure II-14 : Reproduction du mouvement pour l'animation cinématographique



Figure II-15 : Reproduction du mouvement par des machines

II.7.4 Sport



Figure II-16 : Compréhension du geste



Figure II-17 : Amélioration de la performance



Figure II-18 : Adaptation du matériel

II.8 Conclusion

Dans ce chapitre on présente une étude anatomique descriptive de la Main, de L'avant bras et du bras afin d'analyser Le fonctionnement de chaque composant de ces organes.

Suite à cette étude, on va réaliser une modélisation biomécanique du membre supérieur qui comporte une description des articulations du système.

Chapitre III : Analyse dynamique d'un bras humaine

III.1 Introduction

Le calcul des forces et moments appliqué sur les articulations comporte plusieurs intérêts. Le premier d'entre eux est d'évaluer les différentes contraintes qui s'exercent sur les articulations lors du mouvement et de parvenir à opérer des rapprochements avec d'éventuels traumatismes notés lors de la pratique de l'activité.

III.2 Calculs des paramètres dynamiques

III.2.1 Modélisation mathématique

III.2.1.1 Mise en équation

Un bras du corps humain peut être simulé à des barres liées par des articulations. Pour étudier ce système on le simplifie à un exemple d'un système physique qui peut déterminer le comportement chaotique. On considère ces trois barres comme étant rigides, de longueurs L_1 , L_2 et L_3 et de masses m_1 , m_2 et m_3 . Chacune des deux barres est liée par un point qui s'appellera une articulation. La figure 1 schématise le modèle mécanique.

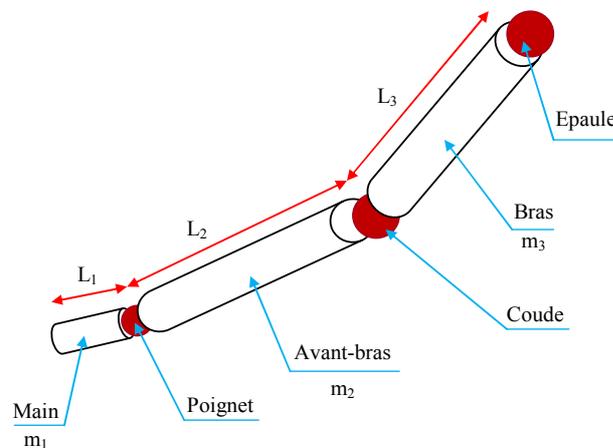


Figure III-1 : Modèle Mécanique simulé

En appliquant les lois de la mécanique newtonienne, on peut écrire les équations suivantes :

$$\sum \vec{F}_{ext} = m \times \vec{a} \quad \text{III-1}$$

$$\sum \vec{M}_i^{CM} = \begin{pmatrix} I_{xx} * \dot{\omega}_x - (I_{yy} - I_{zz}) * \omega_y * \omega_z \\ I_{yy} * \dot{\omega}_y - (I_{zz} - I_{xx}) * \omega_z * \omega_x \\ I_{zz} * \dot{\omega}_z - (I_{xx} - I_{yy}) * \omega_x * \omega_y \end{pmatrix} \quad (III-2)$$

Pour le cas d'un cylindre plein les moments d'inertie s'écrivent :

$$I_{xx} = I_{yy} = \frac{1}{2} \int (x^2 + y^2 + 2z^2) dm \quad (III-3)$$

$$I_{zz} = \int r^2 dm \quad (III-4)$$

C'est ce principe de la dynamique qui va permettre de calculer toutes les grandeurs dynamiques à partir de la connaissance de la cinématique du segment représenté à la (figure III-1) et du modèle anthropométrique (propriétés du solide) associé représenté à la figure III-2. En effet, si on examine la première équation, la somme des forces externes est déterminée par la masse de la barre et l'accélération de son centre de masse. Ce même raisonnement peut s'appliquer pour la deuxième équation. La somme des moments externes est totalement déterminée par la matrice d'inertie et les vitesses angulaires [33]

III.2.1.2 Modèle simplifier

Le modèle simplifié est représenté à la figure 2 (a et b). Il est composé de segments articulés à leurs extrémités.

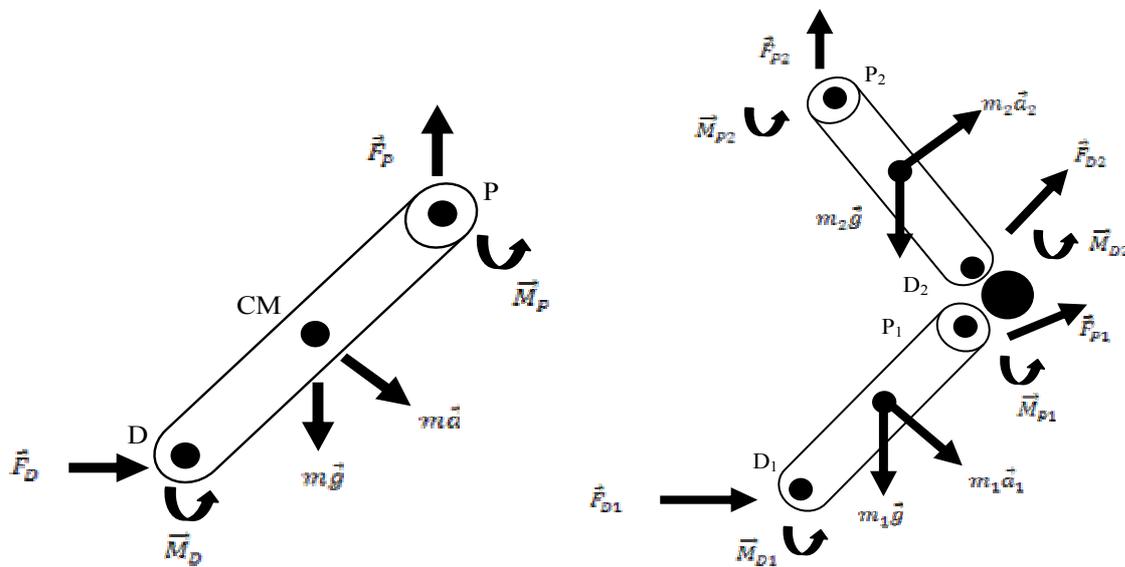


Figure III-2 a et b : a) Modèle simple,

b) Modèle articulé

L'articulation est le lieu géométrique commun à P1 et D2.

III.2.2 Analyse tridimensionnelle des mouvements d'un bras du corps humain

Six quantités entièrement pour écrire les mouvements relatifs entre un mouvant et un corps fixé rigide: trois Rotations et trois translations. Ces dernières sont les composants des vecteurs de rotations et translations, respectivement. Les trois composants de rotation décrivent l'orientation du déplacement du système d'axes (attaché au corps mouvant rigide) en ce qui concerne le système d'axes fixé (attaché au corps fixé rigide). Les trois composants de translation décrivent l'emplacement de l'origine du déplacement de système d'axes en ce qui concerne le fixé.

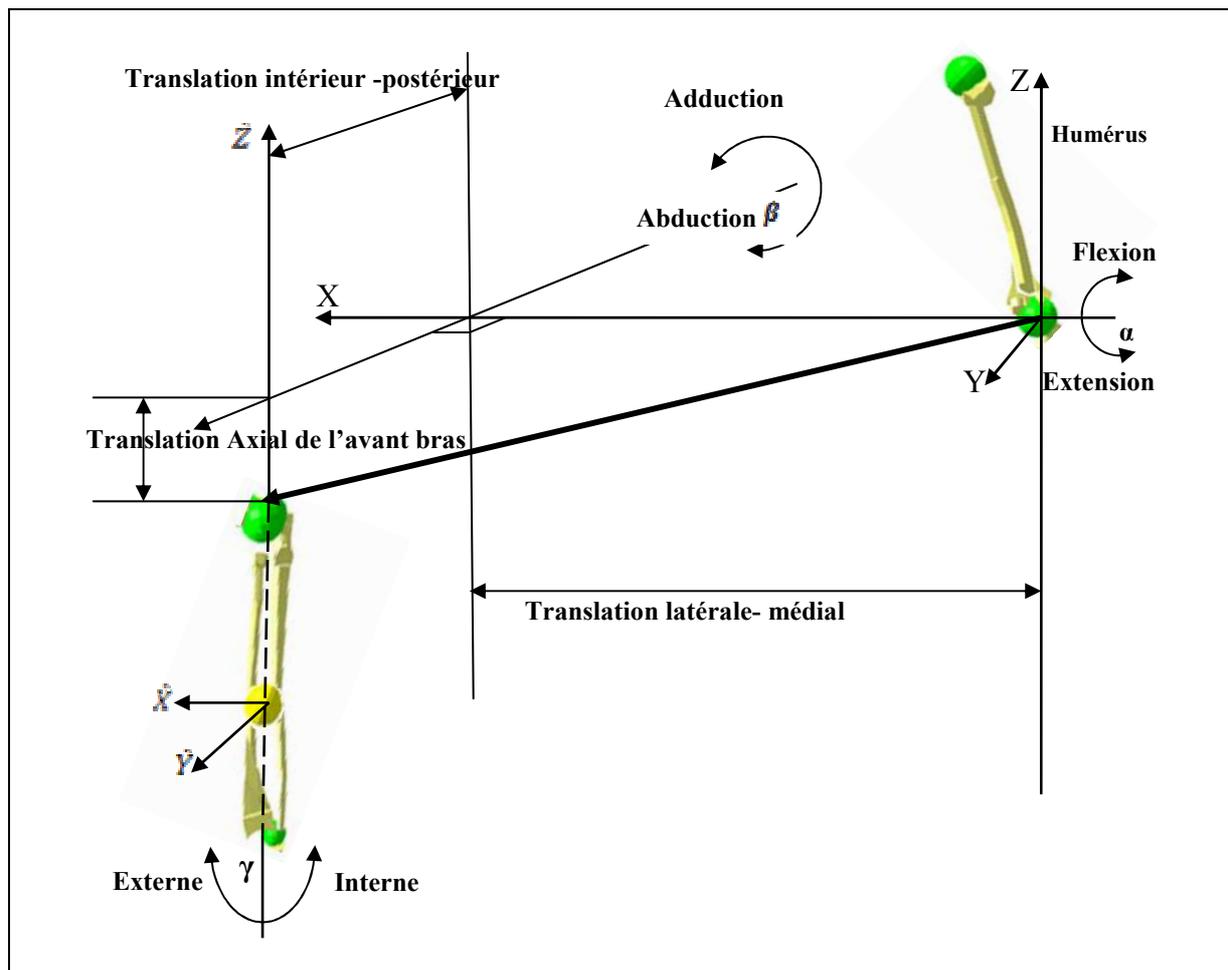


Figure III-3 : les mouvements d'un bras on trois dimensions

$$\vec{\theta} = \alpha \vec{i} + \beta \vec{j}' + \gamma \vec{k}''$$

$$\vec{R} = \vec{R}_0 + [R] \vec{r}$$

$$[R] = [R_z] [R_y] [R_x]$$

$$\begin{aligned}
[R_z] &= \begin{bmatrix} \cos \gamma & -\sin \gamma & 0 \\ \sin \gamma & \cos \gamma & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}; [R_y] = \begin{bmatrix} \cos \beta & 0 & \sin \beta \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \beta & 0 & \cos \beta \end{bmatrix}; [R_x] = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \alpha & -\sin \alpha \\ 0 & \sin \alpha & \cos \alpha \end{bmatrix} \\
\Rightarrow [R] &= \begin{bmatrix} \cos \gamma \cos \beta & -\sin \gamma \cos \alpha + \cos \gamma \sin \beta \sin \alpha & \sin \gamma \sin \alpha + \cos \gamma \sin \beta \cos \alpha \\ \sin \gamma \cos \beta & \cos \gamma \cos \alpha + \sin \gamma \sin \beta \sin \alpha & -\cos \gamma \sin \alpha + \sin \gamma \sin \beta \cos \alpha \\ -\sin \beta & \cos \beta \sin \alpha & \cos \beta \cos \alpha \end{bmatrix} \\
\Rightarrow [R]^t &= \begin{bmatrix} \cos \gamma \cos \beta & \sin \gamma \cos \beta & -\sin \beta \\ -\sin \gamma \cos \alpha + \cos \gamma \sin \beta \sin \alpha & \cos \gamma \cos \alpha + \sin \gamma \sin \beta \sin \alpha & \cos \beta \sin \alpha \\ \sin \gamma \sin \alpha + \cos \gamma \sin \beta \cos \alpha & -\cos \gamma \sin \alpha + \sin \gamma \sin \beta \cos \alpha & \cos \beta \cos \alpha \end{bmatrix}
\end{aligned}$$

Les équations des mouvements tridimensionnels du bras suivant Newton sont.

$$\begin{cases} \sum F_{ext} = m\ddot{x} \Rightarrow F_x + P_x + \sum_{i=1}^2 R_{ix} + N_x = m\ddot{x} \\ \sum F_{ext} = m\ddot{y} \Rightarrow F_y + P_y + \sum_{i=1}^2 R_{iy} + N_y = m\ddot{y} \\ \sum F_{ext} = m\ddot{z} \Rightarrow F_z + P_z + \sum_{i=1}^2 R_{iz} + N_z = m\ddot{z} \end{cases}$$

$$\theta_{x'} = -\alpha \sin \beta \cos \gamma + \beta \sin \gamma$$

$$\theta_{y'} = -\alpha \sin \beta \sin \gamma + \beta \cos \gamma$$

$$\theta_{z'} = -\alpha \cos \beta - \gamma$$

$$\dot{\theta}_{x'} = -\dot{\alpha} \sin \beta \cos \gamma - \alpha \dot{\beta} \cos \beta \cos \gamma + \alpha \dot{\gamma} \sin \beta \sin \gamma + \dot{\beta} \sin \gamma + \beta \dot{\gamma} \cos \gamma$$

$$\dot{\theta}_{y'} = -\dot{\alpha} \sin \beta \sin \gamma - \alpha \dot{\beta} \cos \beta \sin \gamma - \alpha \dot{\gamma} \sin \beta \cos \gamma + \dot{\beta} \cos \gamma + \beta \dot{\gamma} \sin \gamma$$

$$\dot{\theta}_{z'} = -\dot{\alpha} \cos \beta + \alpha \dot{\beta} \sin \beta - \dot{\gamma}$$

Les équations d'Euler, sont exprimés avec le respect au système principal d'axes comme :

$$\begin{aligned}
\ddot{\theta}_{x'} &= -\ddot{\alpha} \sin \beta \cos \gamma - \ddot{\alpha} \beta \cos \beta \cos \gamma + \ddot{\alpha} \gamma \sin \beta \sin \gamma - \dot{\alpha}^2 \gamma \sin \beta \cos \beta \cos \gamma \\
&\quad - 2\dot{\alpha} \dot{\beta} \cos \beta \cos \gamma + 2\dot{\alpha} \dot{\beta} \gamma \cos \beta \sin \gamma + 2\dot{\alpha} \dot{\gamma} \sin \beta \sin \gamma + \dot{\beta} \sin \gamma + \dot{\beta} \gamma \cos \gamma + 2\ddot{\beta} \gamma \cos \gamma
\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
\ddot{\theta}_{y'} &= -\ddot{\alpha} \sin \beta \sin \gamma - \ddot{\alpha} \beta \cos \beta \sin \gamma - \ddot{\alpha} \gamma \sin \beta \cos \gamma - \dot{\alpha}^2 \beta \cos \gamma - \dot{\alpha}^2 \sin \beta \cos \beta \cos \gamma \\
&\quad - 2\dot{\alpha} \dot{\beta} \cos \beta \cos \gamma + 2\dot{\alpha} \dot{\beta} \gamma \cos \beta \cos \gamma - 2\dot{\alpha} \dot{\gamma} \sin \beta \cos \gamma - \ddot{\beta} \sin \gamma + \ddot{\beta} \gamma \sin \gamma + 2\ddot{\beta} \gamma \sin \gamma
\end{aligned}$$

$$\ddot{\theta}_{z'} = \ddot{\alpha} \cos \beta + \ddot{\alpha} \beta \sin \beta + \dot{\alpha}^2 \gamma \sin^2 \beta + 2\dot{\alpha} \dot{\beta} \sin \beta + \dot{\beta}^2 \gamma - \ddot{\gamma}$$

III.3 Application

Les données présentées dans le Tableau III-1 sont relatives à un modèle du bras constitué par trois parties essentielles : la main, avant bras et le bras.

Segment	Masse [Kg]	Moment d'Inertie (I_{xx} et I_{yy}) [Kg.m ²]	Moment d'Inertie (I_{zz}) [Kg.m ²]
Main	0.19242	9.9017e-05	0.00011786
Avant-bras	1.1545	0.0090126	0.00070715
Bras	1.1545	0.0090126	0.00070715

Tableau III-1 : Les caractéristiques de Modèle. [34]

On considère que chaque élément est lié à l'élément suivant par une articulation à un seul degré de liberté. Dans un premier temps, nous réalisons un modèle mécanique qui permet de calculer, les grandeurs cinématiques. Par la suite, en incluant les données sur les masses et les inerties, nous calculerons les grandeurs cinétiques.

III.4 Résultats et discussions

Les calculs ont été effectués suivant la base des données du tableau 1. Ils concernent principalement : les positions, les vitesses, les accélérations, les forces des trois éléments constituant le bras.

Les figures III (4, 5 et 6) montrent l'évolution de la position de la main, l'avant bras et du bras. On constate que les courbes des déplacements sont régulières (évolution sinusoïdale). Quand $t = 0$, La position de la main suivant l'axe X est $P_x = 0.29m$ en même temps, l'avant bras et le bras se trouvent à deux positions différentes $P_x = 0.42m$ pour l'avant bras et $0.5m$ pour le bras. Ceci est valable pour l'axe Y et Z. On remarque aussi que le mouvement de la main est plus important que l'avant bras et le bras, ceci dit que la structure complexe de la main comporte vingt-six os très petits s'articulent entre eux et donne par conséquent plus de mouvements.

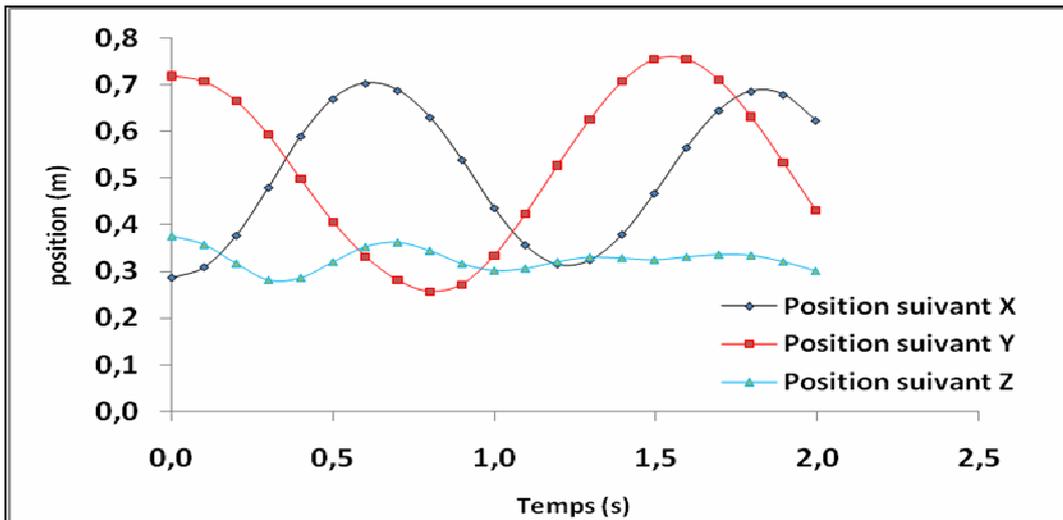


Figure III-4 : Courbes des positions de la Main dans l'espace

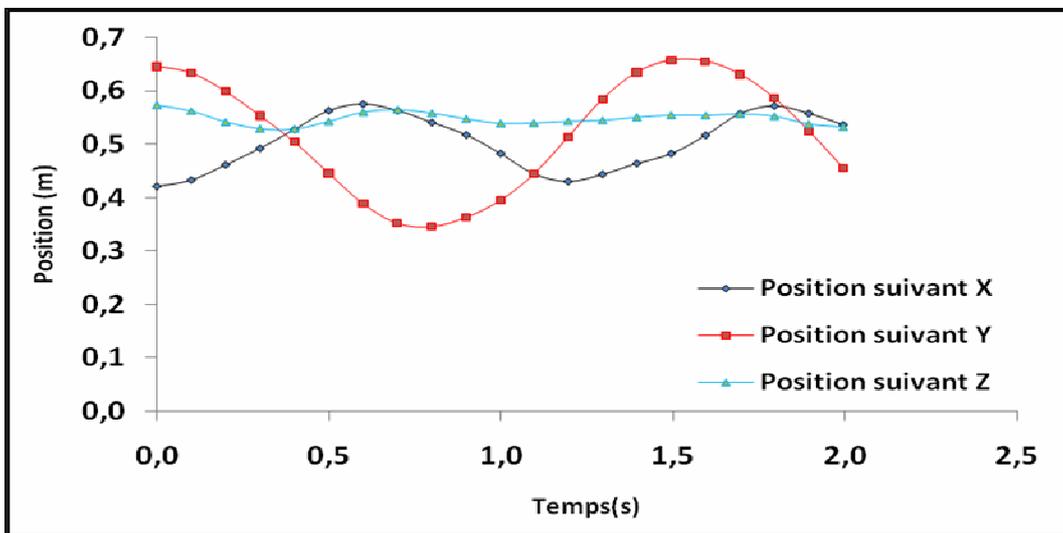


Figure III-5 : Courbes des positions de l'avant bras dans l'espace

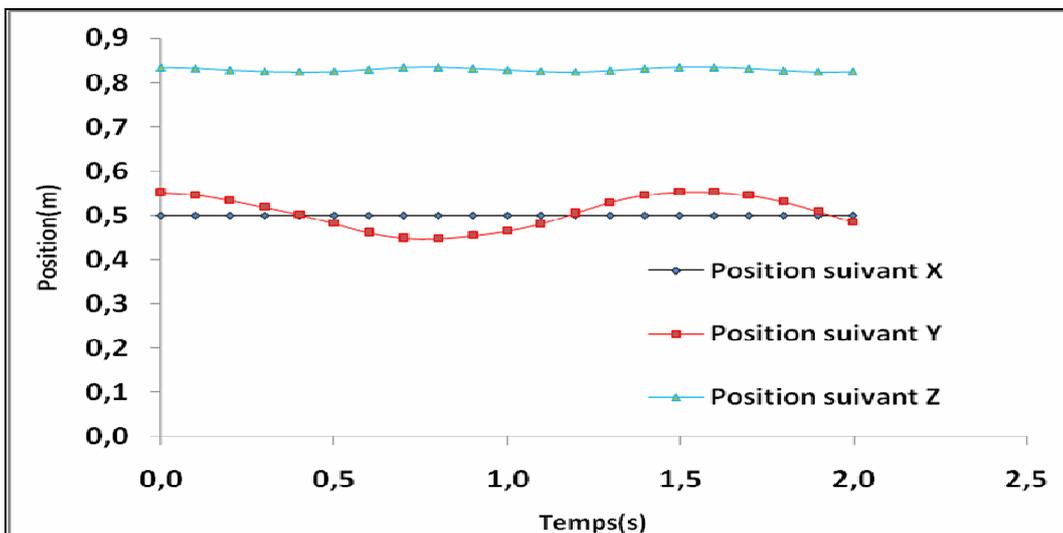


Figure III-6 : Courbes des positions du bras dans l'espace

Les figures III (7, 8 et 9) montrent l'évolution de la vitesse de la main, l'avant bras et du bras dans l'espace. On peut faire la même observation que pour les positions ; une évolution plus moins régulière. On remarque que la courbe de vitesse totale de la main a partir de l'état de repos va augmenter jusqu'à une vitesse maximale ($V_t = V_{\max} = 1.5 \text{ m/s}$), puis elle décroît rapidement jusqu'à une vitesse minimale ($V_t = V_{\min} = 0.6 \text{ m/s}$). Ceci est valable pour l'avant bras et le bras. On remarque aussi que les vitesses de la main plus grandes par rapport les autres membres constituant le bras. Ceci explique un comportement plus au moins naturel.

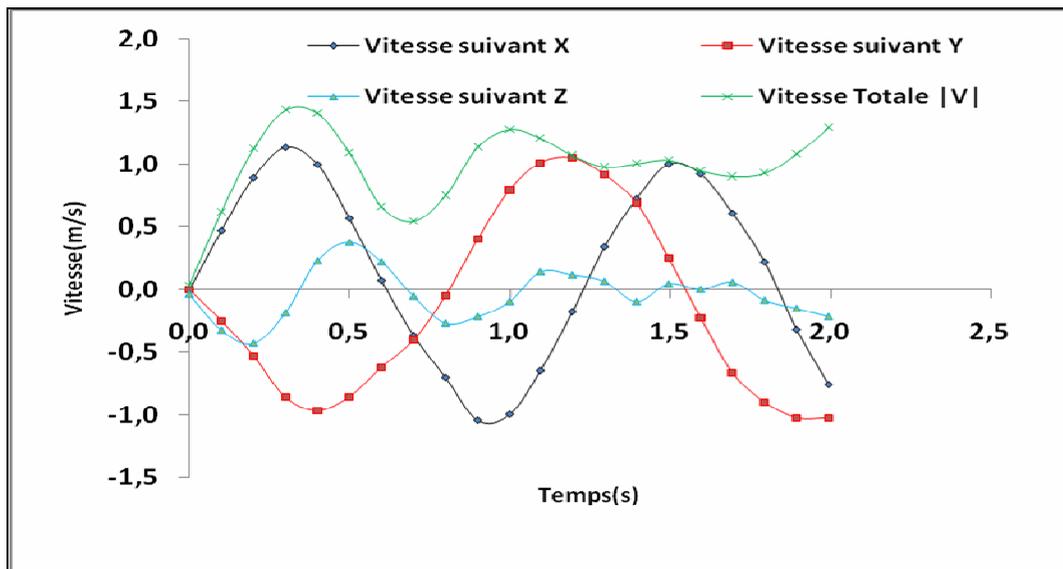


Figure III-7 : Courbes des vitesses de la Main

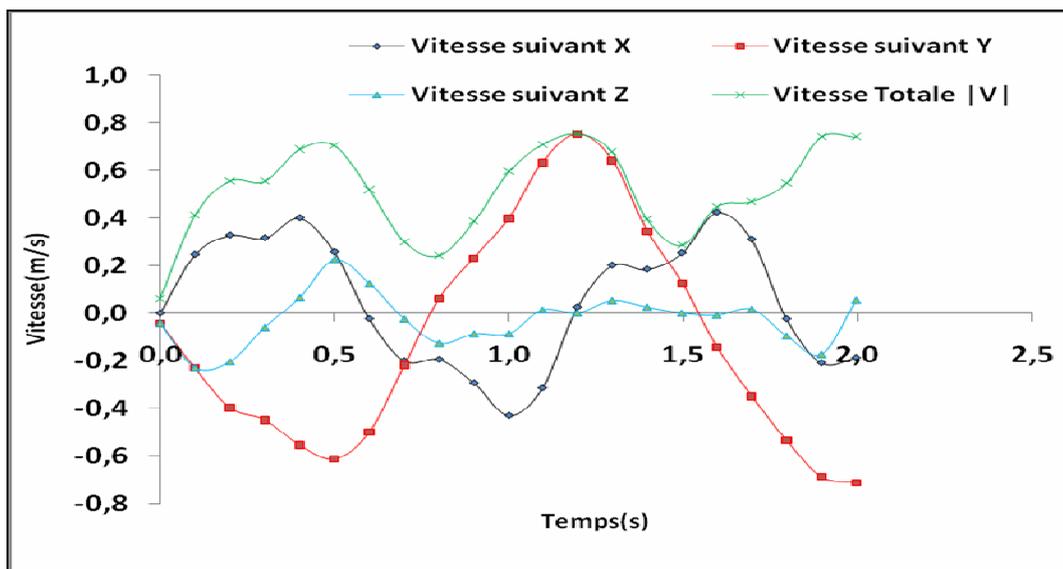


Figure III-8 : Courbes des vitesses de l'avant bras

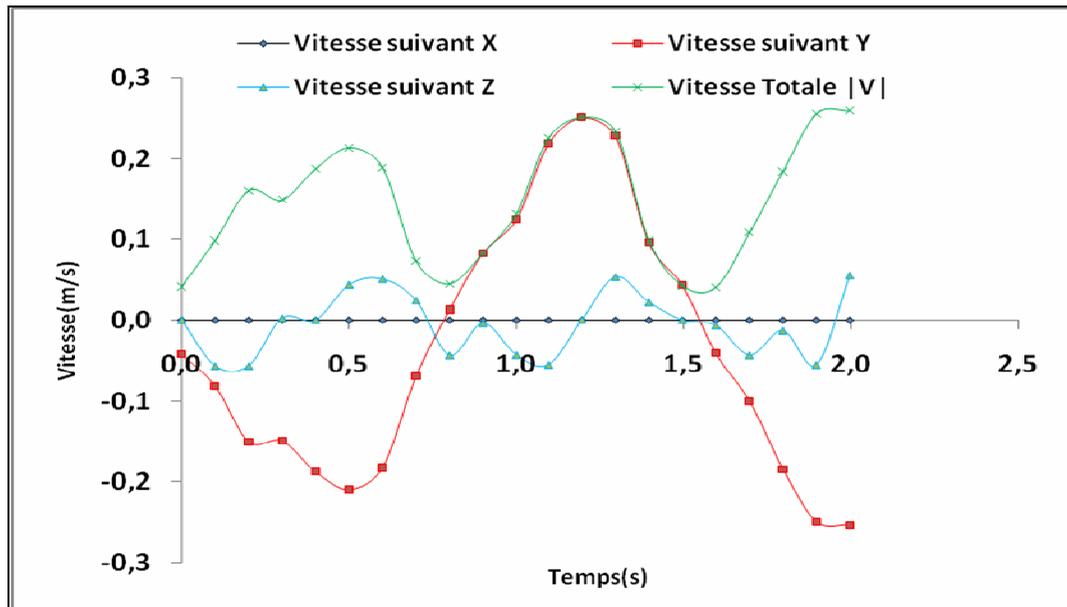


Figure III-9 : courbes des vitesses du bras

Les figures III (10, 11 et 12) expriment l'accélération des trois organes (main, avant-bras et bras), les signaux montrent des accélérations variables durant tout le mouvement.

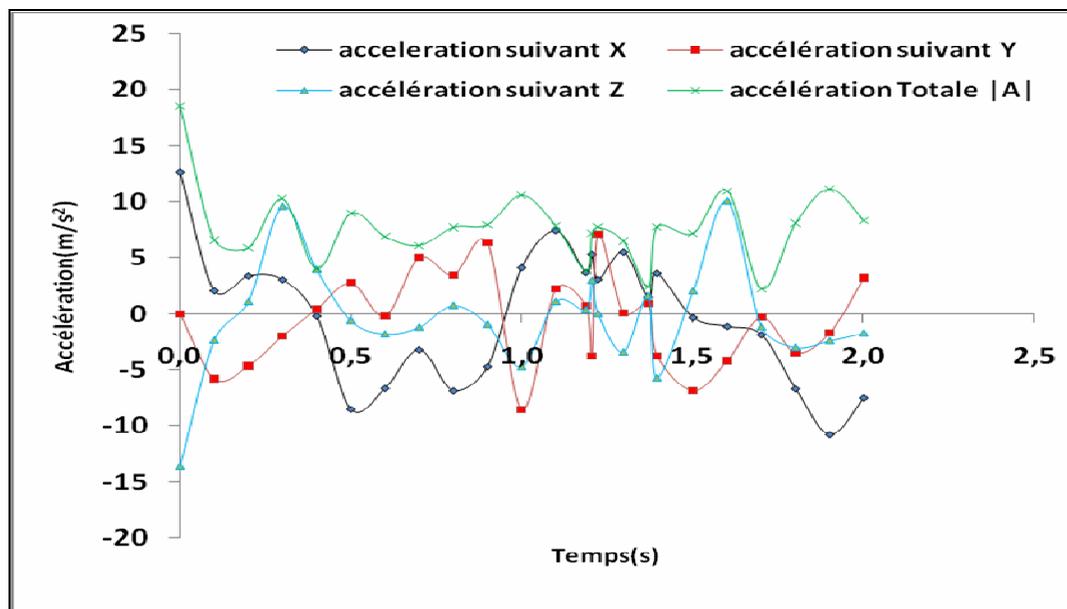


Figure III-10 : Courbes des accélérations de la Main

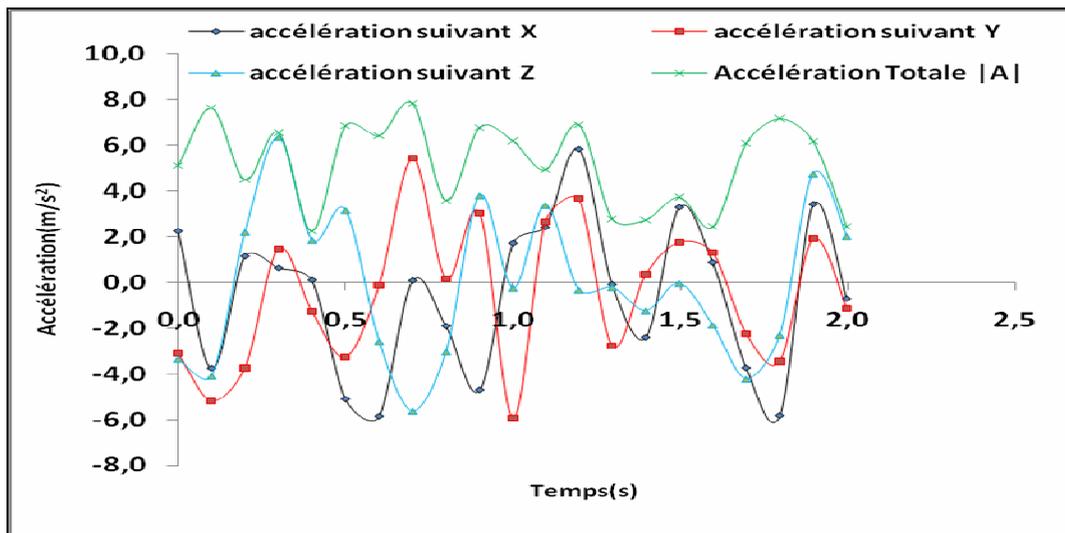


Figure III-11 : courbes des accélérations de l'avant bras

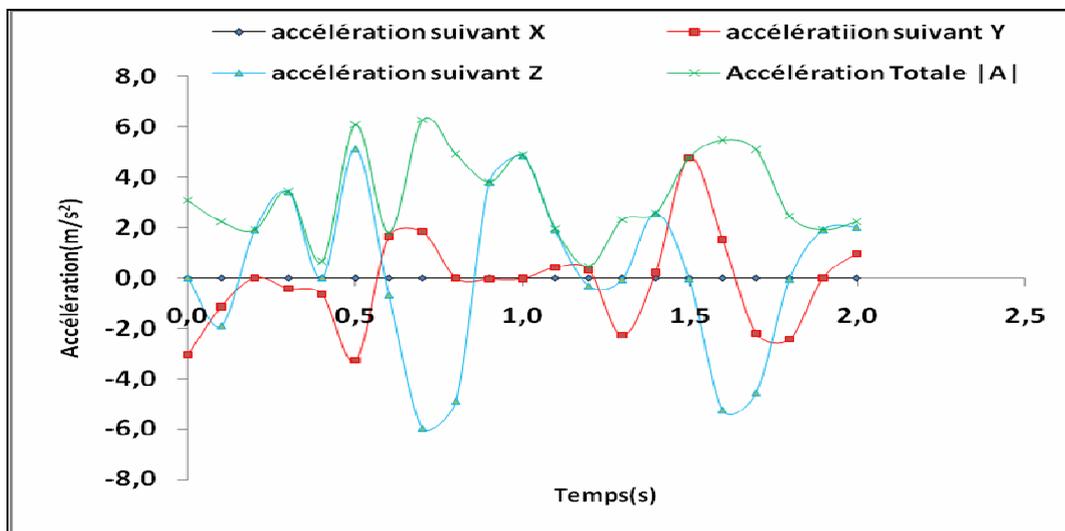


Figure III-12 : Courbes des accélérations du Bras

Les forces d'action étant opposées aux forces de réaction, Nous avons calculé les forces au niveau du centre de masse de chaque élément. Les figures III (13, 14 et 15) représentent les forces de chaque élément du bras. On remarque que les courbes des forces sont les même que les courbes d'accélérations, quand l'accélération augmente les réactions deviennent plus fortes. Si le bras est bien étendu, les forces prennent une valeur maximale et on constate que les celle-ci sont plus influentes sur la Main ($F_t = F_{\max} = 17\text{N}$) grâce à la présence de muscles et de ligaments plus que les autres éléments.

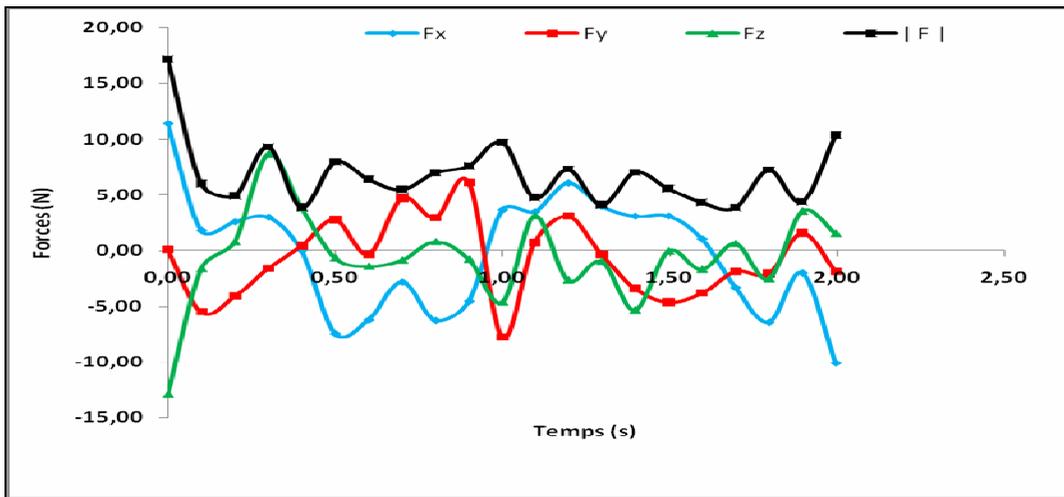


Figure III-13 : Courbes des forces appliquées sur la Main

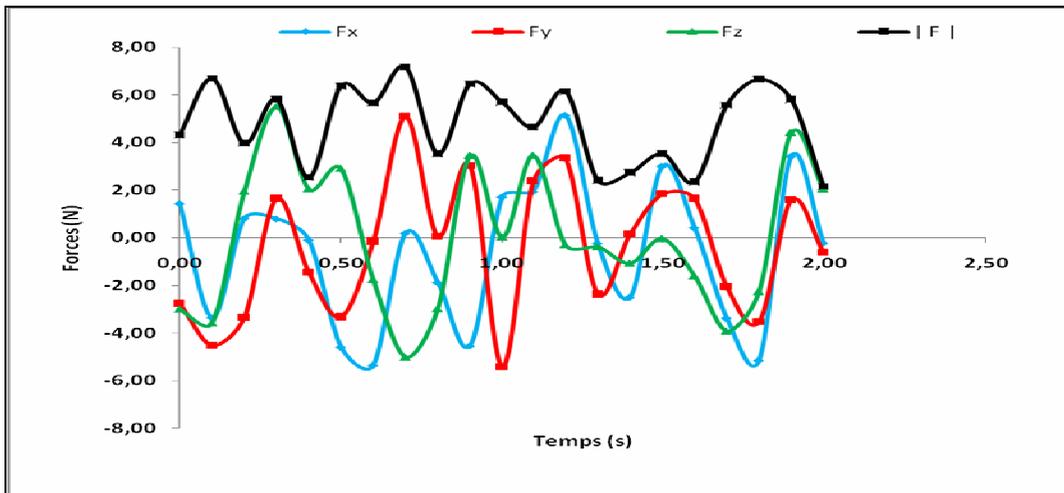


Figure III-14 : Courbes des forces appliquées sur l'avant bras

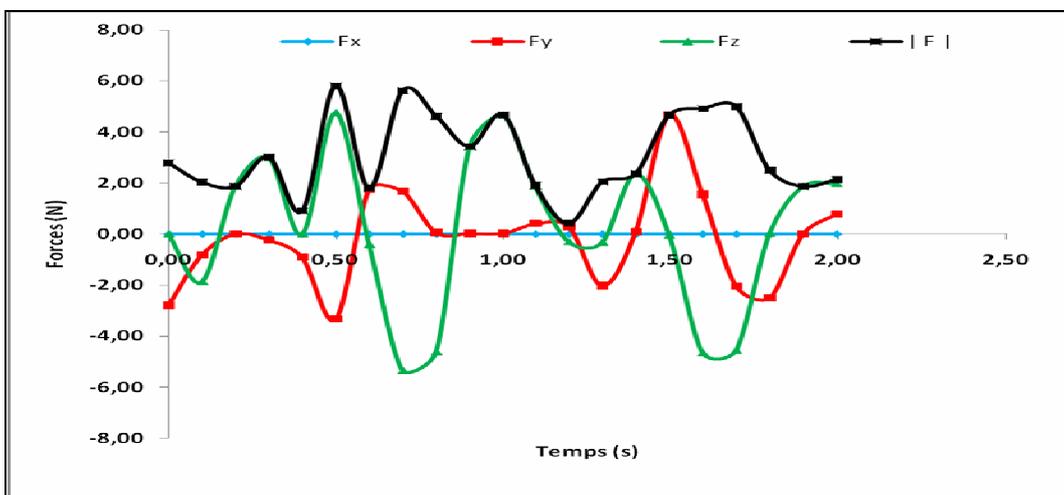


Figure III-15 : Courbes des forces appliquées sur le bras

III.5 Conclusion

On fait une modélisation Mathématique du membre supérieur dans ce chapitre, par la suite on analyse tri dimensionnellement un bras du corps humain, Enfin on applique tous ces théories sur un modèle mécanique qui permet de calculer les grandeurs cinématiques. Par la suite, on a été incluse les données sur les masses et les inerties qui permet de calculer les grandeurs cinétiques. Les résultats obtenus permettent de mettre en évidence les démarches à suivre pour apporter des améliorations sur la mise en forme des prothèses pour personnes handicapées. Pour compléter notre étude il reste seulement la modélisation par élément finis, et ça ce qu'on fera dans le prochain chapitre.

Chapitre IV : Modélisation par éléments finis d'un bras

IV.1 Introduction:

A fin d'introduire les modèles éléments finis, il est important de rappeler quelques notions de physique permettant de définir les propriétés mécaniques des matériaux et caractériser leurs déformations.

IV.2 Rappel sur la mécanique des matériaux

IV.2.1 Notion de Loi de comportement

Les lois de comportement, encore appelées équations rhéologiques, définissent les différentes classes de milieux matériels continus de manière intime en explicitant les relations entre les efforts appliqués et les déformations (ou les vitesses de déformation) recueillies. On peut alors traduire une loi de comportement par une relation entre l'opérateur, ou le tenseur, des contraintes et le tenseur des déformations, ou des vitesses de déformation. Les lois de comportement sont des relations qui permettent la résolution complète d'un problème de mécanique des milieux continus en termes de mouvement et d'efforts internes ou de contraintes. Ces lois, parfois très complexes, sont le fruit d'expériences réalisées au départ à partir de situations simples en termes de sollicitations et de géométries.

Deux types de comportements peuvent être distingués :

Le comportement solide pour lequel on définit une relation entre les contraintes et les déformations à partir d'un état initial.

Le comportement fluide pour lequel on définit une relation entre les contraintes et les vitesses de déformation, et qui ne sera pas traité ici. Il est possible de soumettre des corps rigides à trois types d'efforts qui provoquent des déformations : la traction, la compression et le cisaillement. Si l'on se limite au solide élastique classique pour lequel on peut écrire une relation linéaire homogène entre les contraintes et les déformations. Cette relation prend une forme simple quand il y a isotropie des propriétés du solide. C'est le cas des matériaux homogènes, isotropes comme par exemple pour les métaux lorsqu'ils sont peu déformés. On peut alors utiliser la définition des déformations du milieu continu avec l'hypothèse des petites perturbations.

Considérons le cas d'un objet solide soumis à traction, comme par exemple un cylindre de métal de longueur d et de section droite A . Ce cylindre est fixé au mur d'un côté et on applique une force F de traction sur l'autre côté. Si la force n'est pas trop forte, on observe un allongement δ qui est proportionnel à d et à F : c'est le régime linéaire.

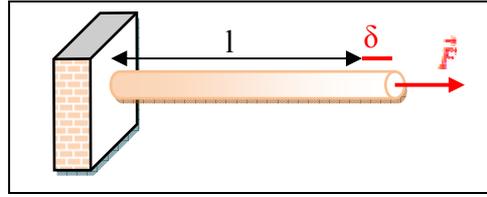


Figure IV-1 : solide soumis à traction

Au-delà, la proportionnalité n'est pas respectée. Si l'on relâche la traction et le cylindre revient à sa forme de départ, la déformation est dite élastique. Dans le cas contraire, elle est dite plastique.

Si la force est trop forte le corps peut se casser brutalement (corps cassant, p. ex. le verre) ou s'allonger très rapidement (corps ductile, p ex chewing-gum) avant de se casser.

La force nécessaire pour obtenir le même δ sur une barre de section droite identique, mais de forme circulaire ou carrée, est la même. En effet seule la section entre dans le calcul de déformations par traction ou compression. C'est ainsi que l'on peut définir la contrainte comme étant le rapport de la force appliquée (F) sur la section (A).

$$\sigma = \frac{F}{A} \left(\frac{N}{m^2} \right) \quad (IV-1)$$

On peut également définir la notion de déformation relative ε qui correspond au rapport de l'allongement (δ) sur la longueur initiale de l'objet (l) soumis à un effort de traction.

$$\varepsilon = \delta / l \quad (IV-2)$$

La loi de Hooke est une loi de comportement des solides soumis à une déformation élastique de faible amplitude. Il est possible d'exprimer la proportionnalité existante entre la déformation relative et la contrainte par le module d'Young E (N/m^2) de la manière suivante :

$$\sigma = E \cdot \varepsilon \quad (IV-3)$$

Un comportement élastique correspond à de petites variations des distances inter atomiques réversibles. Ce comportement est régi par la loi de Hooke. De manière plus complète et plus générale, une loi de comportement de traction ou de compression simple peut être représentée de la façon suivante :

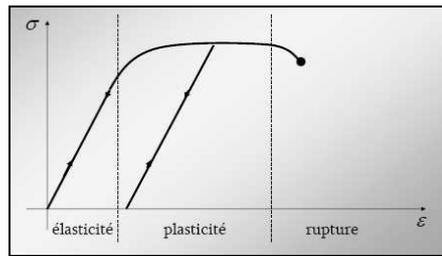


Figure IV-2 : loi de comportement de traction

IV.2.2 Notion de milieux continus

La continuité d'un milieu s'entend à l'échelle macroscopique par opposition au caractère microscopique discontinu de la matière. Si l'on considère un petit élément de volume ce dernier est constitué d'un grand nombre de molécules. Ce petit élément de volume est alors appelé volume élémentaire représentatif.

Une telle conception de la matière permet une formulation mathématique satisfaisante des phénomènes observés à l'échelle macroscopique. En regard d'un phénomène physique donné, un domaine matériel peut être considéré comme continu si les propriétés physiques de ce domaine varient d'une façon continue d'un point à un autre.

IV.2.3 Efforts extérieurs à un domaine : notion de contrainte.

Si l'on considère un point M dans un milieu continu D , M est soumis à des forces surfaciques ou de contact (proportionnelles à l'élément de surface dS) et volumiques ou à distance (proportionnelles à l'élément de volume dV).

La normale à la surface est par convention orientée vers l'extérieur. La contrainte exercée sur la surface ne dépend que de l'endroit où elle est appliquée et de la normale (n).

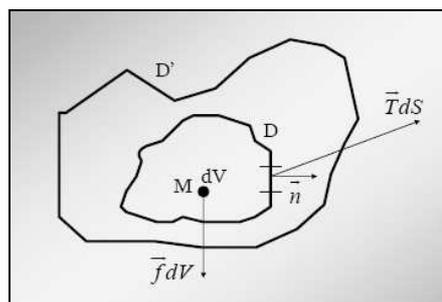


Figure IV-3 : La contrainte exercée sur la surface

La contrainte normale est dite de traction lorsque le produit scalaire avec la normale est positif et de compression lorsque ce produit est négatif. La contrainte tangentielle est dite de glissement ou de cisaillement.

Si l'on considère un point M compris dans un élément de volume, la contrainte tangentielle peut se décomposer selon les deux vecteurs de la base du plan.

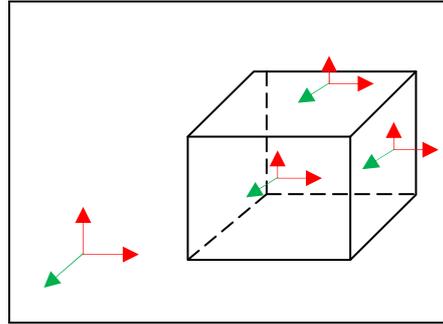


Figure IV-4 : Schéma des contraintes s'exerçant sans un élément de volume

Contraintes en cisaillement (en vert) et contraintes en pression (en rouge).

Au total, pour caractériser l'état de contrainte en un point M d'un milieu continu, il faut connaître le système suivant :

$$\begin{cases} \vec{T}(M, \vec{e}_1) = \sigma_{11}\vec{e}_1 + \sigma_{21}\vec{e}_2 + \sigma_{31}\vec{e}_3 \\ \vec{T}(M, \vec{e}_2) = \sigma_{12}\vec{e}_1 + \sigma_{22}\vec{e}_2 + \sigma_{32}\vec{e}_3 \\ \vec{T}(M, \vec{e}_3) = \sigma_{13}\vec{e}_1 + \sigma_{23}\vec{e}_2 + \sigma_{33}\vec{e}_3 \end{cases}$$

Pour un milieu continu solide, comme pour le cerveau dans le modèle en étude, la pression est calculée en utilisant les variables globales σ_x , σ_y et σ_z qui définissent la trace du tenseur des contraintes :

$$P = -\frac{\sigma_x + \sigma_y + \sigma_z}{3}$$

σ_x : Contrainte normale suivant la direction x.

σ_y : Contrainte normale suivant la direction y.

σ_z : Contrainte normale suivant la direction z.

Enfin les contraintes de cisaillement dans un milieu continu solide, comme pour le cerveau, sont exprimées en contrainte de Von Mises, représentant le cisaillement maximal. Cette contrainte de Von Mises est calculée de la manière suivante en utilisant les variables globales $\sigma_x, \sigma_y, \sigma_z, \tau_{xy}, \tau_{yz}, \tau_{xz}$

$$\sigma_s = \frac{1}{\sqrt{2}} \sqrt{(\sigma_x - \sigma_y)^2 + (\sigma_y - \sigma_z)^2 + (\sigma_z - \sigma_x)^2 + 6(\tau_{xy}^2 + \tau_{yz}^2 + \tau_{xz}^2)} \quad (\text{IV-4})$$

τ_{xy} : Cisaillement relatif aux directions x, y.

τ_{yz} : Cisaillement relatif aux directions y, z.

τ_{xz} : Cisaillement relatif aux directions x, z.

IV.3 Les structures des matériaux composites

IV.3.1 Définition

Les matériaux utilisés dans les structures peuvent être classifiés en quatre catégories:

- Métaux,
- Polymères,
- Céramiques
- Composites.

Un matériau composite est, par définition, tout alliage ou matière première comportant un renfort sous forme filamentaire et une matrice. Il nécessite l'association intime d'au moins deux composants: le renfort et la matrice, qui doivent être compatibles entre eux et se solidariser, ce qui introduit la notion d'un agent de liaison, l'interface. Contrairement aux matériaux classiques dont on connaît à l'avance les caractéristiques mécaniques, celles des composites ne sont réellement connues qu'après fabrication, car on réalise, en même temps, le matériau et le produit.

Les principaux constituants sont le renfort et la matrice.

Le renfort a pour mission de supporter l'essentiel de l'effort mécanique appliqué au matériau. Le rôle de la matrice est plus complexe; elle doit lier les renforts entre eux, les protéger du milieu extérieur (corrosion par exemple) et répartir la charge mécanique appliquée.

IV.3.2 Avantage des matériaux composites

- Gain de masse, ce qui entraîne une économie de carburant ou un accroissement de charge utile ou encore un rayon d'action accru; c'est à dire de meilleures performance.
- Grande résistance à la fatigue.
- Faible vieillissement sous l'action de l'humidité, de la chaleur et de la corrosion (sauf alu-carbone).
- Insensibles aux produits chimiques "mécaniques" comme les graisses, huiles, liquides hydrauliques, peintures, solvants, pétrole.

On distingue, généralement, deux grandes familles :

- Les composites de grande diffusion (GD), peu coûteux, occupent une large part de marché.

Le nombre de coefficients indépendants se réduit à 9 coefficients.

La loi de comportement s'écrit:

$$\begin{Bmatrix} \sigma_{11} \\ \sigma_{22} \\ \sigma_{33} \\ \tau_{23} \\ \tau_{31} \\ \tau_{12} \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} C_{11} & C_{12} & C_{13} & 0 & 0 & 0 \\ & C_{22} & C_{23} & 0 & 0 & 0 \\ & & C_{33} & 0 & 0 & 0 \\ & & & C_{44} & 0 & 0 \\ & sym & & & C_{55} & 0 \\ & & & & & C_{66} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \varepsilon_{11} \\ \varepsilon_{22} \\ \varepsilon_{33} \\ \gamma_{23} \\ \gamma_{31} \\ \gamma_{12} \end{Bmatrix} \quad (IV-8)$$

Ou encore:

$$\begin{Bmatrix} \varepsilon_{11} \\ \varepsilon_{22} \\ \varepsilon_{33} \\ \gamma_{23} \\ \gamma_{31} \\ \gamma_{12} \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} S_{11} & S_{12} & S_{13} & 0 & 0 & 0 \\ & S_{22} & S_{23} & 0 & 0 & 0 \\ & & S_{33} & 0 & 0 & 0 \\ & & & S_{44} & 0 & 0 \\ & sym & & & S_{55} & 0 \\ & & & & & S_{66} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \sigma_{11} \\ \sigma_{22} \\ \sigma_{33} \\ \tau_{23} \\ \tau_{31} \\ \tau_{12} \end{Bmatrix} \quad (IV-9)$$

Par les modules 'Young:

$$\begin{Bmatrix} \varepsilon_{11} \\ \varepsilon_{22} \\ \varepsilon_{33} \\ \gamma_{23} \\ \gamma_{31} \\ \gamma_{12} \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{1}{E_{11}} & \frac{-\nu_{21}}{E_{21}} & \frac{-\nu_{31}}{E_{31}} & 0 & 0 & 0 \\ \frac{-\nu_{12}}{E_{12}} & \frac{1}{E_{22}} & \frac{-\nu_{32}}{E_{23}} & 0 & 0 & 0 \\ \frac{-\nu_{13}}{E_{13}} & \frac{-\nu_{23}}{E_{23}} & \frac{1}{E_{33}} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{23}} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{31}} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{12}} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \sigma_{11} \\ \sigma_{22} \\ \sigma_{33} \\ \tau_{23} \\ \tau_{31} \\ \tau_{12} \end{Bmatrix} \quad (IV-10)$$

Avec :

- E_{ij} et G_{ij} sont le module d'Young et Coulomb respectivement.
- ν_{ij} est le coefficient de Poisson

A cause de la symétrie:

- $\frac{\nu_{21}}{E_{22}} = \frac{\nu_{12}}{E_{11}}$

- $\frac{\nu_{31}}{E_{33}} = \frac{\nu_{13}}{E_{11}}$
- $\frac{\nu_{23}}{E_{22}} = \frac{\nu_{32}}{E_{33}}$

IV.4.2 Matériaux isotropes:

Dans toutes les directions et en tout point du matériau on a les mêmes propriétés mécaniques. Le nombre de coefficients indépendants se réduit à 2 coefficients.

La loi de comportement s'écrit:

$$\begin{Bmatrix} \sigma_{11} \\ \sigma_{22} \\ \sigma_{33} \\ \tau_{23} \\ \tau_{31} \\ \tau_{12} \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} C_{11} & C_{12} & C_{12} & 0 & 0 & 0 \\ & C_{11} & C_{12} & 0 & 0 & 0 \\ & & C_{11} & 0 & 0 & 0 \\ & & & \frac{C_{11}-C_{12}}{2} & 0 & 0 \\ & sym & & & \frac{C_{11}-C_{12}}{2} & 0 \\ & & & & & \frac{C_{11}-C_{12}}{2} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \varepsilon_{11} \\ \varepsilon_{22} \\ \varepsilon_{33} \\ \gamma_{23} \\ \gamma_{31} \\ \gamma_{12} \end{Bmatrix} \quad (IV-11)$$

En termes de constantes techniques:

$$\begin{Bmatrix} \varepsilon_1 \\ \varepsilon_2 \\ \varepsilon_3 \\ \gamma_{23} \\ \gamma_{31} \\ \gamma_{12} \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{1}{E} & -\nu & -\nu & 0 & 0 & 0 \\ -\nu & \frac{1}{E} & -\nu & 0 & 0 & 0 \\ -\nu & -\nu & \frac{1}{E} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \sigma_1 \\ \sigma_2 \\ \sigma_3 \\ \tau_{23} \\ \tau_{31} \\ \tau_{12} \end{Bmatrix} \quad (IV-12)$$

$$\text{Avec: } G = \frac{E}{2(1+\nu)}$$

IV.5 Méthodes des éléments finis

La méthode des éléments finis (MEF) fournit une solution approchée au problème de la limite de valeur, qui détermine la relation entre le stress et les tensions et les forces agissant dans un corps chargé. Il existe un certain nombre de façons pour obtenir les équations principales du MEF qui dépendent de son utilisation: en application de systèmes conservatifs, on peut soit utiliser le principe d'un minimum d'énergie potentielle, ou le principe de travail

virtuel, dans les systèmes Non conservative, par exemple, impliquant des matériaux élastiques ou des frottements, il faut utiliser le principe du travail virtuel ou son équivalent, la méthode de Galerkin [35]

IV.5.1 Introduction à la théorie des éléments finis

Dans le calcul des équations suivant la MEF, nous utilisons la méthode de Galerkin dans une forme faible. Le corps qui est soumis à une analyse est divisée en sous-domaines, appelés éléments (voir Figure IV-10). Les éléments ont généralement des formes géométriques simples comme des triangles, des quadrilatères, hexagones, tétraèdres, prismes, etc (Figure IV-10). Les éléments sont reliés aux nœuds dits. Le modèle MEF doit satisfaire à deux exigences fondamentales.

- L'équilibre au sein et parmi les éléments
- Une compatibilité des déplacements continus à L'intérieur et à travers les frontières de l'élément

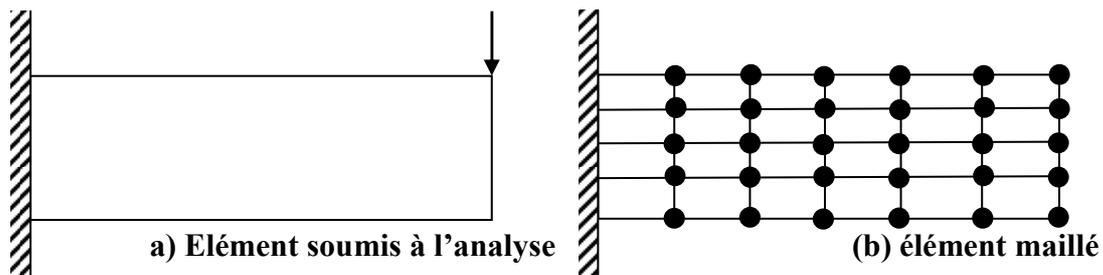


Figure IV-5 : Organisme soumis à l'analyse, divisé en éléments

On découpe une structure en élément de forme donnée : triangle, quadrilatère, tétraèdre... Puis on cherche des solutions comme une C.L. de fonctions données sur chaque élément et non plus sur la structure complète comme Ritz ou Gallerkine. La méthode par éléments finis correspond donc à une méthode de Ritz ou Gallerkine par morceau.

L'ensemble de tous les éléments constitue le **Maillage**.

IV.5.2 Matrice élémentaire

IV.5.2.1 Approximation des déplacements

Nous prenons ici une interpolation linéaire des déplacements sur chaque élément :

$$\begin{cases} u(x, y) = a_1 + a_2x + a_3y \\ v(x, y) = a_4 + a_5x + a_6y \end{cases}$$

$$[U] = \begin{bmatrix} u(x,y) \\ v(x,y) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & x & y & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 & x & y \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a_1 \\ a_2 \\ a_3 \\ a_4 \\ a_5 \\ a_6 \end{bmatrix}$$

(x,y) sont les coordonnées d'un point de l'élément considéré. Nous pouvons le réécrire de la façon suivante :

$$[U]_e = [P(x,y)][a]_e$$

IV.5.2.2 Approximation nodale

L'approximation des déplacements à partir uniquement des coefficients des polynômes d'interpolation n'a pas de sens physique évident. Aussi pour des raisons de compréhension, on exprime les déplacements sur un élément à partir des déplacements de ces sommets, ou d'autre point de la figure VI-6, appelé **Nœud**. Nous allons développer un exemple avec un triangle à trois nœuds.

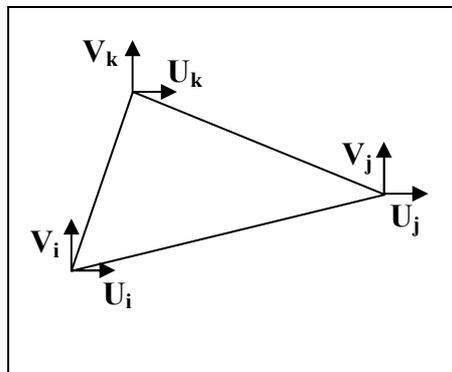


Figure IV-6 : élément triangle a trois nœuds

Les déplacements, ou les inconnues, en chacun des nœuds sont appelés **variable nodale, ou degré de liberté (DDL)**, noté $[Q]$:

$$[Q] = [q_i] = [U_i \quad U_j \quad U_k \quad V_i \quad V_j \quad V_k]$$

Nous pouvons relier ces DDL aux coefficients des polynômes d'interpolation

$$q_1 = a_1 + a_2 x_i + a_3 y_i$$

Et donc

$${}^t[Q] = \begin{bmatrix} 1 & x_i & y_i & 0 & 0 & 0 \\ 1 & x_j & y_j & 0 & 0 & 0 \\ 1 & x_k & y_k & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 & x_i & y_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 & x_j & y_j \\ 0 & 0 & 0 & 1 & x_k & y_k \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a_1 \\ \vdots \\ a_6 \end{bmatrix}$$

Noté : ${}^t[Q] = [P_n][a]$ où $[P_n]$ est la matrice nodale

En introduisant cette notation dans l'interpolation des déplacements, nous obtenons :

$$\begin{aligned} [U]_e &= [P(x, y)][P_n]^{-t} [Q]_e \\ &= [N(x, y)]^t [Q]_e = \begin{bmatrix} N_x \\ N_y \end{bmatrix}^t [Q]_e \end{aligned}$$

Où $N(x, y)$ est la matrice d'interpolation ou fonction de forme

IV.5.2.3 Approximation des déformations

Dans un cadre de petites perturbations, nous avons défini les déformations en fonction des déplacements. Il suffit d'appliquer correctement les formules précédentes pour obtenir l'écriture matricielle qui découle de la discrétisation. Pour des raisons de simplification d'écriture nous allons étudier un cas 2-D de déformation plane :

$$\begin{aligned} [\varepsilon_{\alpha\beta}] = [\varepsilon(x, y)] &= \begin{bmatrix} \frac{\partial u(x, y)}{\partial x} \\ \frac{\partial v(x, y)}{\partial y} \\ \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u(x, y)}{\partial y} + \frac{\partial v(x, y)}{\partial x} \right) \end{bmatrix} \\ [\varepsilon_{\alpha\beta}] &= \begin{bmatrix} \frac{\partial u(x, y)}{\partial x} \\ \frac{\partial v(x, y)}{\partial y} \\ \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u(x, y)}{\partial y} + \frac{\partial v(x, y)}{\partial x} \right) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \\ 0 & \frac{1}{2} & \frac{1}{2} & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \frac{\partial u(x, y)}{\partial x} \\ \frac{\partial u(x, y)}{\partial y} \\ \frac{\partial v(x, y)}{\partial x} \\ \frac{\partial v(x, y)}{\partial y} \end{bmatrix} = [C] \begin{bmatrix} N_{x,x} \\ N_{x,y} \\ N_{y,x} \\ N_{y,y} \end{bmatrix}^t [Q] = [B]_e^t [Q] \end{aligned}$$

Remarque : Dans le cas d'une interpolation linéaire des déplacements la matrice [B] est constante sur l'élément

IV.5.2.4 Approximation de l'énergie potentielle sur un élément

Nous nous plaçons dans le cas de l'élasticité en déformation plane, isotrope et sans force de volume, dans ce cas l'énergie potentielle s'écrit :

$$\prod_d(u) = \underbrace{\frac{1}{2} \int_D \varepsilon L \varepsilon d\omega}_{W(u)} - \underbrace{\int_{D_F} F_d u ds}_{P_d(u)}$$

Energie de def Travail des efforts don

Nous pouvons écrire la loi de comportement sous forme matricielle :

$$[\sigma]_e = [D][\varepsilon]_e \text{ où } [D] \text{ est la matrice de comportement}$$

On détermine la matrice [D] à partir de la loi de Hook dans le cas élastique isotrope linéaire.

Nous allons maintenant expliciter l'énergie de déformation sur un élément :

$$\begin{aligned} W_e &= \frac{1}{2} \int_e \varepsilon L \varepsilon d\omega_e = \frac{1}{2} \int_e {}^t[\varepsilon]_e [\sigma]_e d\omega_e \\ &= \frac{1}{2} \int_e {}^t[\varepsilon]_e [D][\varepsilon]_e d\omega_e = \frac{1}{2} \int_e {}^t[Q]_e {}^t[B]_e [D][B]_e [Q]_e d\omega_e \\ &= \frac{1}{2} {}^t[Q]_e \int_e {}^t[B]_e [D][B]_e d\omega_e [Q]_e = \frac{1}{2} {}^t[Q]_e [K]_e [Q]_e \end{aligned}$$

Où [K]_e est la matrice de rigidité élémentaire

$$W_e = \frac{1}{2} {}^t[Q]_e [K]_e [Q]_e \tag{IV-13}$$

Remarque: Dans le cas des interpolations linéaires l'énergie de déformation élémentaire est directement proportionnelle à la surface de l'élément considéré.

Si l'élément n'est pas en contact avec la frontière alors le travail élémentaire des efforts donnés est nul (nous avons ici un chargement surfacique), sinon il s'écrit :

$$\begin{aligned} P_{de}(u) &= \int_{\partial e} F_d u ds_e = \int_{\partial e} {}^t[F_d(x, y)][U]_e ds_e \\ &= \int_{\partial e} {}^t[F_d(x, y)][N] ds_e [Q]_e = \langle F_{de}, Q \rangle = {}^t[F_{de}][Q]_e \\ &\text{noté } \langle F_{de}, Q \rangle \end{aligned}$$

[Q]_e ne faisant intervenir ici que les variables nodales en contact avec DF.

L'énergie potentielle élémentaire peut donc s'écrire :

$$\prod_{de} = \frac{1}{2} {}^t [Q]_e [K]_e [Q]_e - \langle F_{de}, Q \rangle \quad \text{IV-14}$$

IV.5.2.5 Propriétés de la matrice de rigidité élémentaire

Propriétés:

$[K]_e$ Est symétrique positive

$[K]_e$ À trois Valeurs propres nulles et trois positives

$[K]_e$ Étant définie à partir de l'énergie de déformation interne élémentaire, qui est une forme bilinéaire positive, cela implique que $[K]_e$ est symétrique positive.

$$W_e = \frac{1}{2} \int_{De} \varepsilon \sigma d\omega e = 0 \Leftrightarrow \varepsilon L \varepsilon = 0 \Leftrightarrow \varepsilon = 0$$

Ces déformations à énergie nulle sont les mouvements de corps rigide. Il est facile de voir à partir de la définition de la déformation en petite perturbation et dans un cas de déformation plane la formel de ces déplacements

$$[\varepsilon]_e = 0 \Leftrightarrow \begin{cases} \frac{\partial u}{\partial x} \\ \frac{\partial v}{\partial y} \\ \frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x} \end{cases} = 0 \Leftrightarrow \begin{cases} u(x, y) = a - \omega y \\ v(x, y) = b + \omega x \end{cases}$$

Ces déplacements rigides par éléments sont inclus dans l'approximation linéaire des déplacements, et donc l'ensemble $\left\{ [Q]_e / W_e = \frac{1}{2} {}^t [Q]_e [K]_e [Q]_e = 0 \right\}$ est de dimension exactement trois. Donc il y a trois valeurs propres nulles et trois positive car W_e est positive.

IV.5.3 Matrices globales

On appelle matrice globale la matrice correspondant à l'assemblage de toutes les matrices élémentaires, aussi bien de rigidité que des efforts appliqués.

IV.5.3.1 Assemblage matrice de rigidité

L'énergie de déformation totale de la structure est égale à la somme de toutes les énergies de déformation élémentaires. Ce qui s'écrit sous forme matricielle :

$$W = \sum_e W_e = \sum_e \frac{1}{2} {}^t [Q]_e [K]_e [Q]_e = \frac{1}{2} {}^t [Q] [K] [Q]$$

$[K]_t$: est la matrice de rigidité globale.

$[Q]$: est le vecteur contenant tous les ddl du problème

Exemple d'assemblage pour une structure simple :

Prenons une structure composée de deux éléments barres ayant 1ddl U_i par nœuds :

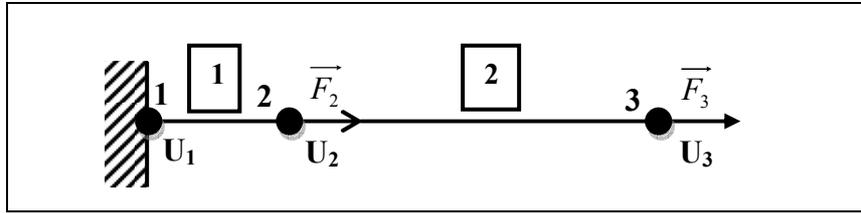


Figure IV-7 : structure composée de deux éléments barres

L'énergie de déformation élémentaire à la forme suivante :

$$W_e = \frac{1}{2} {}^t [Q]_e [K]_e [Q]_e$$

Où :

$$[K]_1 = \begin{bmatrix} K_{11}^1 & K_{12}^1 \\ K_{21}^1 & K_{22}^1 \end{bmatrix} \quad \text{et} \quad [Q]_1 = \begin{bmatrix} u_1 \\ u_2 \end{bmatrix}$$

Et :

$$[K]_2 = \begin{bmatrix} K_{11}^2 & K_{12}^2 \\ K_{21}^2 & K_{22}^2 \end{bmatrix} \quad \text{et} \quad [Q]_2 = \begin{bmatrix} u_2 \\ u_3 \end{bmatrix}$$

Pour obtenir la matrice de rigidité globale, il suffit d'assembler ces deux matrices de la façon suivante :

$$[K]_g = \begin{bmatrix} K_{11}^1 & K_{12}^1 & 0 \\ K_{21}^1 & K_{22}^1 + K_{11}^2 & K_{12}^2 \\ 0 & K_{21}^2 & K_{22}^2 \end{bmatrix} \quad \text{et} \quad [Q] = \begin{bmatrix} u_1 \\ u_2 \\ u_3 \end{bmatrix}$$

De part la méthode d'assemblage la matrice $[K]$ conserve sa symétrie et est strictement définie positive s'il n'existe pas de déplacements rigides.

IV.5.3.2 Assemblage du vecteur des forces appliquées

Dans le cas où il n'existe pas de force volumique, nous avons montré que le travail des efforts appliqués, qui est une fonction linéaire en $[Q]_e$, s'écrit :

$$\langle F_{de}, Q \rangle = {}^t [F_{de}] [Q]_e$$

Il suffit d'assembler les matrices correspondantes. Dans l'exemple que nous traitons avec deux éléments cela donne :

$$\langle F_{de}, Q \rangle = {}^t [Q] [F]_t$$

$$[Q] = \begin{bmatrix} u_1 \\ u_2 \\ u_3 \end{bmatrix} \quad \text{et} \quad [F]_t = \begin{bmatrix} 0 \\ F_2 \\ F_3 \end{bmatrix}$$

IV.5.3.3 Variation de l'énergie potentielle

Nous venons de décrire les différentes matrices nécessaires à l'écriture de l'énergie potentielle. Nous calculer maintenant la variation de l'énergie potentielle totale, qui nous donnera la solution du Pb(I) : $u(x) \in C.A\{u_d\} / \delta(\prod_d(u)) = 0$ est solution du problème

L'énergie potentielle total est donnée par :

$$\prod_d = \frac{1}{2} {}^t [Q] [K]_t [Q] - \langle F_t, Q \rangle$$

$$\delta(\prod_d) = \delta\left(\frac{1}{2} {}^t [Q] [K]_t [Q] - \langle F_t, Q \rangle\right)$$

$$= \frac{1}{2} \delta({}^t [Q]) [K]_t [Q] + \frac{1}{2} [Q] [K]_t \delta([Q]) - \delta({}^t [Q]) [F]_t$$

$$= \frac{1}{2} \delta({}^t [Q]) [K]_t [Q] + \frac{1}{2} ({}^t [Q] [K]_t \delta([Q]) - \delta({}^t [Q]) [F]_t)$$

$$= \frac{1}{2} \delta({}^t [Q]) [K]_t [Q] + \frac{1}{2} \delta({}^t [Q]) {}^t [K]_t [Q] - \delta({}^t [Q]) [F]_t$$

$$= \delta({}^t [Q]) [K]_t [Q] - \delta({}^t [Q]) [F]_t$$

$$= \delta({}^t [Q]) ([K]_t [Q] - [F]_t) = 0 \quad \forall \delta({}^t [Q]) \in C.A(0)$$

Nous obtenons donc le système linéaire suivant à résoudre :

$$[K]_t [Q] = [F]_t \quad \text{IV-15}$$

C'est ce système que résout un code de calcul d'éléments finis dans le cas de l'élasticité linéaire. Donc en optimisant le maillage, vous réduisez la taille du système à résoudre et donc vous gagnez du temps calcul !!!!. Mais avant de lancer votre calcul il faut introduire les conditions aux limites qui auront pour objet d'éliminer les mouvements de corps rigide. Si vous ne bloquez pas suffisamment de DDL le système n'a pas de solution unique et le calcul plante.

IV.5.3.4 Prise en compte des conditions aux limites.

Nous présentons ici les différentes méthodes de prise en compte des conditions aux limites en déplacements.

IV.5.3.4.1 Méthode brutale

C'est la méthode la plus simple sur le plan de la conception mais la plus complexe à mettre en œuvre numériquement. Nous allons imposer $q_i = q_d$ qui est le $i^{\text{ème}}$ DDL (q_d peut être nul). Avant la prise en compte des C.L. le système s'écrit :

$$[K]_t [Q] = [F]_t$$

Nous allons introduire $q_i = q_d$ dans l'écriture matricielle :

$$[K]_t = [K_{ij}]_t \text{ Devient :}$$

$$[K] = \begin{bmatrix} K_{11} & \cdots & K_{1(i-1)} & 0 & K_{1(i+1)} & \cdots & K_{1n} \\ \vdots & \ddots & \vdots & \vdots & \vdots & & \vdots \\ K_{(i-1)1} & \cdots & K_{(i-1)(i-1)} & 0 & K_{(i-1)(i+1)} & \cdots & K_{(i-1)n} \\ 0 & \cdots & 0 & K_{ii} & 0 & \cdots & 0 \\ K_{(i+1)1} & \cdots & K_{(i+1)(i-1)} & 0 & K_{(i+1)(i+1)} & \cdots & K_{(i+1)n} \\ \vdots & & \vdots & \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ K_{n1} & \cdots & K_{n(i-1)} & 0 & K_{n(i+1)} & \cdots & K_{nn} \end{bmatrix}$$

$$[F]_t = [F_i]_t \text{ devient :}$$

$$[F] = \begin{bmatrix} f_1 \\ \vdots \\ f_{(i-1)} \\ f_i = K_{ii} * q_d \\ f_{(i+1)} \\ \vdots \\ f_n \end{bmatrix}$$

Il faut donc, pour appliquer cette méthode, modifier la matrice de rigidité sur toute une colonne et toute une ligne, en les remplissant de zéro et la $i^{\text{ème}}$ coordonnée du second membre. Cette méthode nécessite $(n-1)2+1$ opérations et à pour conséquence d'augmenter considérablement la largeur de bande de la matrice. Cela réduit la performance des

algorithmes de résolution des systèmes linéaires. Cette méthode n'est pas utilisée dans la pratique.

IV.5.3.4.2 Méthode de pénalisation

Cette méthode est basée en gros sur le même principe mais, plutôt que de trouver une solution exacte on va prendre une solution approchée de très bonne précision. Il suffit de pénaliser le coefficient k_{ii} par un terme très grand devant ceux de la matrice de rigidité et d'ajouter à l' $i^{\text{ème}}$ cordonnée du second membre un terme:

$$[K]_t = [k_{ij}]_t \quad \text{devient:} \quad [F]_t = [f_i]_t \quad \text{devient}$$

$$[K] = \begin{bmatrix} k_{11} & \cdots & k_{1n} \\ \vdots & k_{ii} + K & \vdots \\ k_{n1} & \cdots & k_{nn} \end{bmatrix} \quad [F] = \begin{bmatrix} f_1 \\ \vdots \\ f_{(i-1)} \\ f_i = K * q_d \\ f_{(i+1)} \\ \vdots \\ f_n \end{bmatrix}$$

Où $K = 10^{10} * \max(K_{ij})$: Avec cette méthode on obtient :

$$q_i = q_d \left[\frac{K}{K + k_{ii}} - \sum_{i \text{ prive de } i} \frac{q_i}{q_d} \frac{k_{ii}}{k_{ii} + K} + \frac{f_i}{(K + k_{ii})_q} \right] \cong q_d (1 + \varepsilon)$$

Cette méthode est plus efficace que la méthode brutale, car elle comporte uniquement deux changements dans les matrices et ne modifie pas la largeur de bande. Cette méthode est souvent utilisée dans les codes de calcul.

IV.5.3.4.3 Méthode Lagrangienne

Cette méthode est la plus élégante car elle consiste à relaxer les conditions aux limites et à introduire de nouvelles variables. Supposons que nous avons r conditions aux limites et n D.D.L. Ces relations peuvent s'écrire sous forme matricielle de la façon suivante :

$$[R]_{rxn} [Q] = [S]$$

Il faut donc introduire r multiplicateur de Lagrange, que l'on écrit sous forme vectoriel :

$${}^t[\lambda] = [\lambda_1 \cdots \lambda_r]$$

Nous avons donc $n+r$ inconnues dans le nouveau problème qui s'écrit sous la forme :

$$F_V = \frac{1}{2} {}^t[Q][K][Q] - \langle F_t, Q \rangle + {}^t[\lambda]([R]_{rxn}[Q] - [S])$$

Qui en calculant la variation de la fonctionnelle devient :

$$\begin{aligned}
 \delta(F_v) &= \delta\left(\frac{1}{2} {}^t [Q] [K] [Q] - \langle F_t, Q \rangle + {}^t [\lambda] ([R]_{rxn} [Q] - [S])\right) \\
 &= \delta({}^t [Q]) ([K] [Q] - [F]_t) + \delta({}^t [\lambda]) ([R]_{rxn} [Q]) + {}^t [\lambda] [R]_{rxn} \delta([Q]) - \delta({}^t [\lambda]) [S] \\
 &= \delta({}^t [Q]) ([K] [Q] - [F]_t) + \delta({}^t [\lambda]) ([R]_{rxn} [Q]) + {}^t \delta([Q]) [R]_{rxn} [\lambda] - \delta({}^t [\lambda]) [S] \\
 &= 0 \quad \forall \delta({}^t [Q]), \delta({}^t [\lambda]) \in C.A(0)
 \end{aligned}$$

$$\begin{bmatrix} [K] & {}^t [R] \\ [R] & [0] \end{bmatrix} \begin{bmatrix} [Q] \\ [\lambda] \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} [F] \\ [S] \end{bmatrix} = 0 \quad \forall \delta({}^t [Q]), \delta({}^t [\lambda]) \in C.A(0)$$

L'inconvénient principal est d'avoir introduit des inconnues supplémentaires. Montrons sur un exemple simple la mise en place de cette méthode.

IV.6 Le Maillage

L'opération de maillage consiste à diviser le domaine Ω en sous domaines appelés mailles. Il faut donc :

- Définir le domaine Ω
- Le diviser en mailles Ω_i telles que l'ensemble des Ω_i soit une partition du domaine Ω .

Ces opérations sont assistées par les logiciels, mais sont rarement complètement automatiques.

IV.6.1 Définition du domaine Ω :

La définition du domaine Ω peut être faite dans le logiciel d'éléments finis ou peut être importée d'un autre logiciel mieux adapté pour ce travail (logiciel de CAO).

IV.6.1.1 Définition du domaine Ω dans le logiciel d'éléments finis

Chaque logiciel a ses propres outils de définition et de visualisation d'entités géométrique. On retrouve néanmoins des concepts communs¹

Notion de repère : (parfois appelés référentiels). Il existe toujours un repère appelé repère de global, qui est le repère utilisé par défaut quand on n'en définit pas d'autre. On peut définir et utiliser d'autres repères si on les trouve plus commodes pour définir les objets géométriques qui suivent.

¹ Mais le vocabulaire et la syntaxe des commandes varient d'un logiciel à l'autre.

Notion de système de coordonnées : pour désigner un point par trois nombres dans un repère, on peut choisir si ces trois nombres sont des coordonnées cartésiennes (la plus part des temps c'est l'option par défaut), cylindriques, sphériques ou autre.

Notion de point : il peut être désigné par ces coordonnées dans un repère ou par une définition géométrique².

Notion de ligne : on peut définir des droites, des segments de droites, des cercles, des arcs de cercle, des coniques, des arcs de conique, des courbes de Bézier, des splines, des Bsplines, des NURBS³ ... La liste est plus ou moins riche suivant les logiciels.

Notion de surface porteuse : il s'agit de surfaces sans bords, c'est-à-dire dont on n'a pas définir les limites. On peut définir des plans, des cylindres, des sphères, des tores, des cônes, des surfaces de Bézier, des surfaces Bsplines, des surfaces NURBS...

Notion de surface délimitée : il s'agit d'une surface porteuse associée à un ou plusieurs contours. L'un des contours (généralement le premier) est le contour extérieur, les autres sont les contours intérieurs (surfaces à « trous ») ; il va de soi que ces contours ne doivent pas s'intersecter ! Une surface peut aussi être délimitée par son intersection avec d'autres surfaces. Elle peut aussi être engendrée par le déplacement d'une ligne suivant un certain parcours (c'est-à-dire une autre ligne), ou suivant certain mouvement (translation, rotation ou autre).

Notion de volume : C'est une portion limitée de l'espace. Il peut être défini par les surfaces qui le délimitent, ou par le déplacement d'une surface suivant un parcours, ou par des instructions particulières pour les volumes simples (parallélépipèdes, sphère, cylindres, tores...)

Suivant les logiciels, la palette d'objets géométriques et la palette d'outils (intersections prolongements, congés automatique...) est plus ou moins riche et la définition de domaines Ω complexes est plus ou moins aisée⁴.

² Par exemple le milieu d'un segment de droite existant, ou par l'intersection de deux lignes existantes, etc.

³ Non Uniform Rational B-Spline

⁴ Les concepteurs de logiciels d'éléments finis ont tendance à considérer que cette phase de travail est annexe, et ils n'y apportent pas toujours le soin qui conviendrait pour répondre aux besoins de l'utilisateur. Une des raisons est que les initiateurs d'un projet de logiciel d'éléments finis sont souvent des scientifiques spécialistes dans le domaine du calcul, et les questions relatives aux interfaces utilisateurs les intéressent peu. Les logiciels de CAO sont souvent plus efficaces pour la définition de géométries complexes.

IV.6.1.2 Importation du domaine Ω d'un autre logiciel

La définition d'un domaine Ω de forme complexe est parfois mal commode dans les préprocesseurs de logiciels d'éléments finis. IL est quelquefois judicieux de le faire dans un autre logiciel plus adapté. On utilise alors un logiciel de CAO. Le problème est que chaque logiciel (d'éléments finis ou de CAO) a sa propre méthode pour d'écrire la géométrie d'un domaine dans un fichier. Un fichier issu d'un logiciel de CAO n'est généralement pas compris par un autre logiciel de CAO ou d'éléments finis !

Il existe cependant des formats standards normalisés de description de géométries. Si on a la chance que le logiciel de CAO et le logiciel d'éléments finis soient capables tous les deux de lire et écrire dans l'un de ces formats standards, on peut communiquer une géométrie de l'un à l'autre.

Malheureusement, les normes de ces formats standards évoluent de version en version et les logiciels dont on dispose ne parlent pas toujours la même version. D'autre part, beaucoup de logiciels prennent des libertés avec la norme ou ne reconnaissent qu'une partie des entités normalisées. Le résultat est que le transfert d'une géométrie d'un logiciel de CAO vers un logiciel d'éléments finis se fait rarement sans pertes ! Il faut généralement retoucher la géométrie reçue avec les outils du préprocesseur du logiciel d'élément finis.

IV.6.2 Définition des sous domaines Ω_i

Le domaine Ω étant défini, il faut maintenant le diviser en sous domaines Ω_i , appelés mailles. Cette opération est appelée maillage.

IV.6.2.1 Quelques « évidences »

- Si le domaine Ω est un volume, les mailles sont des volumes
- Si le domaine Ω est une surface bornée les mailles sont des surfaces bornées portées par la surface Ω .
- Si le domaine Ω est une portion de ligne, les mailles sont des portions de lignes portées par la ligne Ω .

Une certaine confusion règne dans le vocabulaire employé en ce qui concerne les problèmes qualifiés de « 3D », « 2D » ou « 1D » :

- Dans certains contextes, « 2D » signifie que les points du domaine Ω sont repérés par deux réels sur une surface quelconque plongée dans l'espace physique à 3

dimensions ; dans d'autres contextes, « 2D » signifie que l'espace physique possède seulement deux dimensions⁵, il s'agit alors de problèmes plans.

- Dans certains contextes, « 1D » signifie que les points du domaine Ω sont repérés par un réel sur une ligne quelconque plongée dans l'espace physique à 3 dimensions ; dans d'autres contextes, « 1D » signifie que l'espace physique possède seulement une dimension, il s'agit alors de problèmes sur une droite.

- Dans la plupart des logiciels, il existe une option dite « axisymétrique » : Elle signifie que le domaine Ω et les conditions aux limites sont invariants par rotation autour d'un axe fixe. Dans ce cas, on fait des économies de maillage :

- Pour définir un volume axisymétrique, on ne définit qu'une section méridienne du volume, c'est-à-dire une surface. Faut-il appeler ces problèmes « 2D » ou « 3D » ?

- Pour définir une surface axisymétrique, on ne définit qu'une section méridienne de la surface, c'est-à-dire une ligne. Faut-il appeler ces problèmes « 1D », « 2D » ou « 3D » ?

IV.6.2.2 Les mailles disponibles

Les logiciels d'éléments finis disposent de 3 sortes de mailles :

Les mailles linéiques : Elles servent à mailler une courbe qui peut représenter le domaine linéique Ω (plongé dans un espace physique à 2 ou 3 dimensions) ou une section méridienne d'un domaine surfacique Ω axisymétrique. Certains logiciels n'offrent que des mailles droites.

Les mailles surfaciques : Elles servent à mailler une surface qui peut représenter le domaine surfacique Ω (Plongé dans un espace physique à 2 ou 3 dimensions⁶) ou une section méridienne⁷ d'un domaine volumique Ω axisymétrique.

La plupart des logiciels ne disposent que de triangles et des quadrangles curvilignes portés par la surface. Certains n'offrent que des triangles et des quadrangles à arêtes rectilignes⁸.

⁵ Et donc que toutes les grandeurs physiques associées au problème sont des tenseurs de cet espace (vecteur déplacement, tenseur plans de déformation, etc).

⁶ Une surface plongée dans un espace physique de dimension 2 est une surface plane (en physique classique, l'espace physique est non courbe).

⁷ Donc plane

⁸ Tous les points de la maille ne sont donc pas exactement sur la surface !

Les mailles volumiques : Les mailles sont des volumes. La plupart des logiciels ne disposent que de tétraèdres, pentaèdres ou hexaèdres curvilignes (voir figure IV-8). Certains n'offrent que des tétraèdres, pentaèdres ou hexaèdres à arêtes rectilignes⁹.

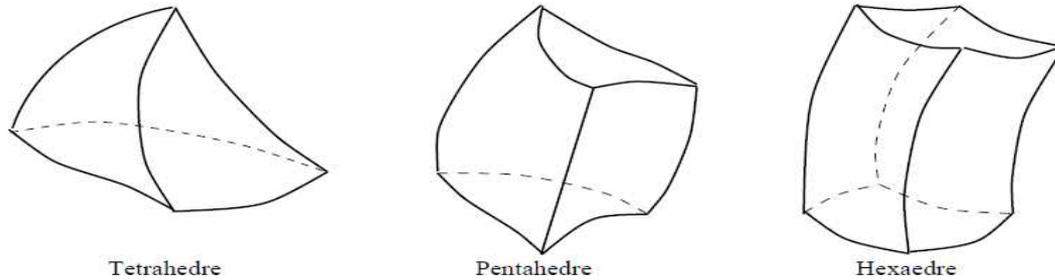


Figure IV-8 : mailles volumiques

On voit donc que, suivant les possibilités des logiciels, la géométrie de Ω est plus ou moins approchée

IV.6.2.3 Les méthodes de maillage

La plupart des logiciels proposent différents algorithmes pour générer plus ou moins automatiquement des maillages. La phase de maillage est sans doute celle où on passe le plus de temps dans la définition d'un problème ! Obtenir un « bon maillage » résulte d'une certaine expérience et d'une certaine intuition sur le résultat du calcul. On peut cependant dégager quelques règles générales à suivre :

✚ Les mailles doivent être « bien proportionnées », c'est-à-dire que le rapport de leur plus grande dimension sur leur plus petite dimension doit être aussi voisin de 1 que possible. Dans la pratique, on ne devrait pas dépasser 5. Ce rapport est appelé distorsion¹⁰ de la maille. Dans un maillage surfacique, les mailles idéales sont les triangles équilatéraux, et les carrés. Dans un maillage Volumique, les mailles idéales sont les tétraèdres réguliers et les cubes.

✚ Le maillage ne doit pas être inutilement fin. On verra plus loin que plus le maillage est fin, plus le calcul est coûteux. On a à faire un compromis entre la finesse de la représentation géométrique et le coût de calcul. Quand on a une intuition du résultat final on peut décider de mailler grossièrement dans certaines régions et plus finement dans d'autres. Il

⁹ Tous les points de la maille ne sont donc pas nécessairement dans le volume, et il peut exister des points de Ω qui ne sont pas dans une maille.

¹⁰ Il existe d'autres définitions de la distorsion : pour un maillage surfacique, c'est le rapport entre le rayon du cercle circonscrit et le rayon du cercle inscrit. Pour les maillages volumiques, c'est le rapport entre le rayon de la sphère circonscrite et le rayon de la sphère inscrite. On peut aussi considérer le plus petit angle entre deux arêtes ayant un sommet commun, ou encore le plus petit angle entre deux faces ayant une arête commune.

peut arriver que l'examen des résultats d'un calcul amène à le recommencer avec un maillage remanié.

🌈 Dans certains calculs¹¹, certains experts pensent qu'on obtient de meilleurs résultats avec des quadrangles pour les maillages surfaciques, et avec des hexaèdres pour les maillages volumiques. Il n'est pas toujours évident de satisfaire à ces règles avec les algorithmes de maillage dont on dispose.

Parmi les algorithmes qu'on trouve dans les logiciels, on peut citer :

Le maillage de Delaunay : Cet algorithme est assez général : il peut mailler en triangles toute surface définie par son contour maillé. L'algorithme garantit une faible distorsion des triangles générés. Il existe aussi une version volumique de cet algorithme qui génère des tétraèdres¹². La finesse du maillage est contrôlée par la finesse de maillage de contours (ou des surfaces¹³) limites. Certaines versions de cet algorithme permettent aussi de piloter le raffinement dans certaines zones ou autour de certains points à l'intérieur du domaine.

Le maillage « topologique » : Le contour d'une surface est divisé en quatre lignes, chacune d'elles est maillée de telle manière que deux lignes opposées aient le même nombre de mailles. La surface à mailler est alors topologiquement équivalente à un rectangle. Le maillage de la surface est obtenu par « transport » d'un maillage régulier du rectangle sur la surface. La méthode de « transport » peut être une simple projection ou une méthodes plus élaborée.

La même méthode existe en considérant la surface topologiquement équivalente à un disque¹⁴.

Ces algorithmes existent aussi en version volumique. Le volume topologiquement équivalent peut être un parallélépipède, un cylindre ou une sphère.

Ces méthodes ne garantissent rien sur la distorsion des mailles obtenues, et il faut souvent procéder par tâtonnements successifs.

¹¹ Notamment en plasticité

¹² Actuellement, on ne connaît pas d'algorithme général qui génère des quadrangles ou des hexaèdres garantis bien proportionnés.

¹³ Qui peuvent elles-mêmes être un maillage de Delaunay.

¹⁴ Il faut alors choisir un point dans la surface comme « centre » de la surface. Cette méthode est parfois appelée *maillage rayonnant*, car le disque de référence est maillé par des rayons et des cercles concentriques.

Le maillage « par déplacement » : On impose à une ligne maillée de se « déplacer » le long d'un chemin maillé ou suivant un mouvement simple (translation ou rotation). On génère ainsi un maillage de quadrangles. La même méthode est employée pour mailler des volumes : on « déplace » une surface maillée. Là encore, ces méthodes ne garantissent rien sur la distorsion des mailles obtenues, et il faut souvent procéder par tâtonnements successifs.

Le maillage par sous domaines : On divise le domaine (volume ou surface) à mailler en sous domaines de forme plus simple, faciles à mailler avec l'une des méthodes ci-dessus. La principale difficulté de cette méthode est de s'assurer de la cohérence du maillage aux interfaces entre les sous domaines : *les maillages aux interfaces entre sous domaines doivent coïncider*. Ce n'est pas évident à obtenir quand on utilise des algorithmes différents dans des sous domaines voisins.

Le maillage manuel : Si aucun des algorithmes dont on dispose ne donne satisfaction, c'est le dernier recours ! On définit les mailles individuellement. C'est parfois nécessaire dans certains sous domaines, ou pour « raccorder » des sous domaines. Comme on le voit, le maillage d'un domaine de forme complexe n'est pas trivial. On ne le réussit que rarement du premier coup. Il faut essayer de combiner les outils de maillage dont on dispose pour obtenir quelque chose de satisfaisant.

IV.6.2.4 L'importation d'un maillage

Si les outils de maillage du préprocesseur sont insuffisants, on peut tenter de le faire dans d'autres logiciels. Notamment, un certain nombre de logiciels de CAO ont des fonctionnalités de maillage. Les problèmes de communication entre maillages issus de logiciels différents sont les mêmes que pour les échanges de géométries : il faut qu'il existe un format de fichier connu par les deux logiciels, et qu'ils utilisent des versions voisines. On peut aussi développer soi-même un « traducteur »¹⁵

¹⁵ C'est plus facile pour les maillages que pour les géométries, car la description d'un maillage est plus simple que celle d'une géométrie : L'information se réduit à la liste des coordonnées des sommets, et les mailles sont une liste de numéros de sommet (dans certain ordre, qui varie, bien sur, d'un logiciel à l'autre).

IV.7 Application de notre modèle avec ANSYS

Nous utilisons le logiciel ANSYS 11 Pour simuler le bras en suivant ces étapes :

IV.7.1 Conception d'un modèle

Nous avons construit à l'aide des logiciels SOLID WORKS et ANSYS WORKBECH [36,37] le modèle suivant :

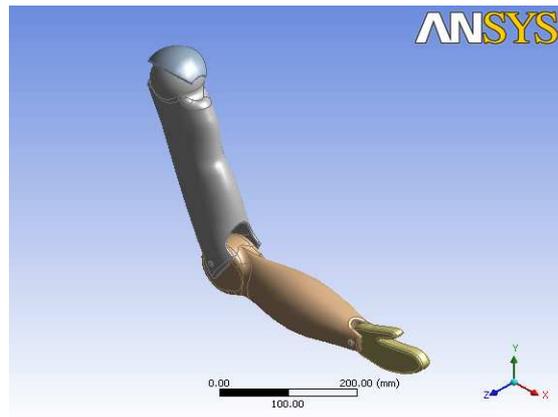


Figure IV-9 : Modèle d'un bras

IV.7.2 Connexions

De manière générale, il y a 2 techniques pour prendre en compte les assemblages en simulation ; La première consiste à utiliser des **contacts virtuels** idéalisant les contacts physiques qui ne sont pas modélisés par des éléments finis mais par des équations gérant les liaisons. La deuxième technique consiste réellement à **modéliser les liaisons**. Il est alors nécessaire de pouvoir caractériser la loi de comportement, généralement multi physique, de la liaison.

Dans les deux techniques, la simulation d'assemblage reste une affaire de spécialistes, Il faut en effet avoir une bonne connaissance des modèles mathématiques utilisés par les logiciels afin de caractériser correctement les comportements des liaisons.

Suivant l'étude théorique du fonctionnement du membre supérieur, on doit Modéliser les liaisons: **Pivot** pour le poignet et l'épaule et **Rotule** pour le coude.

Tableau IV-1 : Type de connexion

Type de connexion	Définitions			
	Corps-Référentiel	Corps-corps		
Type Désactivé(e)	Fixe	Pivot Non	Rotule	Pivot

IV.7.3 Choix du matériau

Les propriétés mécaniques de l'os varient selon l'âge, le poids, le régime sexuel et nutritif de chaque Personne. Avant la 1^{ère} guerre mondiale était considéré comme matériau pour construire les prothèses artificielles, suite à l'évolution les prothèses sont devenues en cuire 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. Parmi ces matériaux on a choisi pour cette étude deux types des matériaux :

✚ l'alliage d'aluminium : $E=7,1 \text{ e}+010 \text{ Pa}$, $\mu=0,33$ et $\rho=2770,01\text{Kg/m}^3$

Tableau IV-2 : Propriétés du matériau

Structural	
Module de Young	7,1,e+010 Pa
Coefficient de Poisson	0,33
Masse volumique	2770, kg/m ³
Dilatation thermique	2,3e-005 1/°C
Limite élastique en traction	2,8e+008 Pa
Limite élastique en compression	2,8e+008 Pa
Résistance en traction	3,1e+008 Pa
Résistance en compression	0, Pa
Thermique	
Chaleur spécifique	875, J/kg·°C
Electromagnétique	
Perméabilité relative	1
Résistivité	5,7e-008 Ohm·m

✚ Matériau orthotrope :

Tableau IV-3 propriétés mécanique orthotrope [38]

Spongieux (N/mm²)	
Ex	6910
Ey	8510
Ez	18400
PRxy	0.38
PRyz	0.24
PRxz	0.22
Gxy	2410
Gyz	4910
Gxz	3560

IV.7.4 Le Maillage

Notre logiciel comme tous les autres logiciels a ses propres outils de définition et de visualisation d'entités géométriques, il propose un algorithme pour générer plus ou moins automatiquement des maillages.

Tableau IV-4 : Le Maillage

Nom de l'objet	Maillage
Etat	Résolu
Réglages par défaut	
Préférence	Mécanique physique
Pertinence	0
Avancés	
Taille des éléments	Par défaut
Statistiques	
Nœuds	14485
Eléments	6744

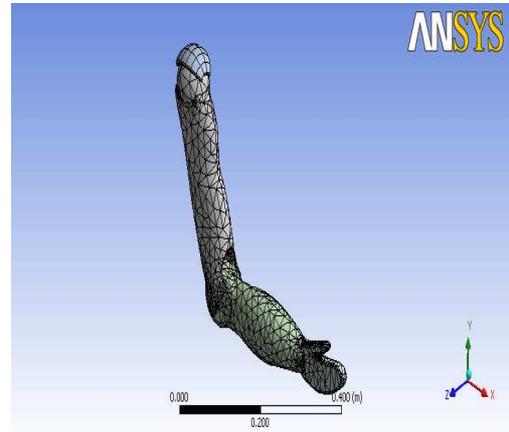


Figure IV-10 : Maillage du bras

IV.7.5 Les charges :

Nous appliquons une charge de **0,5N** perpendiculaire à la Main pour les deux matériaux voire figure IV-11.

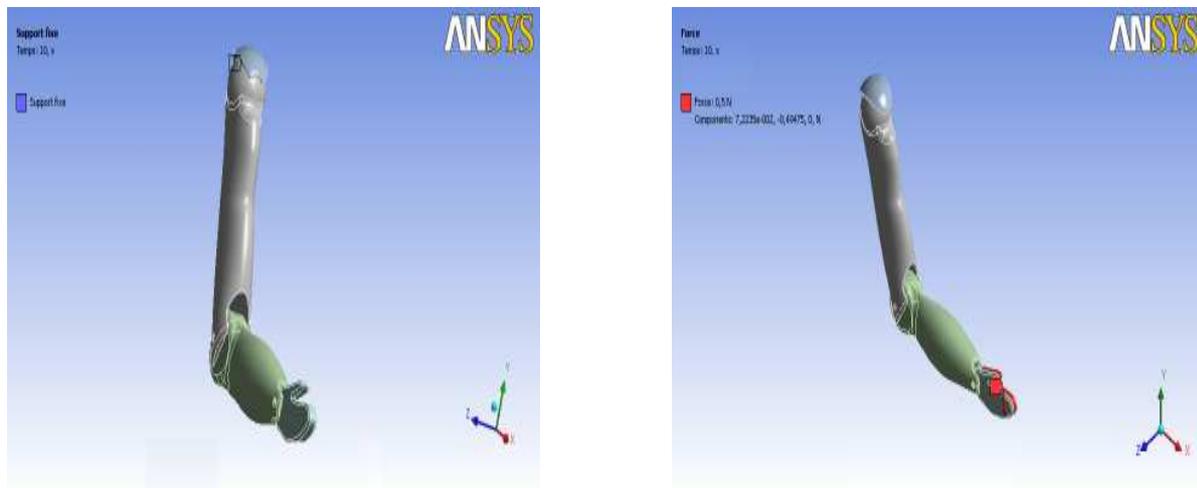


Figure IV-11 : Les charges appliquées

IV.7.6 Le choix d'analyse

On choisie le type d'analyse dynamique déformable a fin d'être plus proche que le fonctionnement naturel du membre supérieur des êtres humains.

Tableau IV-5 : Les caractéristiques de l'analyse dynamique déformable

Définitions	
Type de Physique	Structure
Type d'analyse	Dynamique déformable
Options	
Température de référence	22, °C
Nom de l'objet	Paramètres d'analyse
Etat	Totalement contraint
Contrôles de pas	
Nombre d'incrément	1,
Incrément courant	1,
Fin de temps pour cet incrément	10, s
Pas de temps automatique	Activé
Défini par	Temps
Pas de temps initial	2,e-002 s
Pas de temps minimal	2,e-003 s
Pas de temps maximal	4,e-002 s
Intégration de temps	Activé

IV.7.7 Résultats et discussions

▪ Le vecteur de déplacement

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

Après l'application d'une charge de **0,5N** sur l'élément conçu on a obtenu un déplacement Total de 0 mm jusqu'à 0,07 mm. Voir la figure VI-12.

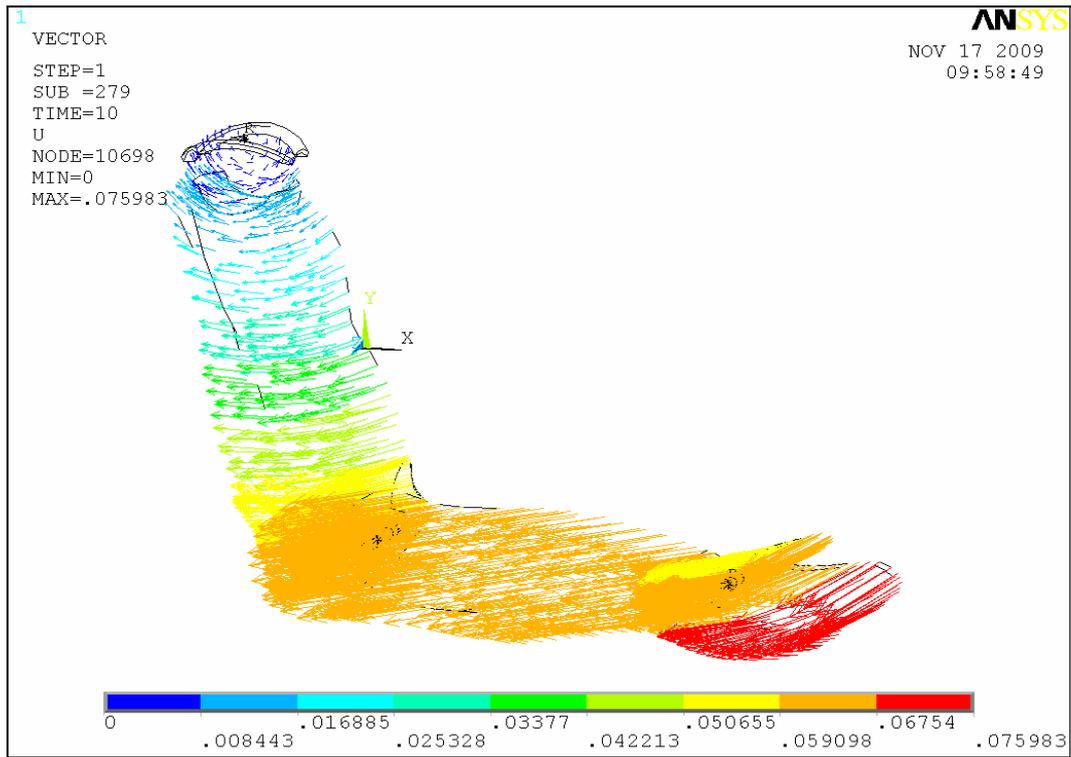


Figure IV-12 : le vecteur de déplacement

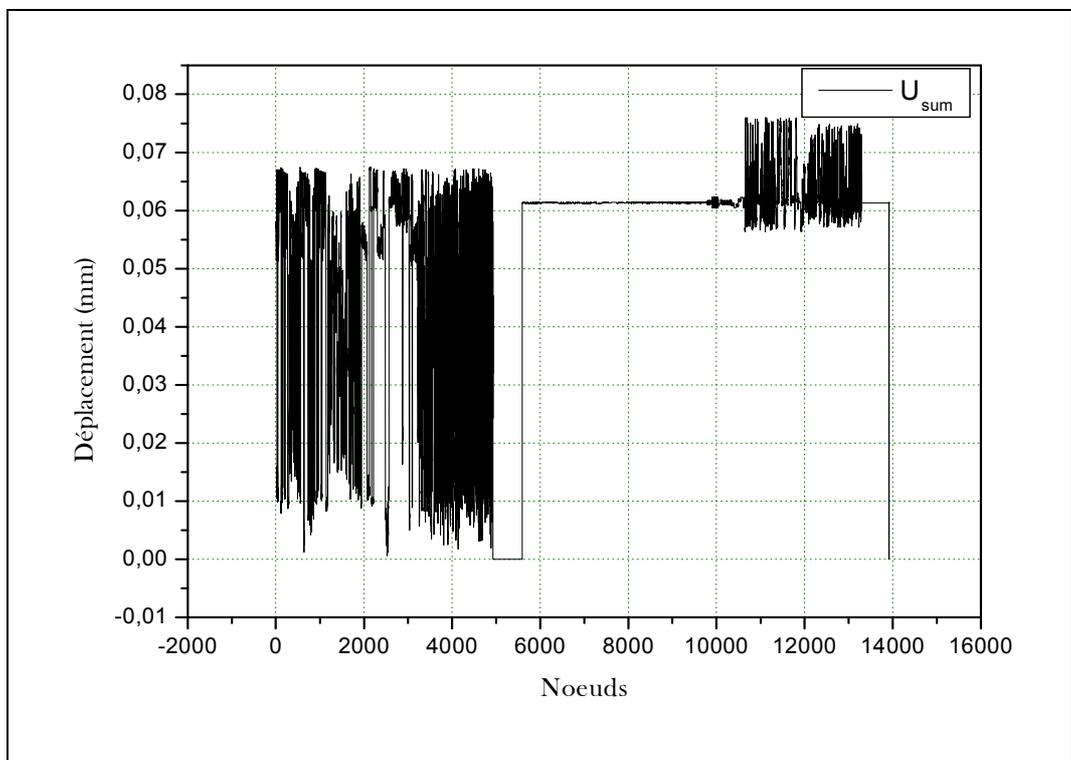


Figure IV-13 : Déplacement Totale au niveau des Nœuds

- Les résultats présentés concernent la solution nodale

Les figures suivantes représentent les déplacements suivant les axes X, Y et Z

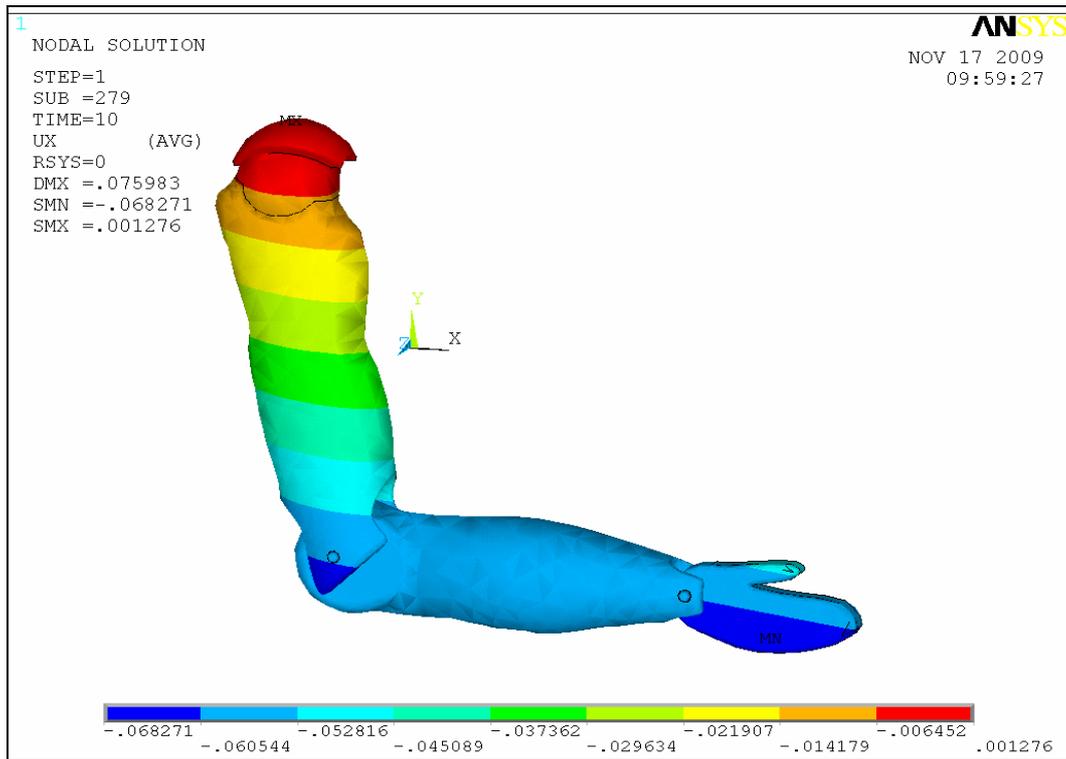


Figure IV-14 : déplacement suivant l'axe X

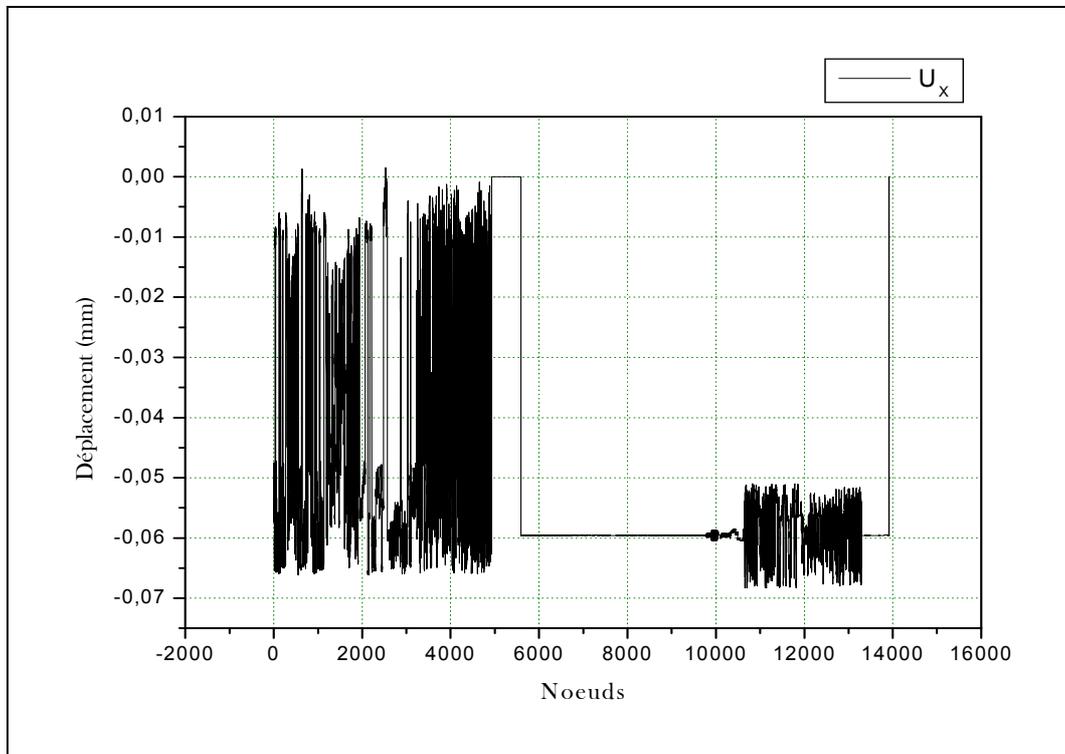


Figure IV-15 : Déplacement au niveau des nœuds suivant l'axe X



Figure IV-16 : Déplacement suivant l'axe Y

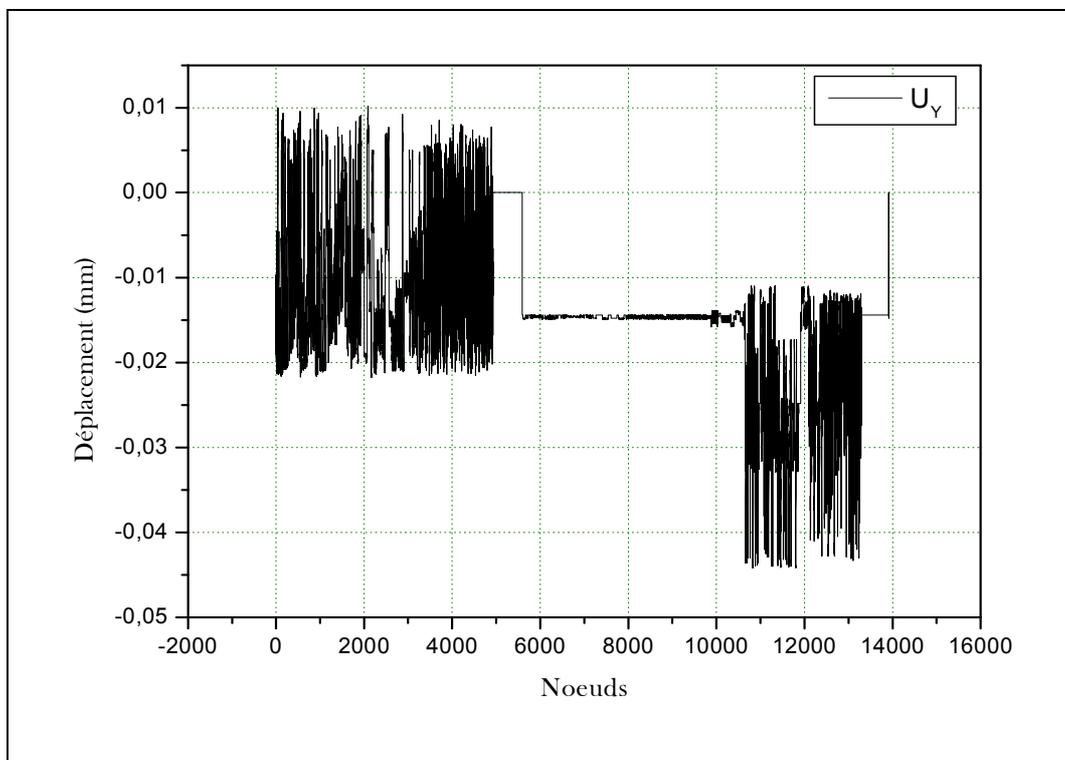


Figure IV-17 : Déplacement au niveau des Nœuds suivant l'axe Y

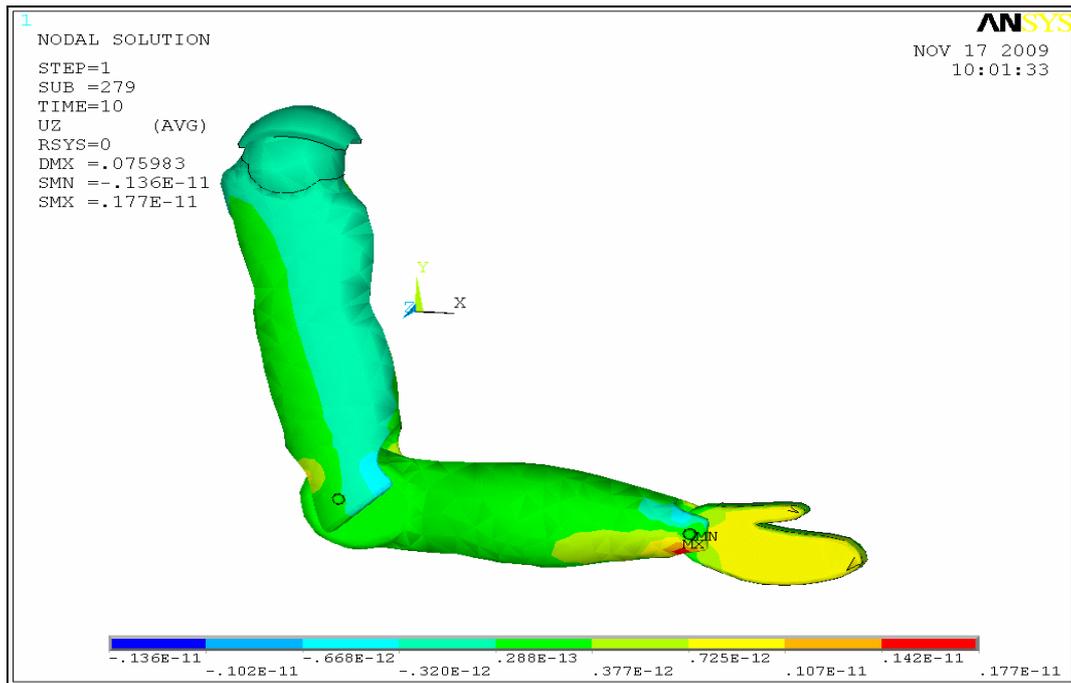


Figure IV-18 : Déplacement suivant l'axe Z

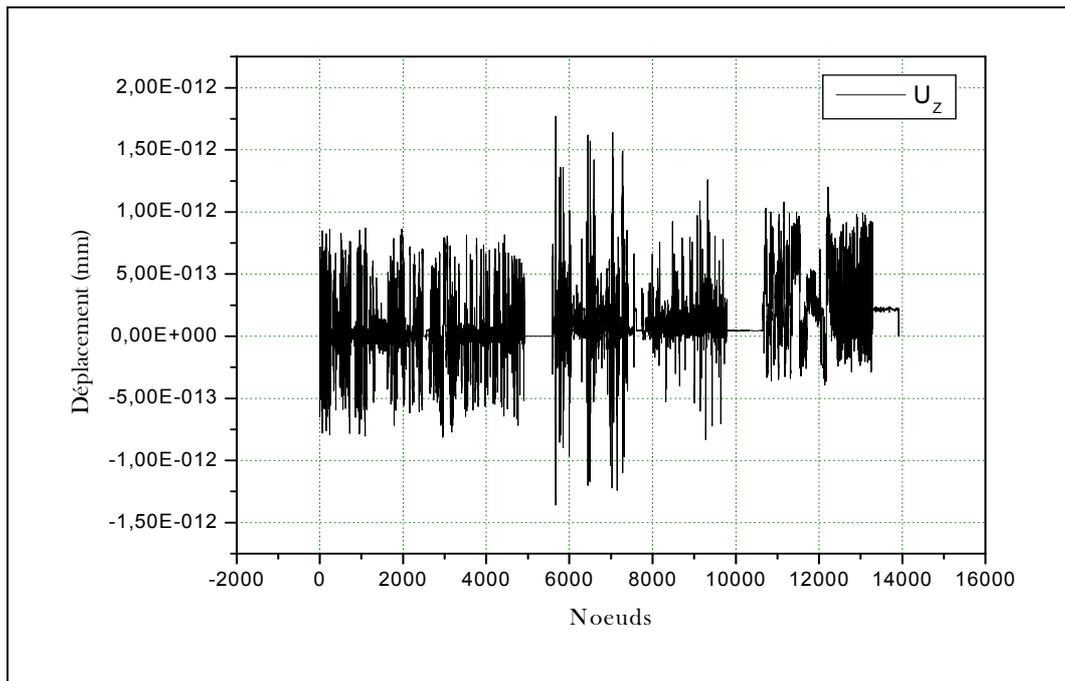


Figure IV-19 : Déplacement au niveau des Nœuds suivant l'axe Z

D'une part, on constate que les déplacements sont plus importants suivant l'axe X, moins suivant l'axe Y et presque nulle suivant l'axe Z, puisque on a appliqué une charge dans le plan XY. D'autre part, aussi que les déplacements des nœuds sont plus clairs au niveau du poignet, coude et épaule.

- les Contraintes au niveau des nœuds suivant les trois axes X, Y et Z et de Von mises:
Les figures Ci-dessous montrent la variation des contraintes suivant les trois axes X, Y et Z et de Von mises au niveau des Nœuds.

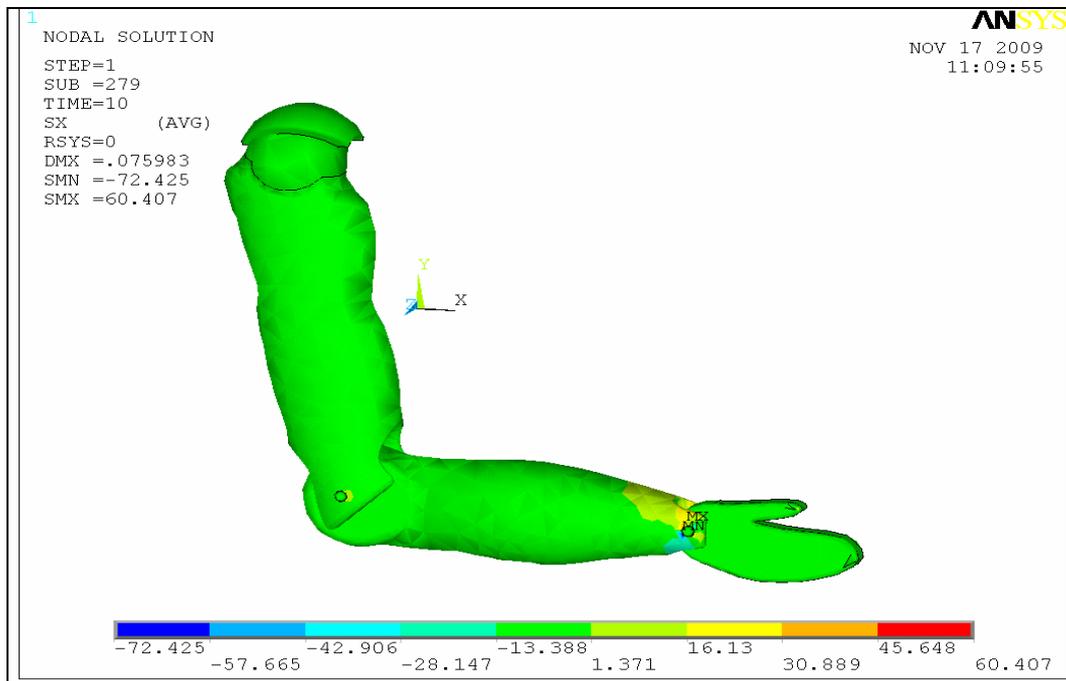


Figure IV-20 : Contraintes suivant l'axe X

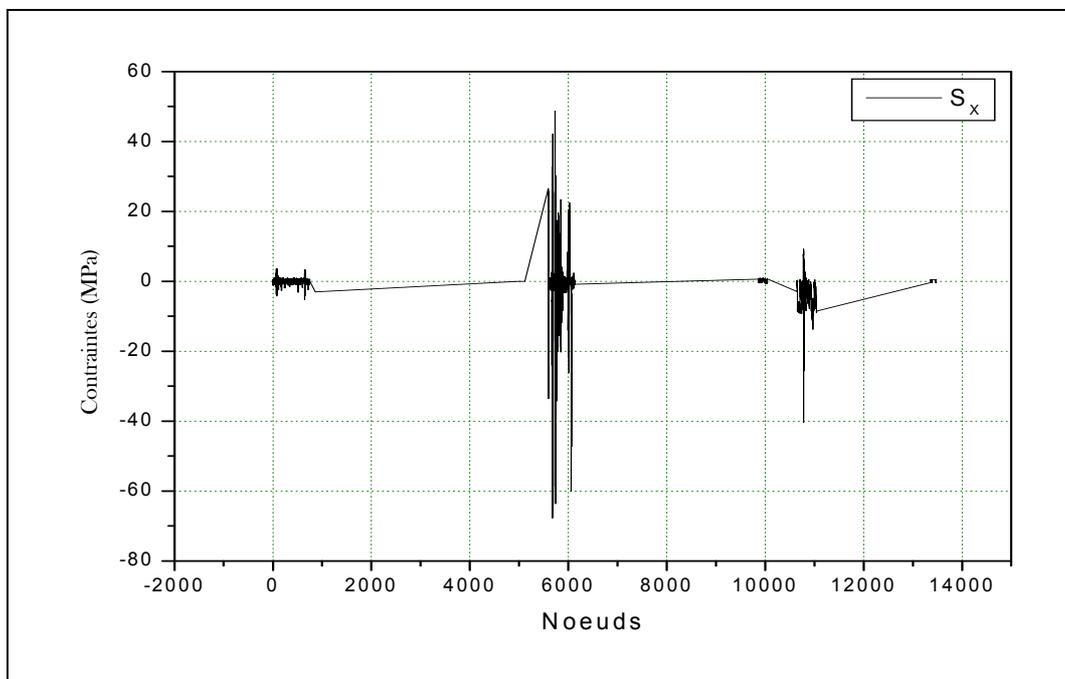


Figure IV-21 : Contraintes au niveau des nœuds suivant l'axe X

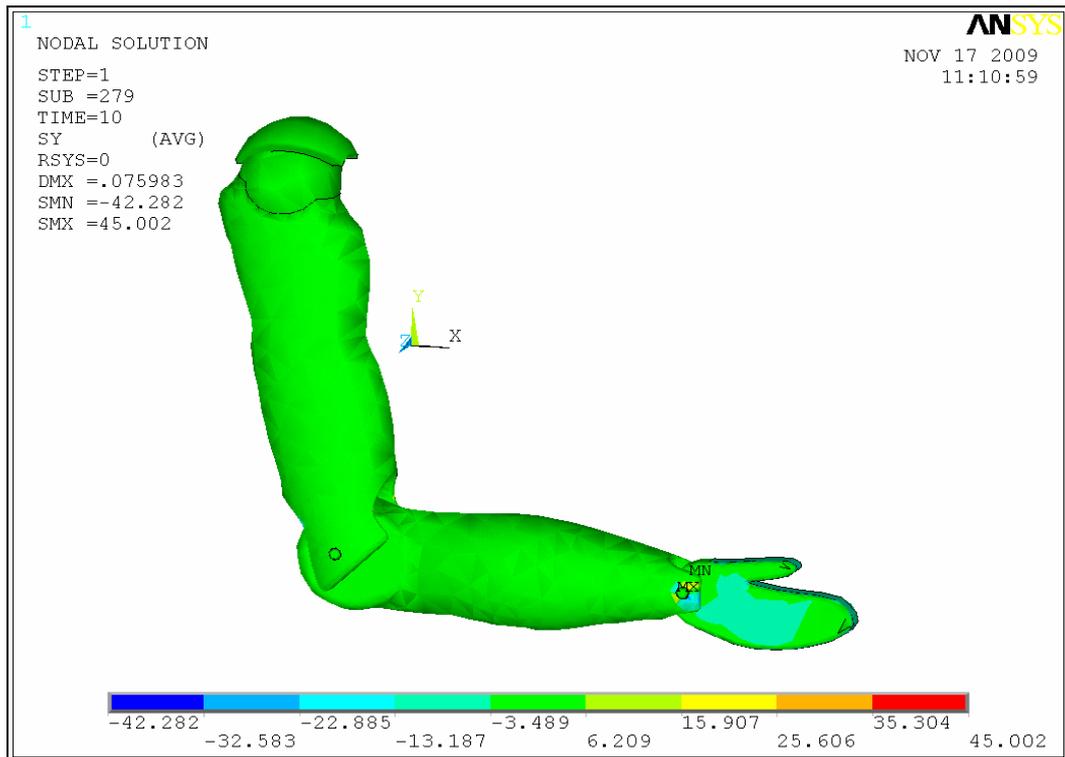


Figure IV-22 : Contraintes suivant l'axe Y

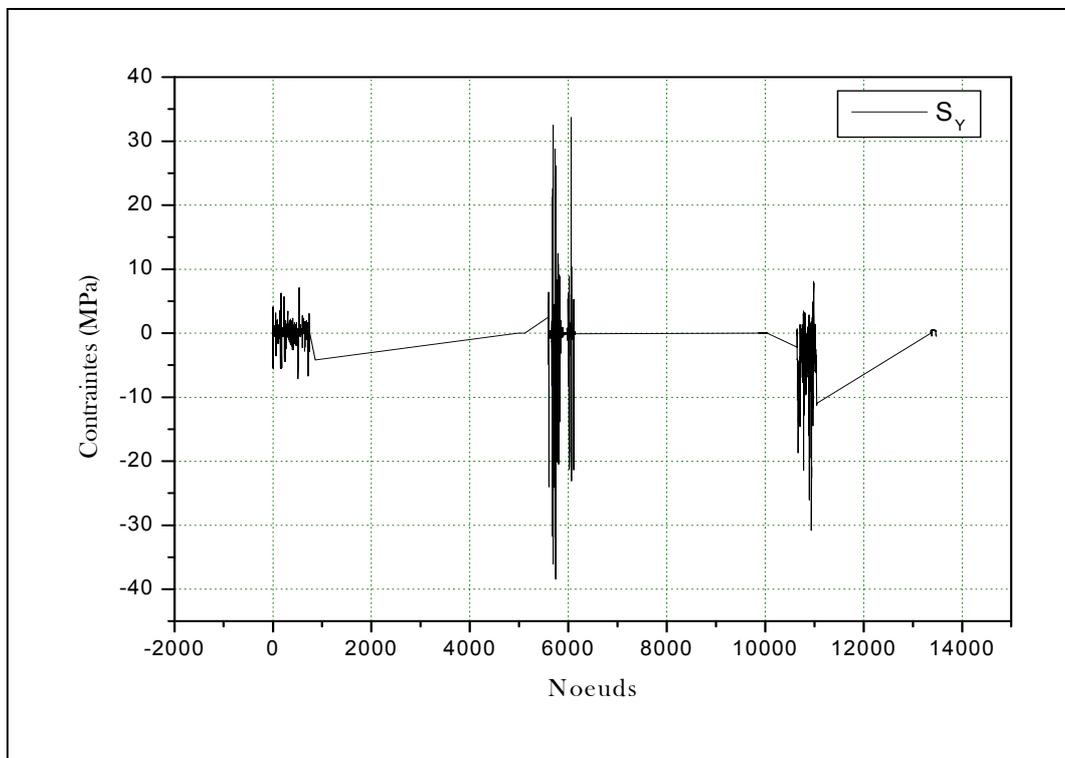


Figure IV-23 : Contraintes au niveau des nœuds suivant l'axe Y

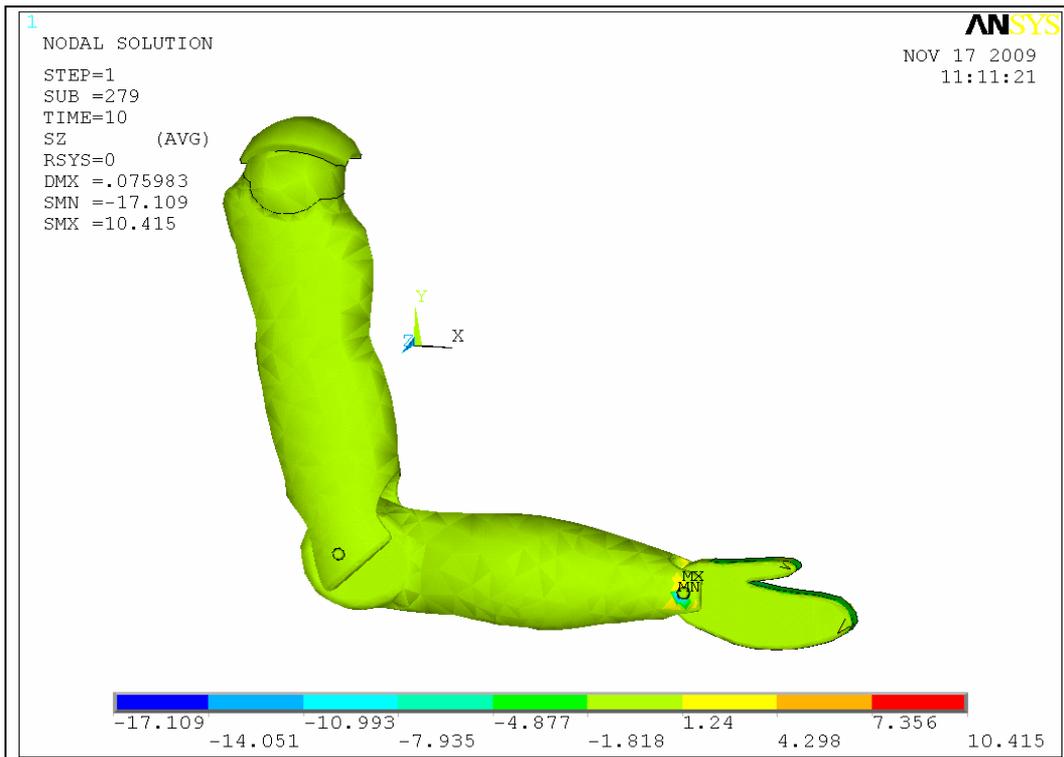


Figure IV-24 : Contraintes suivant l'axe Z

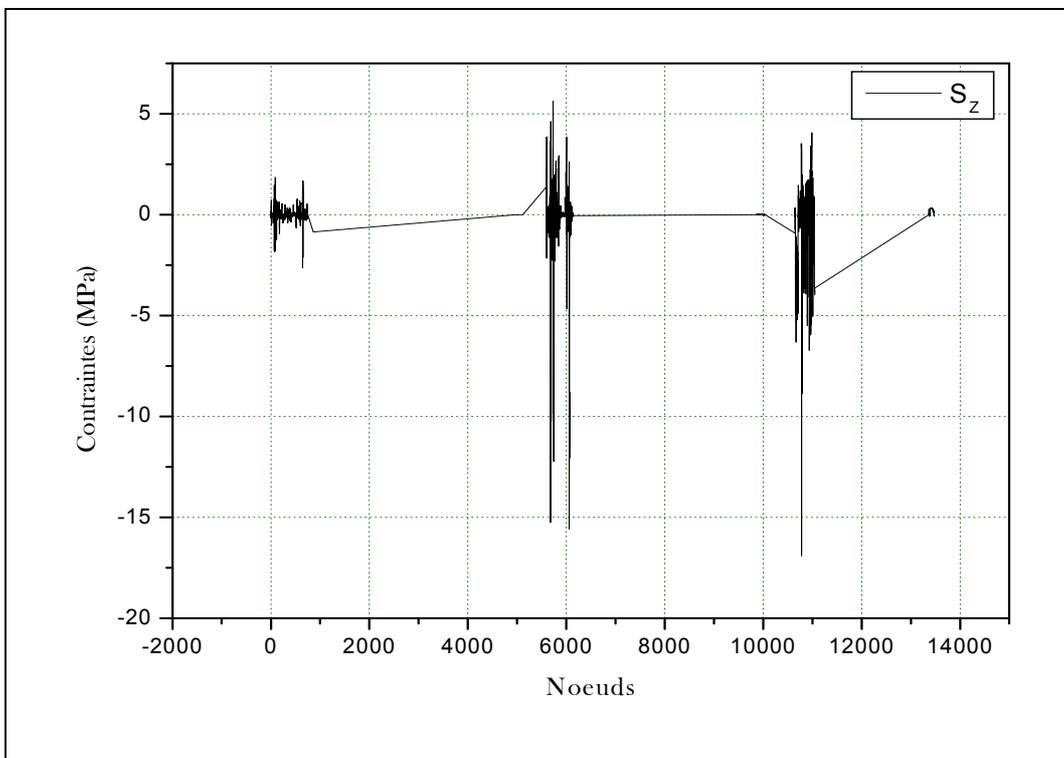


Figure IV-25 : Contraintes au niveau des Nœuds suivant l'axe Z

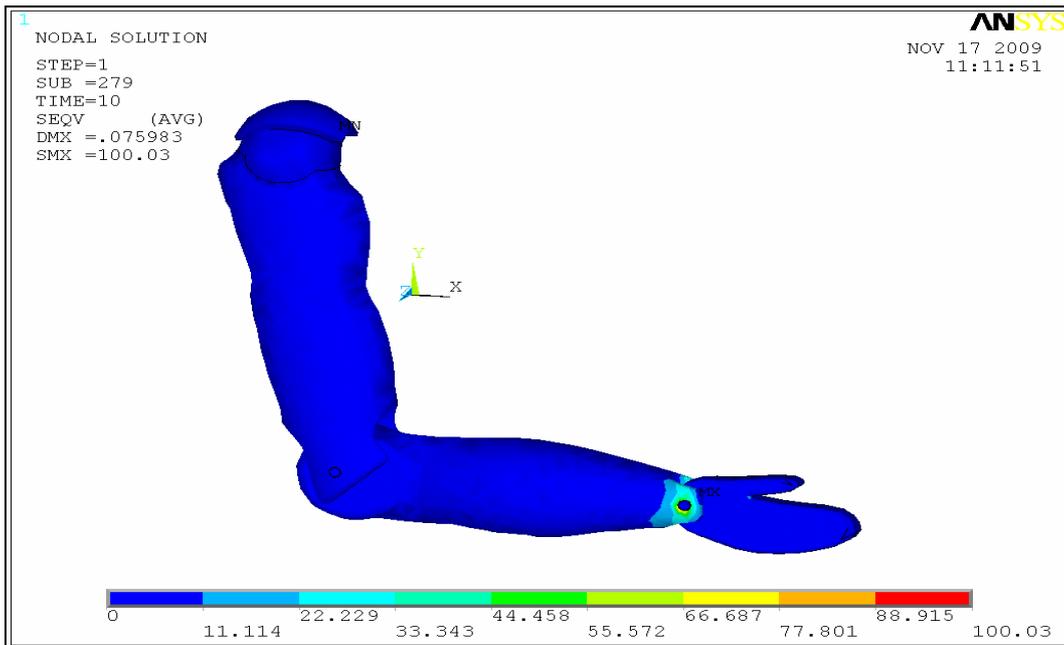


Figure IV-26 : Contraintes équivalente de Von mises

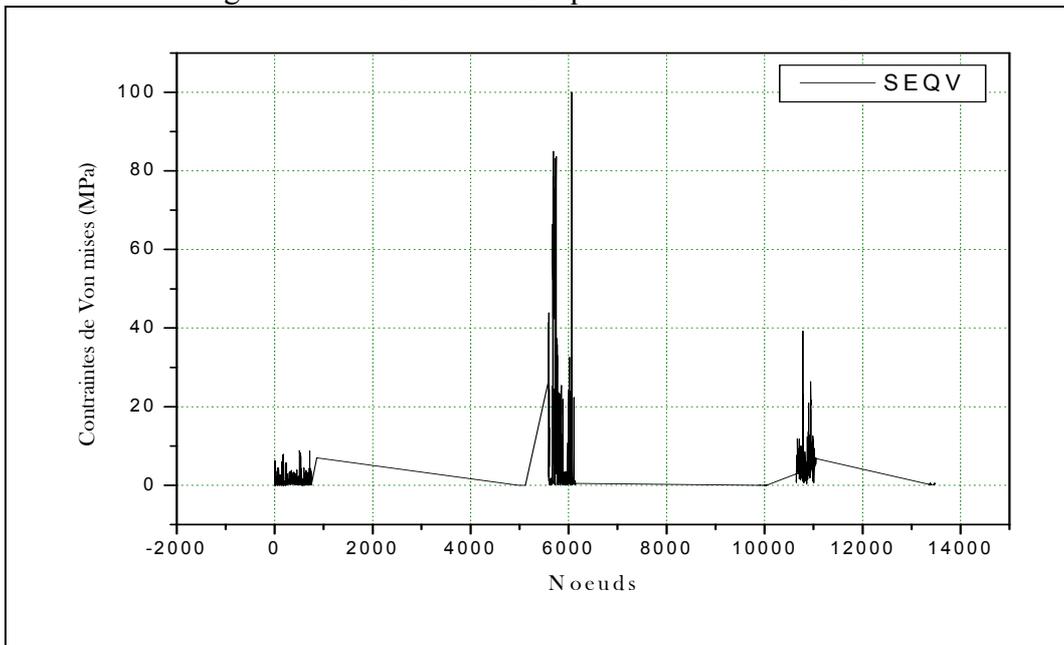


Figure IV-27 : contraintes équivalentes de Von mises au niveau des nœuds

On constate que les contraintes au niveau des articulations sont plus importantes que pour les autres organes constituant le bras et cela indique le taux élevé des blessures. Pour réduire ce dernier on applique des mesures de prévention telle que :



Figure IV-28 : les protèges du poignet, coude et épaule.

- Maintenant on répète les mêmes calculs pour un matériau composite dans les mêmes conditions.

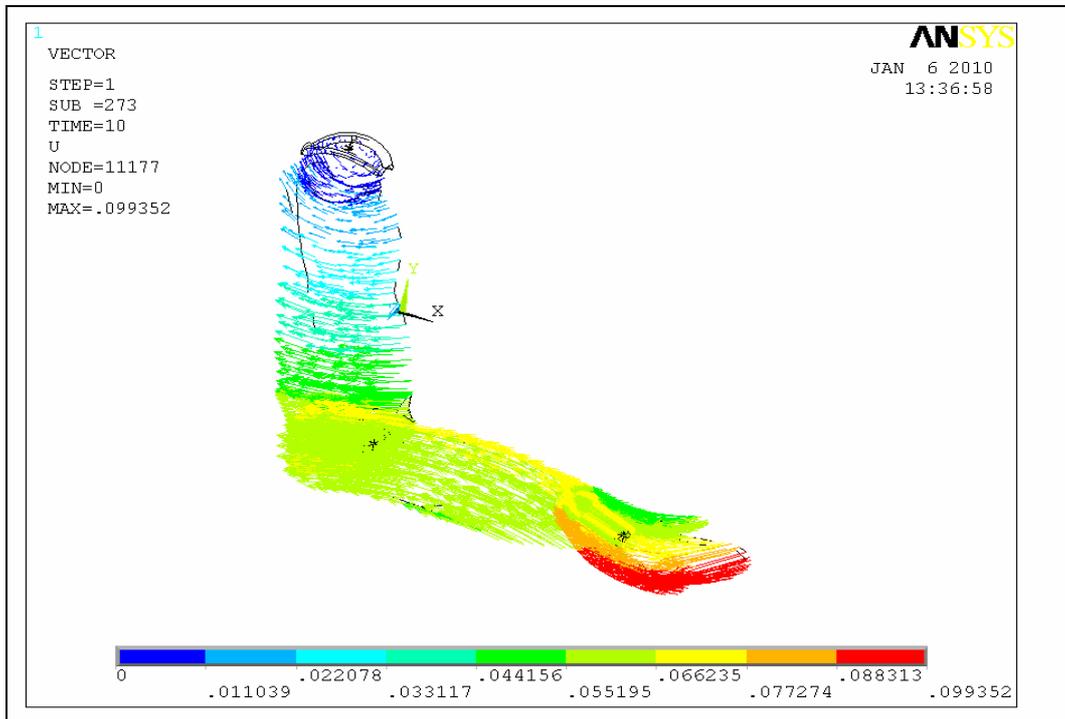


Figure IV-29 : vecteur totale

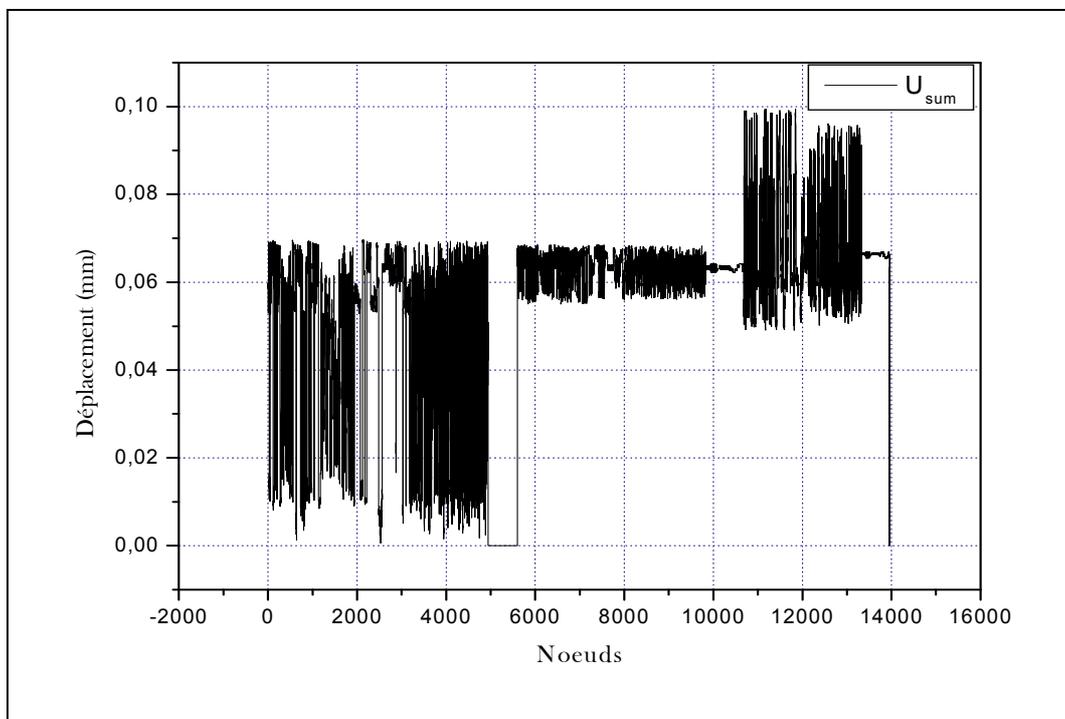


Figure IV-30 : Déplacement Total au niveau des nœuds

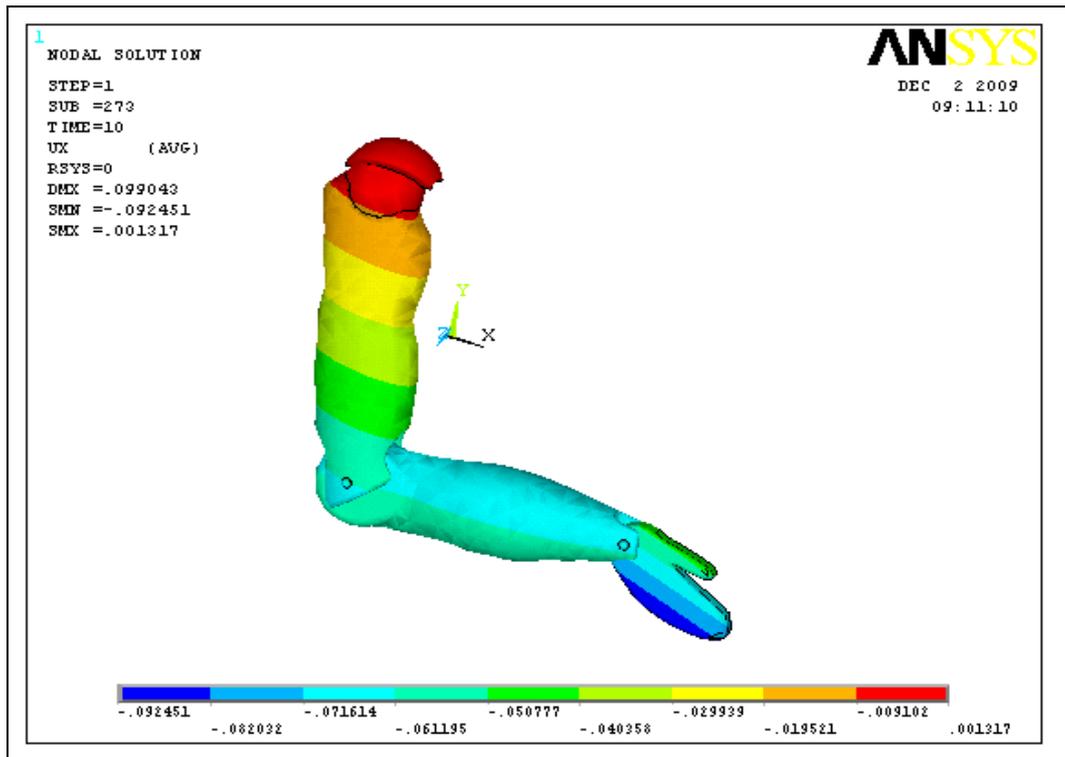


Figure IV-31 : déplacement suivant l'axe X

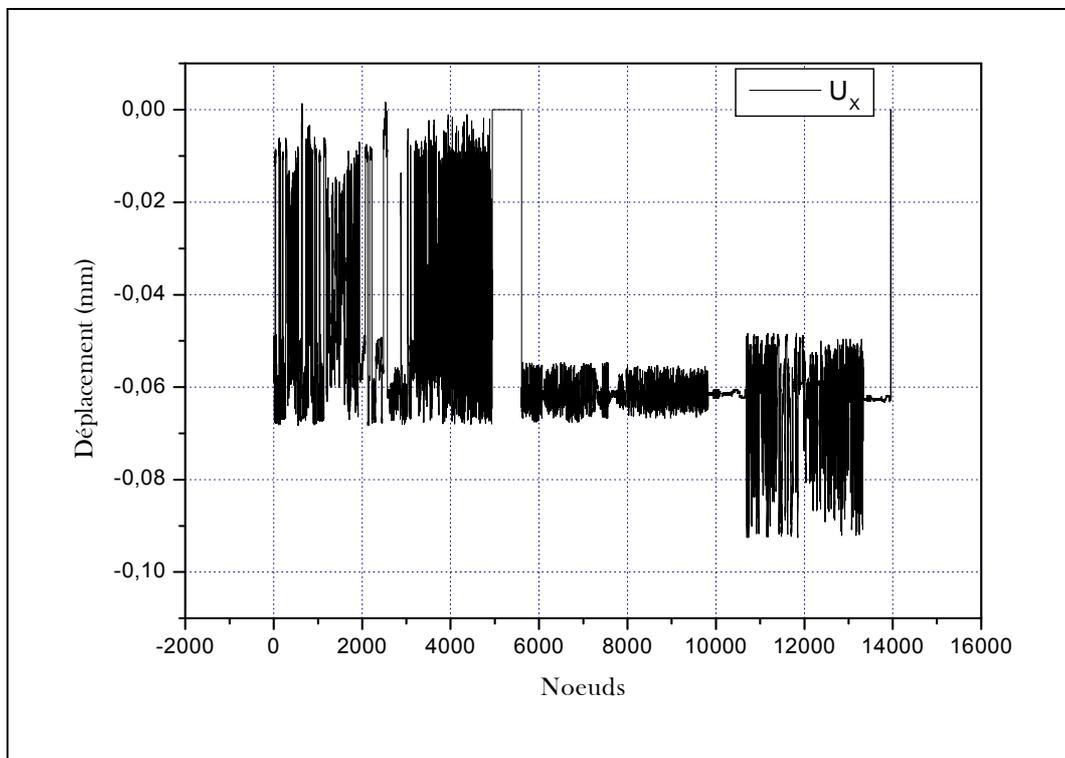


Figure IV-32 : Déplacement au niveau des Nœuds suivant l'axe X

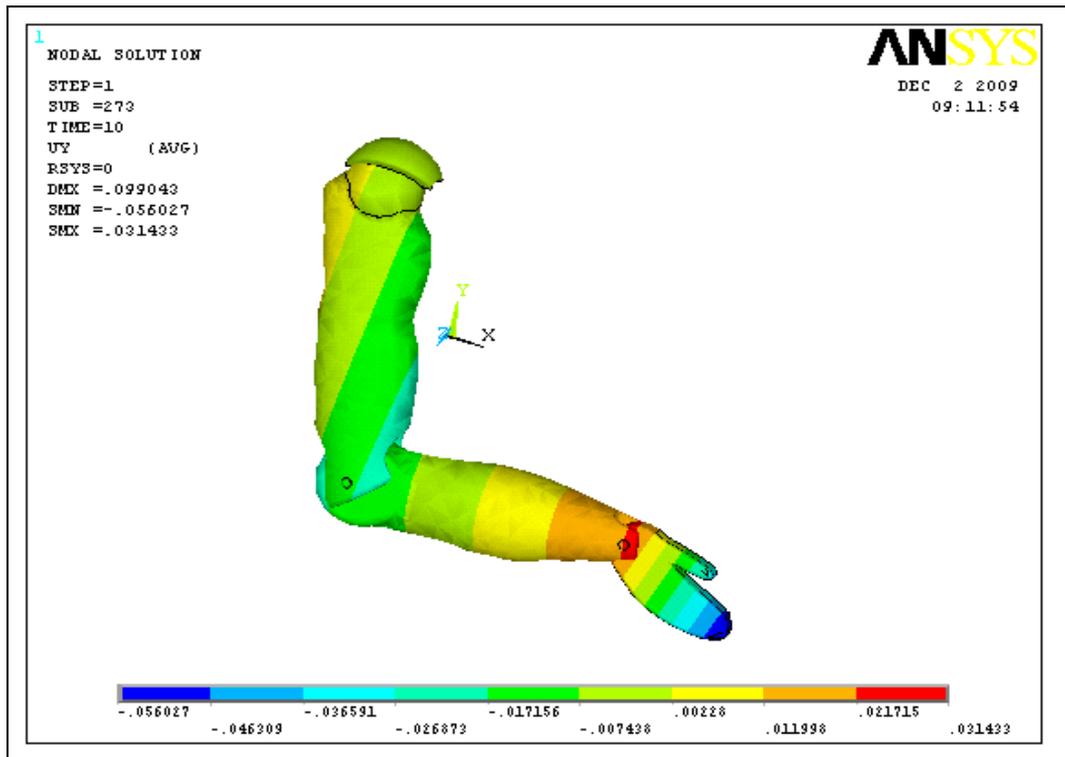


Figure IV-33 : Déplacement suivant l'axe Y

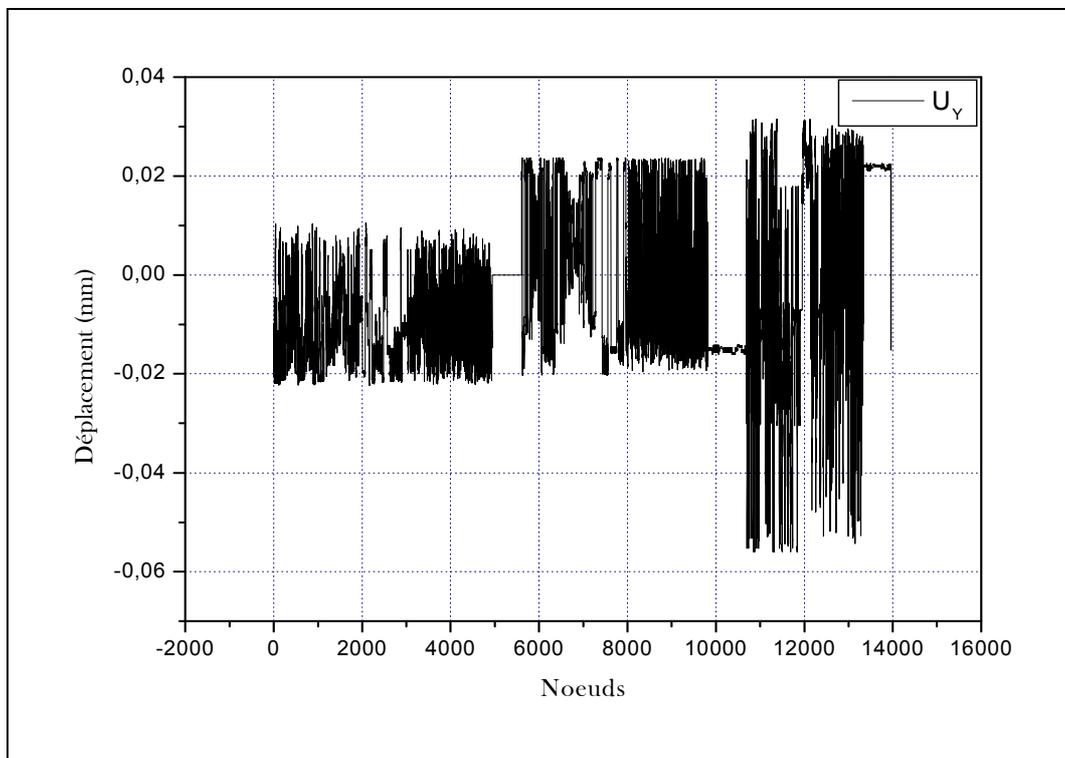


Figure IV-34 : Déplacement au niveau des nœuds suivant l'axe Y

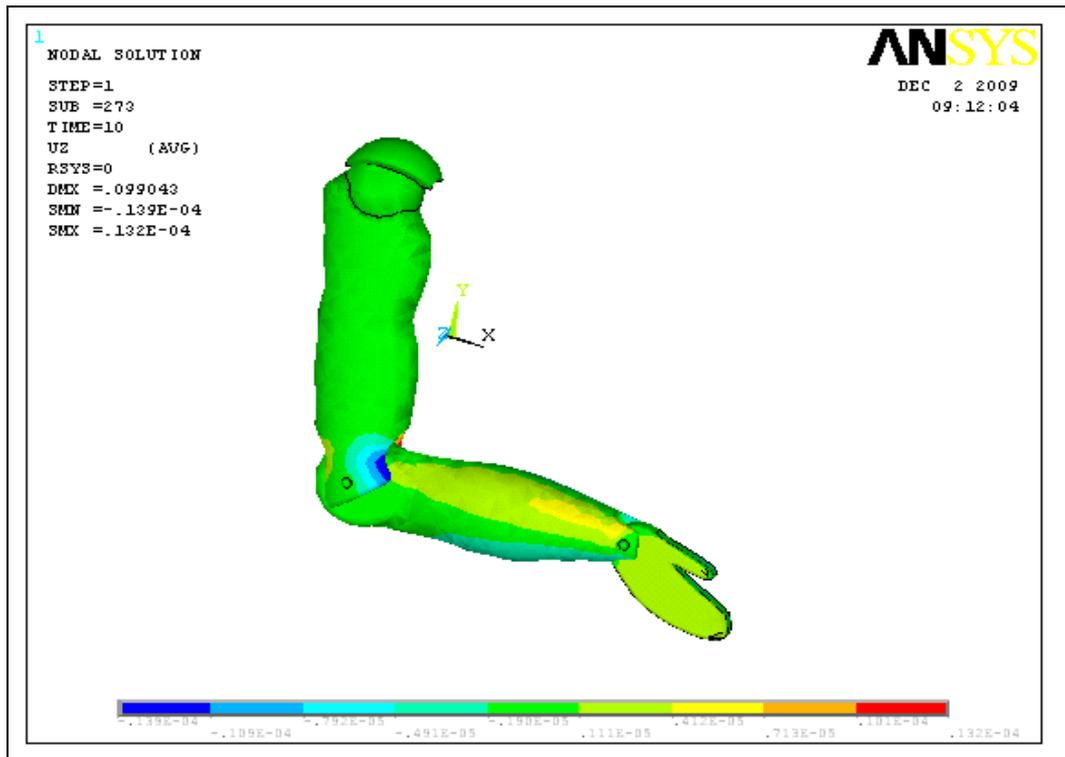


Figure IV-35 : Déplacement suivant l'axe Z

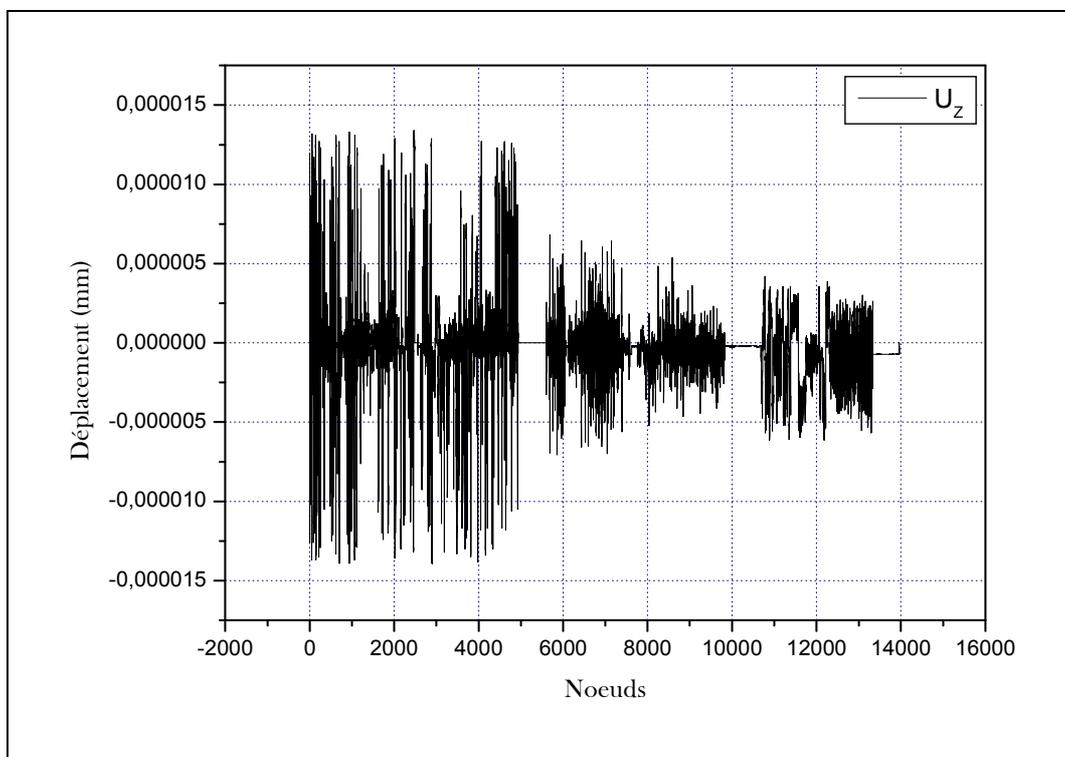


Figure IV-36 : déplacement au niveau des nœuds suivant l'axe Z

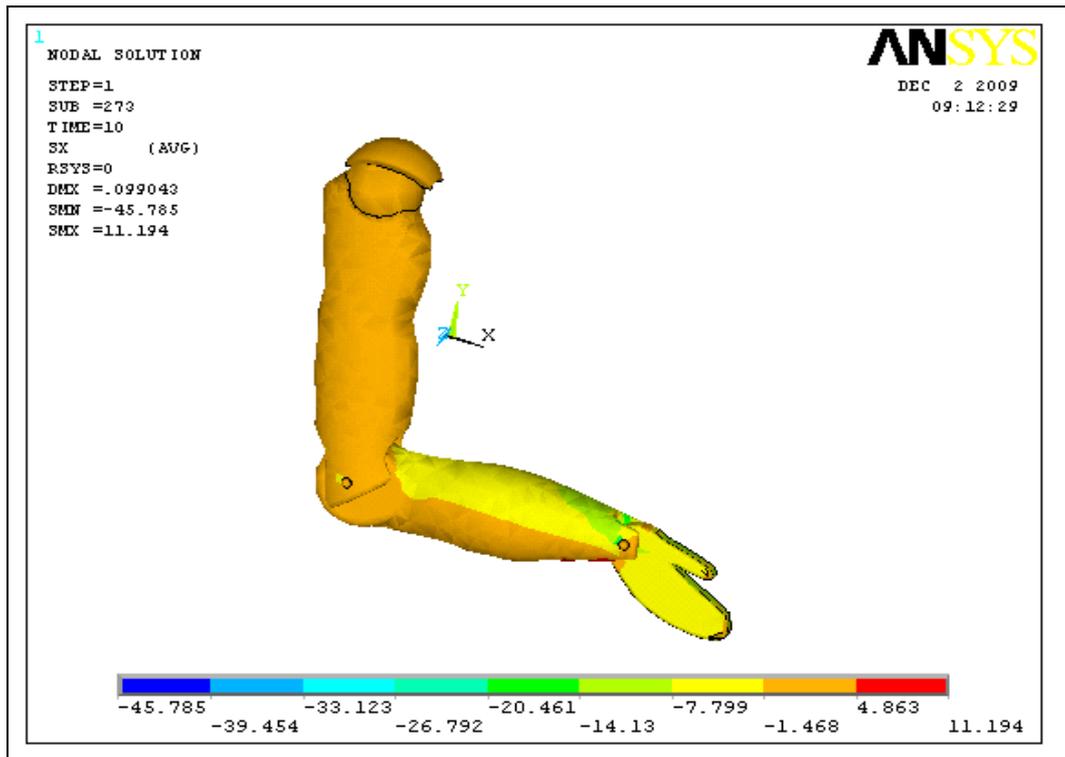


Figure IV-37 : Contraintes suivant l'axe X

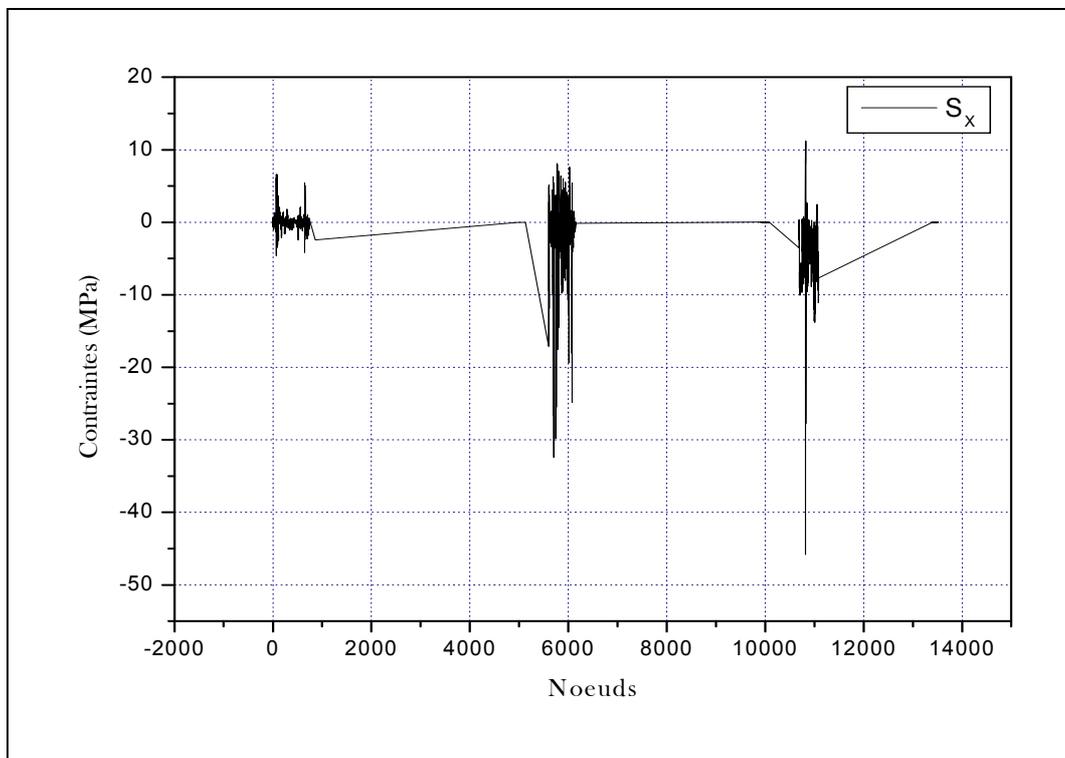


Figure IV-38 : Contraintes au niveau des Nœuds suivant l'axe X

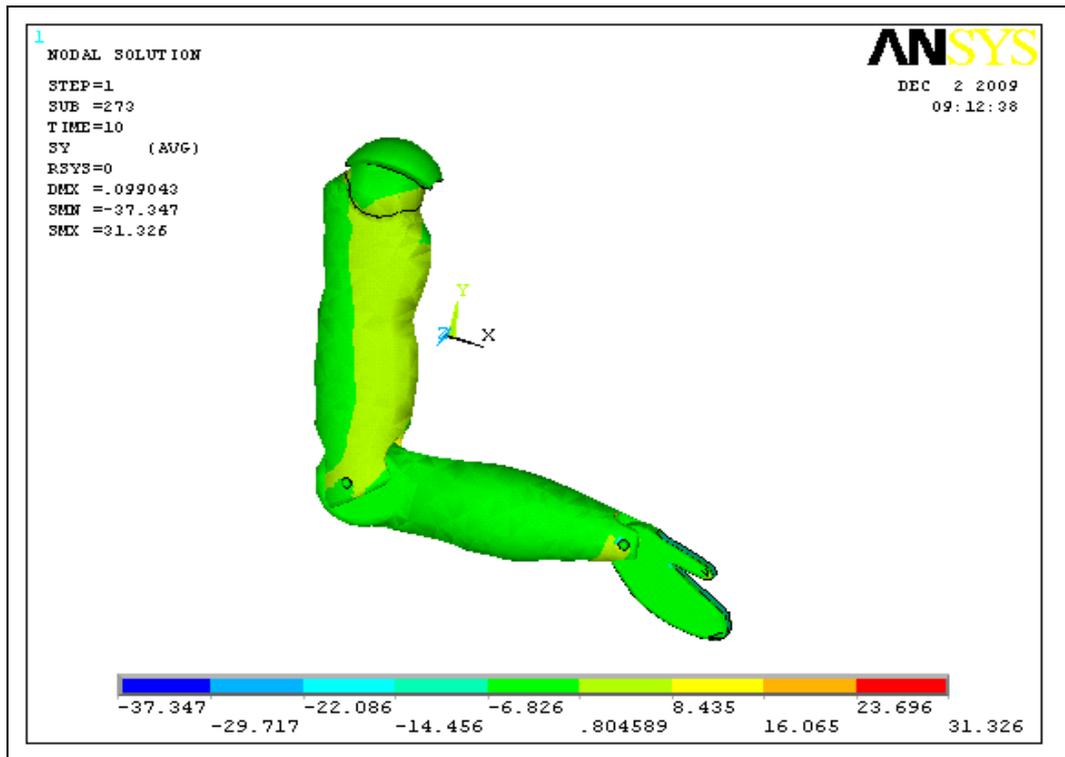


Figure IV-39 : Contraintes suivant l'axe Y

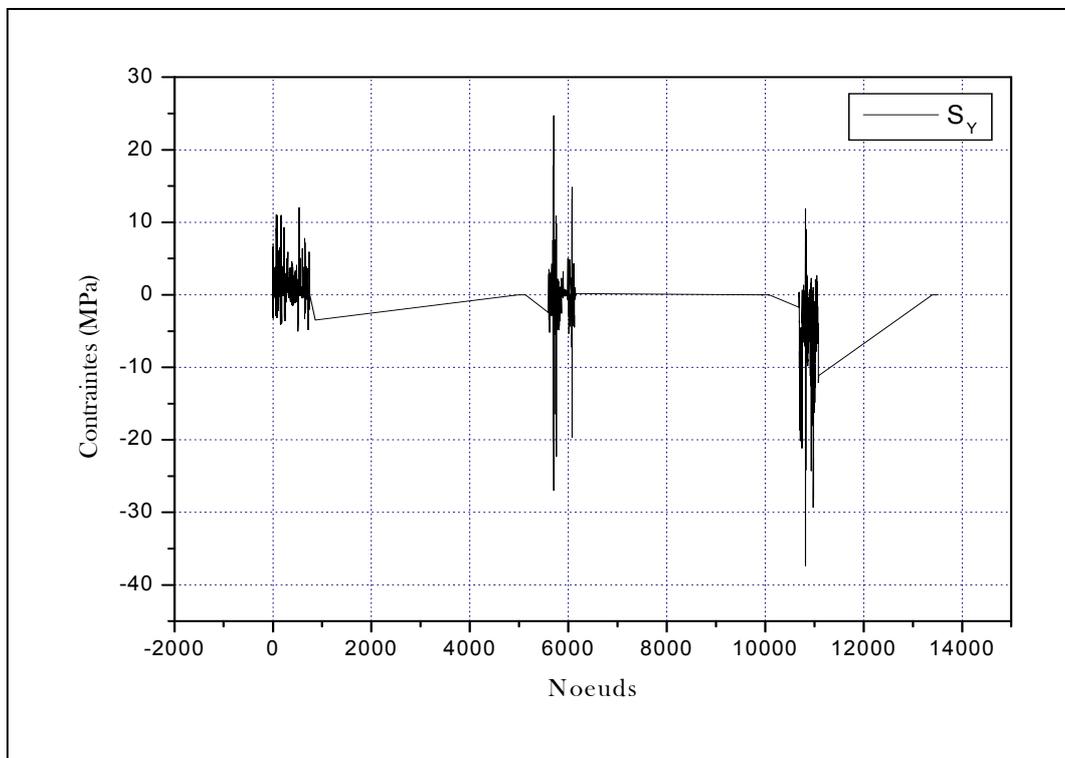


Figure IV-40 : Contrainte au niveau des Nœuds suivant l'axe Y

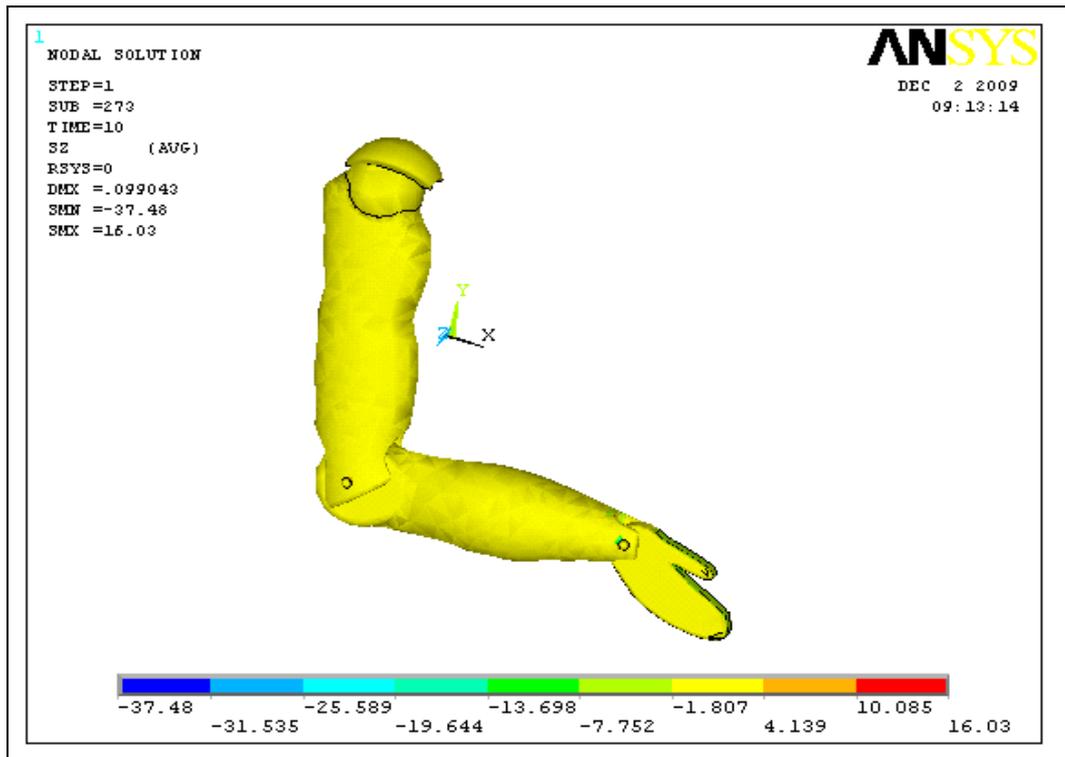


Figure IV-41 : Contraintes suivant l'axe Z

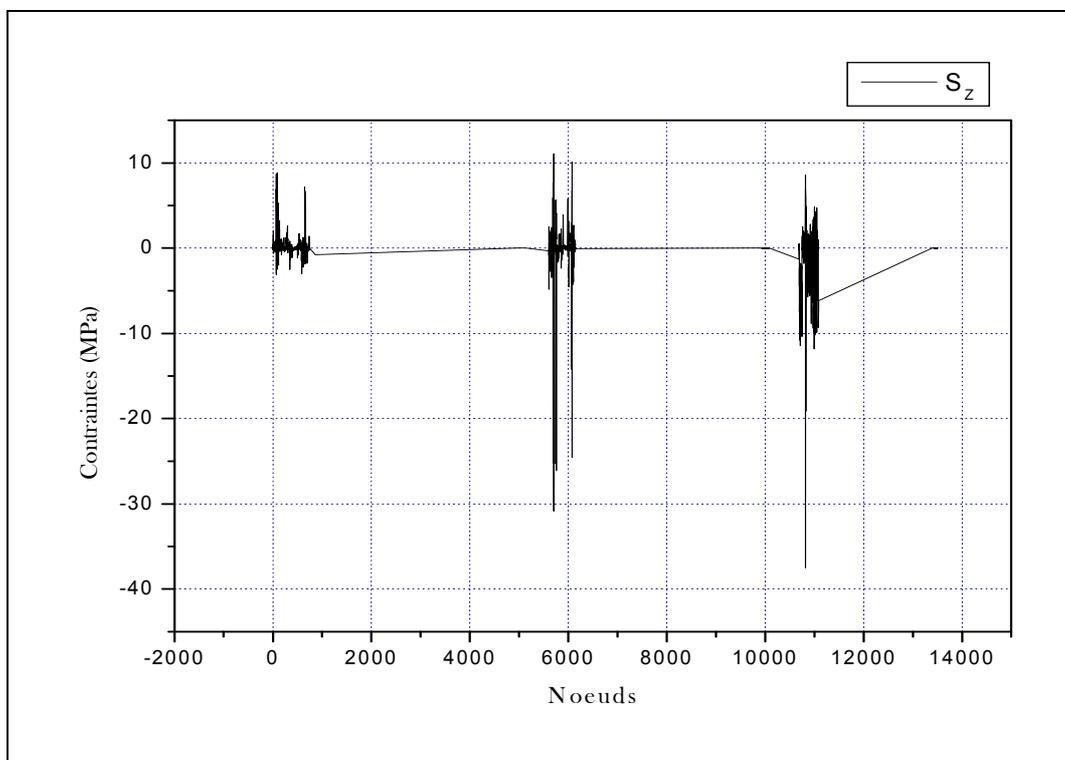


Figure IV-42 : Contrainte au niveau des nœuds suivant l'axe Z

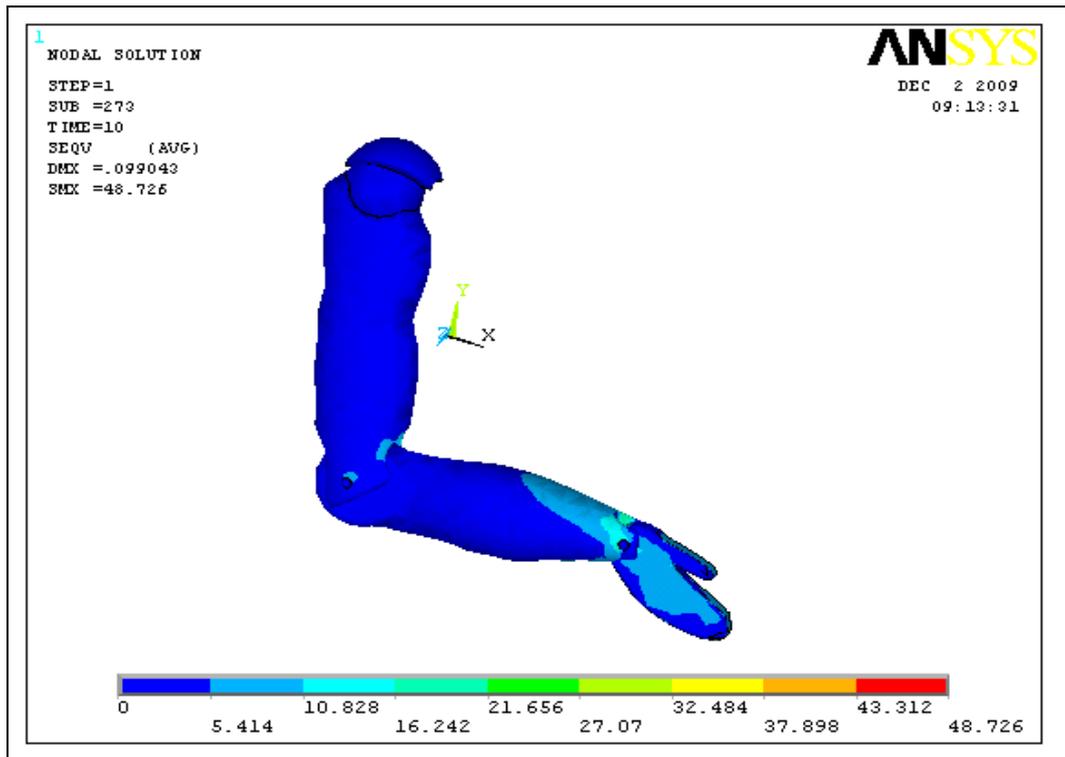


Figure IV-43 : Contraintes équivalentes de Von mises

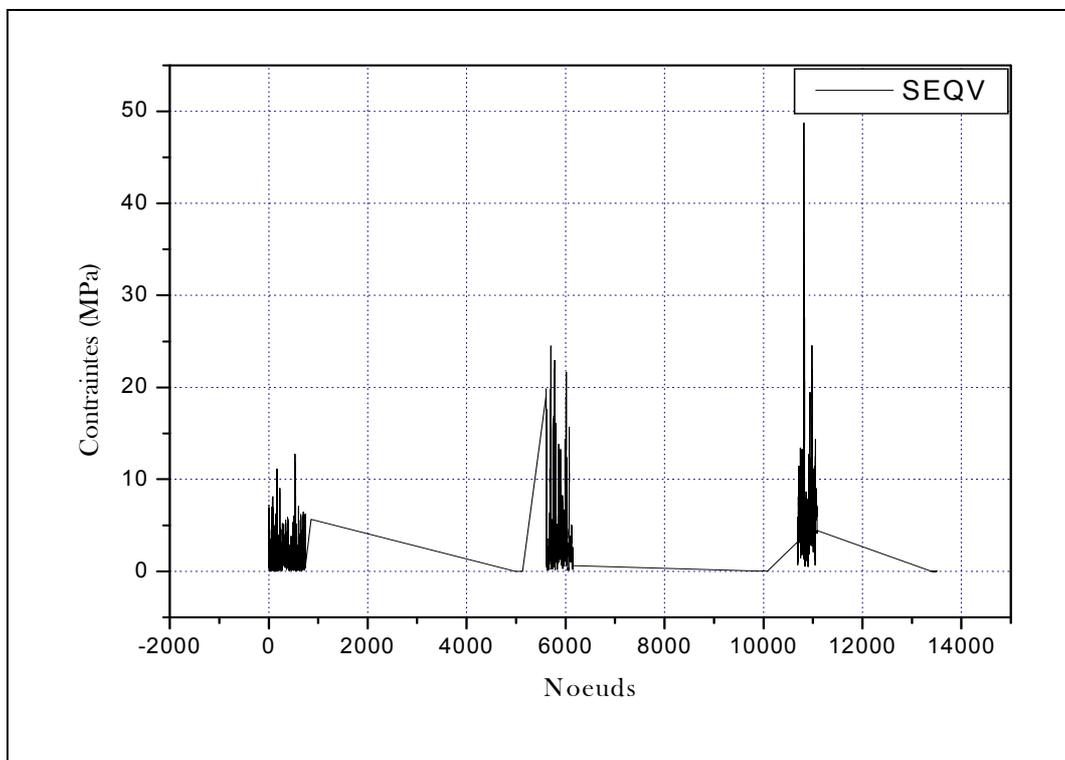


Figure IV-44 : Contrainte de Von mises au niveau des Nœuds.

On constate que suivant les axes XYZ, les déplacements au niveau des articulations ainsi que les contraintes sont plus importants que dans n'importe quelle autre région de l'élément du bras.

Après l'application d'une charge de **0,5N** sur la Main, voir figure IV-11. On obtient d'une part un champ de déplacement total du matériau composite plus que pour l'alliage d'aluminium (**0.09 mm**). D'autre part la contrainte de Von mises du matériau composite moins que celle d'alliage d'aluminium et ça revient à la légèreté du matériau composite.

IV.8 Conclusion

Dans ce chapitre, on fait une modélisation d'un bras du corps humain par la méthode des éléments finis, ANSYS est un outil complet de modélisation et simulation du mouvement humain. La simulation numérique d'un assemblage reste une affaire d'expert.

Les résultats concernant le comportement de modèle géométrique été très satisfaisants car les contraintes maximales **100.03MPa** inférieurs a celle ultime d'aluminium **370MPa** ces résultats montre que les contraintes et les déformations sont limités seulement dans le domaine seulement élastique, vie que les forces appliquées sur le bras ne pas très importantes.

Bien que la procédure utilisée pour modéliser le bras nous permette d'avoir un bras en trois dimensions, mais elle est insuffisante pour obtenir une précision (analyse de fidélité).

Cette étude a permet de mieux connaître le comportement du bras durant l'application d'une charge.



Conclusion générale

Dans notre travail, la modélisation du mouvement tridimensionnel d'un bras du corps humain a été analysée et présentée en se basant sur la méthode des éléments finis. Chaque élément du bras est modélisé par des éléments barres. Deux types de matériaux ont été considérés : l'alliage d'aluminium et un matériau orthotrope appliqué dans la biomécanique et de bonnes comparaisons ont été observées.

Les outils de calcul utilisés dans notre travail sont le Solid Works, ANSYS WORKBENCH et BIOMEALAB. Ils présentent une simulation complète du mouvement du bras du corps humain dans le cas de n'importe quels types de matériaux. Ils sont souvent utilisés par de nombreux organismes de la biomécanique notamment, par les intervenants directs dans l'activité motrice (cliniciens, entraîneurs, chirurgiens orthopédistes, chercheurs en sciences du Mouvement)

Dans notre modèle, les articulations du bras ont été modélisées par des nœuds où des contraintes anthropométriques de types biomécaniques sont appliquées. Ce qui nous a permis de calculer les différents paramètres cinématiques et cinétiques associées au centre de masse de chaque élément du bras.

Il a été constaté que suivant les axes XYZ, les déplacements au niveau des articulations ainsi que les contraintes sont plus importants que dans n'importe quelle autre région de l'élément du bras. Aussi il a été noté que les contraintes sont plus importantes dans le cas du bras en alliage d'aluminium que celui en matériau orthotrope et cela est dû à la légèreté de ce dernier. Ce qui laisse l'avantage au bras en matériau orthotrope et le permet d'être le plus utilisé en biomécanique et ses applications que les alliages d'aluminium.

Par ailleurs, la modélisation par élément finis nous a permis d'étudier le comportement mécanique d'un bras du corps humain sous une force extérieure. Les champs de déplacement, de contrainte suivant XYZ ont été calculés. Aussi les contraintes principales ont été déterminées en se basant sur le critère de Von Mises.



Le présent travail est une modeste contribution dans le domaine de la conception biomécanique et les principaux objectifs de notre étude ont été réalisés.

Les résultats obtenus permettent donc de mettre en évidence les démarches à suivre pour apporter des améliorations sur la mise en forme des prothèses pour personnes handicapées.

En perspective, notre travail reste toujours un domaine à enrichir ce qui nous permet de proposer les recommandations suivantes:

- Approfondir l'analyse et la conception des prothèses et leur application (contraintes et déformations limites)
- Modéliser les différentes parties du corps humain en constituant des bases de données
- Comprendre et formuler les principes biomécaniques sous-jacents aux mouvements du corps humain
- Identifier les facteurs susceptibles d'influencer les fonctions motrices et les facteurs physiologiques tout en limitant leur réalisation



Bibliographie

- [1] DAHHAN P, FISCHER L, ALLIEU Y, L'articulation trapèzo-métacarpienne, International Journal of Anatomia Clinica, Vol.2, pp.43-56, 1979.
- [2] WILKE H.-J, FISCHER K, KUGLER A, MAGERL F, CLAES L, WÖRSDÖRFER O, In vitro investigations of internal fixation systems of the upper cervical spine, European Spree Journal, Vol.1, pp.191-199, 1992.
- [3] STEIB J P, Rappel biomécanique du rachis métastatique, Orthopedie Traumatolog, Vol.4, pp.39-41, 1994.
- [4] LACROIX D, MURPHY L A, PRENDERGAST P J, Three dimensional finite element analyses of glenoid replacement prostheses: a comparison of keeled and pegged anchorage systems, International Journal of Biomechanics Engineering, 2000.
- [5] BUCHLER P, RAMANIRAKA L R, IANNOTTI J P, FARRON A, A finite element model of the shoulder: application to the comparison of normal and osteoarthritic joints, International Journal of Biomechanics Engineering, 2002.
- [6] FRADET, L, Analyse biomécanique, modélisation et simulation du tir au handball, Thèse de Doctorat, Université De Rennes II, 2003.
- [7] MAESTRO M, Rappel biomécanique des articulations talo-crurale et sous-talienne, Med Chir Pied, Vol.20, pp.6-10, 2004.
- [8] CHALFOUN J, Prédiction des efforts musculaires dans le système main avant-bras : Modélisation, simulation, optimisation et validation. Thèse de doctorat, université Versailles Saint-Quentin-en Yvelines, 2005.
- [9] TERRIER A, BUCHLER P, FARRON A, Bone cement interface of the glenoid component: stress analysis for varying cement thickness, STI-IGBM-LRO, 2005
- [10] Le Borgne P, GOSSARD C, Fondements mécaniques d'un modèle articulaire : biomécanique, mécano biologie et mécano-transduction, ITBM-RBM, Vol.27, pp.107-116, 2006.



Bibliographie

- [11] ABOOD A, JAFFAR S, JAFFAR A M, QUSAY I, Biomechanical aspects of shoulder and hip articulations: a comparison of tow ball and socket joints, University Kadhmya, Baghdad, Iraq, 2006.
- [12] De Margerie E, Fonction biomécanique des microstructures osseuses chez les oiseaux, C. R. Palevol, Vol.5, pp.619-628, 2006.
- [13] DUPREY S, Modélisation en éléments finis du complexe de l'épaule et simulation de sa réponse à un choc latérale, Thèse de doctorat institut national des sciences appliquées de Lyon, 2007.
- [14] BOULILA A, JENDOUBI K, ZGHAL A, MZOUGUI M, CHEBRAND P, KHADHRAOUI M, TRABELSI M, Simulation de l'effet des surcharges sur le comportement mécanique des PTH à couples de matériaux différents, Laboratoire de Biomécanique Orthopédique, Institut National d'Orthopédie, Tunisie, 2007.
- [15] JEAN-SEBASTIEN R, Application des modèles éléments finis de la tête de médecine légale, Thèse de doctorat université luis pasteur-Strasbourg I, 2007.
- [16] THAKRAL R, KAAR K, MCHUGH P E, BRENNAN W, LALOR S, "Weber B" bilateral malleolus fracture and interfragmentary screw placement: a cadaveric study, European Journal of Orthopedie Surg Traumatolog, Vol.17, pp.461-464, 2007.
- [17] BOUGUETTOUCHA I, Etude et mise en forme d'une prothèse active. Mémoire de Magister, université MENTOURI CONSTANTINE, 2008.
- [18] GARCIA D, K. ZYSSET PH, CHARLEBOIS M, CURNIER A, a three-dimensional elastic plastic damage constitutive law for bone tissue, International Journal of Biomechanics Model Mechanobiol, Vol.8, pp.149-165, 2009.
- [19] Freivalds A, Biomechanics of the upper limbs : mechanics, modeling, and musculoskeletal injuries . United States of America : CRC Press Library of Congress Cataloging, 2004.
- [20] <http://pagesperso-nge.fr/pole.picardie/technique/vite/biomeca.htm>. [25juillet2009.]
- [21] Watier B, Cours Biomécanique, toulouse, 2001.
- [22] http://calamar.univ-.fr/uag/staps/cours/anat/biom/f_biom.htm. [28novembre2008.]



Bibliographie

- [23] WHITE A, PANJABI M, Clinical biomechanics of the spine. Lippincott, 1990.
- [24] OUHADDI H, HORAIN P, Conception et ajustement d'un modèle 3D articulé de la main, 1998.
- [25] KAPANDJI I A, Physiologie Articulaires, tome 1 membre supérieur, Paris, 1980.
- [26] DUFOUR M, PILLU M, Biomécanique fonctionnelle, paris, 2006.
- [27] WAGNER C, The pianist's hand : anthropometry and biomechanics, pp.97-131, 1988.
- [28] BUCHHOLZ B, ARMSTRONG T J A, Kinematic model of the human hand to evaluate its, International Journal of Biomechanics, Vol.25, pp.149-162, 1992.
- [29] LEE J, KUNII L, Model-Based Analysis of Hand Posture, IEEE Computer Graphics and Applications, pp.77-86, 1995.
- [30] KUSH J J, HUANG. T S, Vision Based Hand Modeling and Tracking for Virtual, pp.666-671, 1995.
- [31] RIJPKEMA H, GIRARD M, Computer Animation of Knowledge-Based Human, pp.339-348, 1991.
- [32] BOUTILLIER B, OUTREQUIN G, Humérus Anatomie, http://www.anatomie-humaine.com/Humerus.html?id_document=22, [01 octobre 2009.]
- [33] DAVIS R B, A comparaison of tow dimensional and three dimensional techniques for the determination of joint rotation angles, 1991.
- [34] TÖZEREN A, Human body dynamics classical mechanics and human movement, USA : Springer, 1999.
- [35] BATHE K J, Finite Element procedures, New jersey : Englewood Cliffs, 1996.
- [36] SOLID WORKS, Logiciel de CAO.
- [37] ANSYSWORKBENCH, Logiciel de CAO.
- [38] COWIN S.C, BUSKIRK V, ASHMAN R.B, properties of bone, Handbook of engineering. New York : McGraw-Hill book company.
- [39]. BIOMECALAB, Logiciel Digital modelling de KIHOPSYS, France, 2003.



Bibliographie

- [40] GARRIGUES J, La méthode des éléments finis. Marseille, 2002.
- [41] NECIB B, Cours Théorie Générale des Milieu Continue, Université Mentouri Constantine, 2003.
- [42] MILI F, Cours des Matériaux composites, Université Mentouri Constantine, 2008.
- [43] NECIB B, Cours Méthodes des éléments finis, Université Mentouri Constantine, 2008.
- [44] DARIDON L, Cours éléments finis, ULP- IPST Strasbourg <http://www-ipst.u-strasbg.fr/cours/elements-finis/cef.htm> [24 juillet 2009]
- [45] LABED Z, Cours Méthodes des éléments finis. Université Mentouri Constantine, 2005.

Annexes

Annexe A : Définition des repères segments

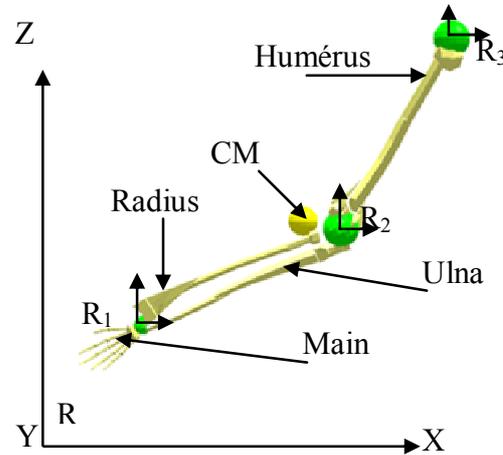


Figure A- 1 : repères segments [39]

$$\vec{R} = \vec{R}_1 + [R]\vec{r}$$

[R] : est la Matrice de rotation

$$[R] = \begin{bmatrix} \cos \gamma \cos \beta & -\sin \gamma \cos \alpha + \cos \gamma \sin \beta \sin \alpha & \sin \gamma \sin \alpha + \cos \gamma \sin \beta \cos \alpha \\ \sin \gamma \cos \beta & \cos \gamma \cos \alpha + \sin \gamma \sin \beta \sin \alpha & -\cos \gamma \sin \alpha + \sin \gamma \sin \beta \cos \alpha \\ -\sin \beta & \cos \beta \sin \alpha & \cos \beta \cos \alpha \end{bmatrix}$$

Le repère orthonormé $R(O, \vec{X}, \vec{Y}, \vec{Z})$ est lié au sol,

Le repère orthonormé $R_1(O_1, \vec{X}_1, \vec{Y}_1, \vec{Z}_1)$ est lié au Poignet,

Le repère orthonormé $R_2(O_2, \vec{X}_2, \vec{Y}_2, \vec{Z}_2)$ est lié au coude,

Le repère orthonormé $R_3(O_3, \vec{X}_3, \vec{Y}_3, \vec{Z}_3)$ est lié à l'épaule,

Annexe B : Modélisation inertielle du Bras

Le bras est modélisé en trois segments par trois cylindres (de rayons $r=4\text{cm}$) :

- Masse de la main = 0.19242 Kg
- Masse de l'avant Bras = 1.1545 Kg
- Masse du bras = 1.1545 Kg
- Centre de masse = $h/2$,
- $I_x = I_y = \text{Masse} * 1/12 * (3 * r^2 + h^2)$,
- $I_z = 1/2 * \text{Masse} * r^2$.

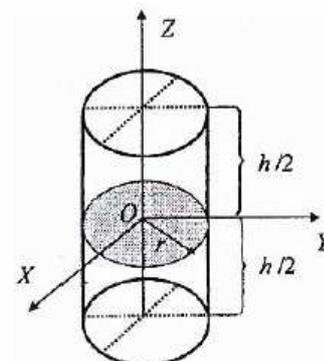


Figure A- 2: cylindre

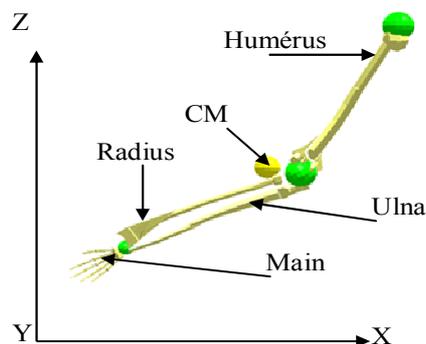
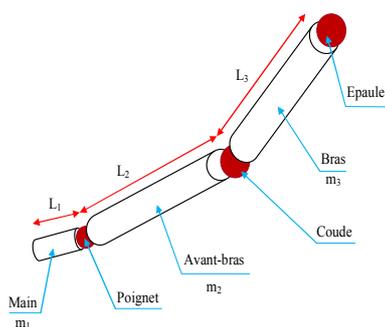


Figure A- 3: caractéristique d'un bras

Tableau A- 1: Modélisation inertielle du Bras

Segment	Masse [Kg]	Moment d'Inertie (I_{xx} et I_{yy}) [Kg.m ²]	Moment d'Inertie (I_{zz}) [Kg.m ²]
Main	0.19242	9.9017e-05	0.00011786
Avant-bras	1.1545	0.0090126	0.00070715
Bras	1.1545	0.0090126	0.00070715



Annexe C : Propriétés des matériaux pour la conception des os du bras

- Pour le matériau alliage d'aluminium

Tableau A- 2: Les caractéristiques de l'alliage d'aluminium

Structural	
Module de Young	7,1,e+010 Pa
Coefficient de Poisson	0,33
Masse volumique	2770, kg/m ³
Dilatation thermique	2,3e-005 1/°C
Limite élastique en traction	2,8e+008 Pa
Limite élastique en compression	2,8e+008 Pa
Résistance en traction	3,1e+008 Pa
Résistance en compression	0, Pa
Thermique	
Chaleur spécifique	875, J/kg·°C
Electromagnétique	
Perméabilité relative	1
Résistivité	5,7e-008 Ohm·m

- Pour un matériau orthotropique

Tableau A- 3: Caractéristique Mécanique du matériau orthotropique

Spongieux (N/mm²)	
Ex	6910
Ey	8510
Ez	18400
PRxy	0.38
PRyz	0.24
PRxz	0.22
Gxy	2410
Gyz	4910
Gxz	3560

Tableau A- 4: Coefficient de friction entre os pour un matériau orthotrope

Spongieux	
Mu	0.2



Communications

Communication 1 : Séminaire internationale sur la Maintenance et la sécurité industrielle Skikda Mai 2009

Présenter en session Orale.

MODELISATION D'UN BRAS DU CORPS HUMAIN

La conception mécanique est un procédé qui permet de définir les conditions optimales et de mise en forme des différents systèmes. La biomécanique est devenue une approche fondamentale du développement sociale. En effet la modélisation du corps humain et en particulier les membres supérieurs et inférieurs constitue de nos jours des préoccupations majeures pour les handicapés. Notre étude consiste en une modélisation d'un bras pour une meilleure adaptation d'une prothèse.





Communication II : Séminaire internationale des technologies mécanique, Tlemcen décembre 2009

Présenter en session Poster

Modélisation Dynamique Anatomique Et Simulation du Membre Supérieur

La conception mécanique est un procédé qui permet de définir les conditions optimales et de mise en forme des différents systèmes. La biomécanique est devenue une approche fondamentale du développement sociale. La modélisation biomécanique des différentes parties du corps humain est un outil fondamental pour la mise en œuvre de prothèses des sujets handicapés ainsi que l'amélioration des performances sportives des athlètes. Notre étude s'inscrit dans cet objectif et concerne principalement le comportement dynamique d'un bras du corps humain. Le mouvement du bras est très complexe puisqu'il est constitué d'un assemblage d'éléments en mouvement tridimensionnel. Notre but est la modélisation de ces mouvements en fonction d'un état de chargement reflétant les conditions plus au moins réelles permettent de monter l'état de contraintes et de déplacement. Ceci aide à la conception des prothèses et à l'amélioration de l'aspect hystérique du membre



Résumé :

« Analyse du mouvement d'un bras du corps humain sous diverses sollicitations par la méthode des éléments finis »

Le mouvement d'un bras du corps humain est complexe puisqu' il est constitué d'un assemblage d'éléments en mouvement tridimensionnel. La modélisation de ce bras est donc nécessaire afin de d'écrire ses différents mouvements par des systèmes d'équations simples et convergentes. De ce fait, la méthode des éléments finis est une méthode incontournable pour d'écrire et analyser les différents mouvements cinématiques et dynamique du bras. L'état de contrainte et de déformation de position de vitesse et d'accélération dans les différents membres du bras ont été déterminés et analysés. L'application de ce sujet est d'une grande importance dans le domaine de la biomécanique particulièrement lorsque le matériau considéré est du type isotrope ou orthotrope. Pour les deux types des matériaux considérés dans notre travail des bonnes comparaisons ont été observées.

Abstract:

« Analysis of the human body arm movements under various solicitations by the finite elements method »

The movement of an arm of the human body is complex since it consists of an assembly of elements moving in three-dimensional. The modeling of this arm is thus necessary in order to write his movements by different systems of equations simple and convergent. Thus, the finite element method is a must for writing and analyzing the different kinematic and dynamic movements of the arm. The state of stress and strain of position velocity and acceleration in different members of the arm were determined and analyzed. The application of this subject is of great importance in the field of biomechanics particularly when the material is considered the type isotropic or orthotropic. For the two types of the considered materiel in our work, good comparisons have been observed.

تلخيص:

« تحليل حركة ذراع الجسم البشري تحت الضغوط المختلفة من خلال طريقة العناصر المحدودة »

إن حركة ذراع الجسم البشري أمر معقد نظرا لأنه يتكون من مجموعة عناصر تتحرك في ثلاثة أبعاد، لذا فإن نمذجة الذراع أمر لا بد منه بعد ترجمة حركات هذا الأخير في شكل معادلات بسيطة في ثلاثة أبعاد وبالتالي لا مناص من طريقة العناصر المحدودة لكتابة وتحليل مختلف الحركات الكينيماتيكية ودينامكية حركة الذراع، إن حالة الإجهاد والتشوهات، موضع، سرعة، وتسارع مختلف أعضاء الذراع قد تم تحديدها وتحليلها. إن تطبيق هذا الموضوع على جانب كبير من الأهمية في مجال علم الميكانيكا الإحيائية ولا سيما إذا اعتبرنا نوع المادة موحدة الخواص أو متعامدة التغيرات. ولقد لوحظت مقارنة جيدة من خلال المادتين المختارتين في عملنا.