



Laboratoire
d'Informatique
de Robotique
et de Microélectronique
de Montpellier



DÉPARTEMENT D'ENSEIGNEMENT
EEA
ELECTRONIQUE - ELECTROTECHNIQUE - AUTOMATIQUE

Université de Montpellier II Département EEA

Option

Robotique & Automatique

Modélisation de la structure interne et de l'architecture 3D du muscle pour l'analyse biomécanique

Stage Master 1:

Karim FATHI

Encadrant:

Gérard SUBSOL

***Laboratoire d'Informatique, de
Robotique et de Microélectronique de
Montpellier***

Co-encadrant:

Guillaume CAPTIER

Laboratoire d'anatomie CHU Montpellier

Table des matières

1- Introduction :	4
2- Aspect anatomique du muscle squelettique :	5
2.1- Description structurelle :	5
2.2- Architecture musculaire :	6
2.3- Contraction Musculaire :	7
3- L'aspect biomécanique du muscle squelettique :	8
3.1- Etat de l'art des méthodes de modélisation du muscle :	9
3.1.1- Angle de pennation :	10
3.1.2- La force tendineuse :	11
3.1.3- La force musculaire :	12
3.2- propriétés mécaniques des fibres musculaires :	14
3.2.1- Relation force-longueur :	14
3.2.2- Relation force-vitesse :	15
4- Description architecturale du masséter :	17
5- Modélisation 3D du faisceau superficiel :	19
5.1- Modélisation des deux aponévroses:	20
5.2- Modélisation des fibres musculaires :	23
6- Conclusion & perspectives :	27
7- Remerciement :	27
8- Références :	28

1- Introduction :

La compréhension des situations biomécaniques de l'appareil locomoteur est sous-tendue par une meilleure connaissance des relations entre la forme des structures et leurs fonctions. Le muscle-tendon, est un système complexe, autant par la multiplicité des muscles rencontrés, que par l'architecture de ceux-ci. Néanmoins, l'étude de ce système est nécessaire pour la compréhension des pathologies, que ce soit du mécanisme par lequel elles s'instaurent, ou de la façon dont elles s'aggravent.

Les muscles sont les tissus actifs dans le corps humain. Selon leurs fonctions physiologiques, les muscles peuvent se classés en trois types: cardiaque, lisse et squelettique. Les muscles cardiaques (myocarde) constituent les parois du cœur et c'est un muscle épais et creux se contractant de manière rythmique, tandis que les muscles lisses constituent les parois d'autres organes ou des vaisseaux sanguins. Chacune de ces deux catégories de muscles se contractent involontairement et sont contrôlés par le système nerveux autonome. Contrairement à ces deux premières classes, la contraction du muscle squelettique est volontaire et est contrôlé par le système nerveux somatique [1].

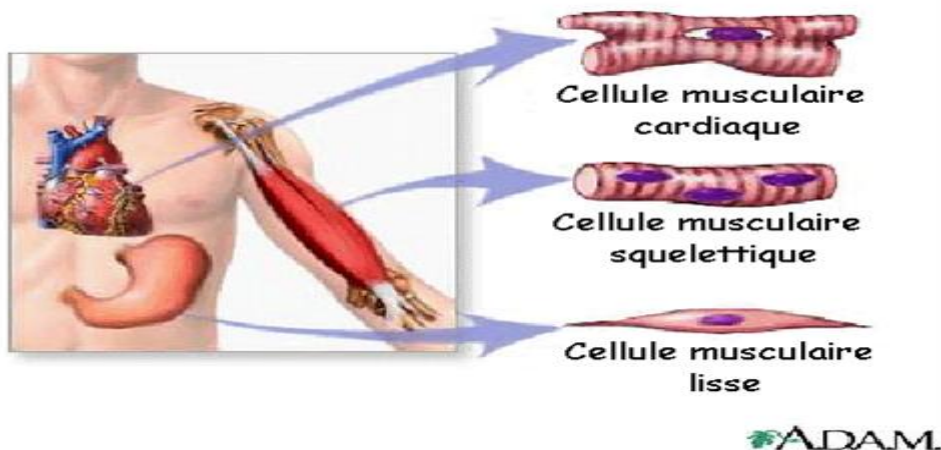


Fig. 1: les différents types de cellules musculaires.

Enfin, Une exploration par modélisation musculaire peut offrir aux chirurgiens des éléments d'appréciation quant aux conséquences de leur choix opératoire sur les capacités musculaires du patient. Gracovetsky (Gracovetsky, Marriott et al. 1997) discute de la nécessité d'intégrer dans le diagnostic clinique les technologies d'analyse existantes afin de mieux objectiver la demande du patient, fondée essentiellement sur sa douleur, et donc de mieux le traiter.

2- Aspect anatomique du muscle squelettique :

2.1- Description structurelle :

Les muscles squelettiques sont enveloppés par l'épimysium, un tissu conjonctif dense qui relie avec le tendon. En interne, le muscle est composé de nombreux faisceaux de fibres musculaires, appelés fascicules, qui sont séparées les unes des autres par un tissu conjonctif appelé péri-mysium. À son tour, chaque fascicule se compose de fibres musculaires, qui sont isolées les unes des autres par l'endomysium. De même, chaque fibre musculaire se compose de parallèles faisceaux de myofibrilles. Enfin, chaque myofibrille est constituée d'une série d'unités contractiles, les sarcomères, qui sont les responsables pour produire les contractions associées à des muscles [1]. La structure hiérarchique du muscle est illustrée par la fig. 2 :

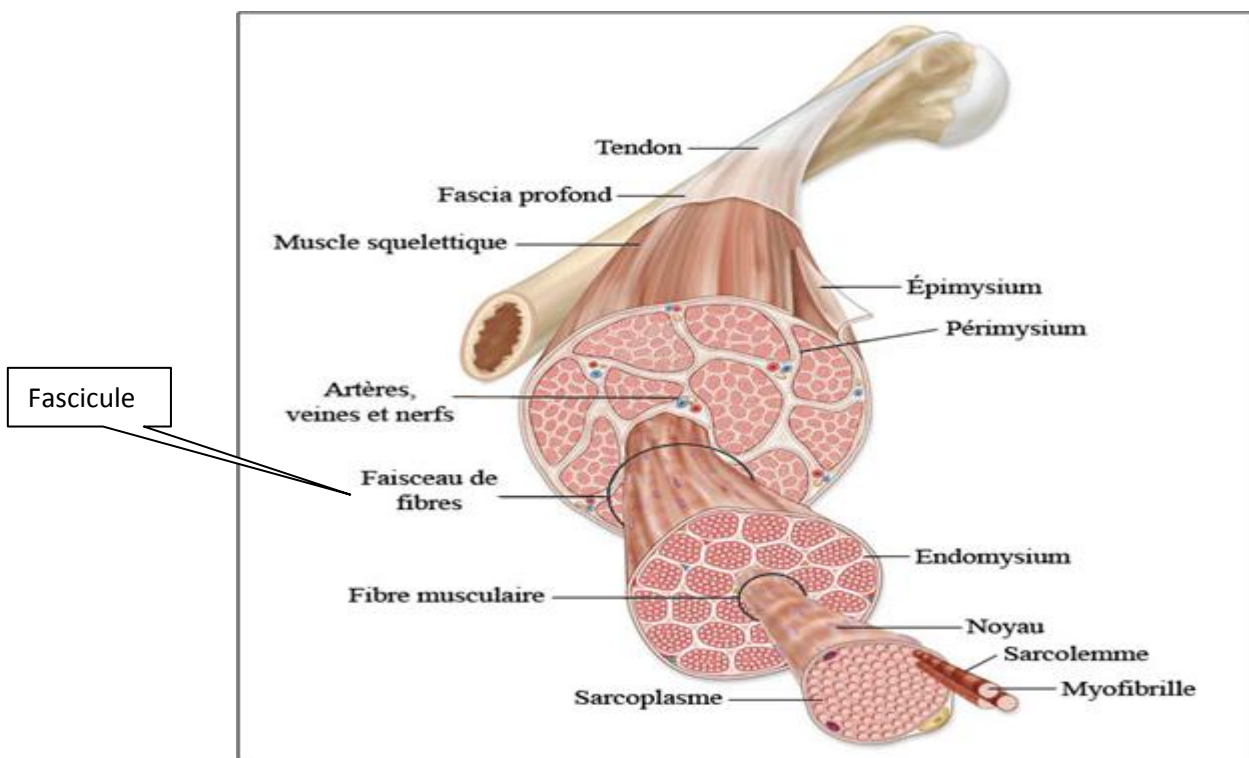


Fig. 2: Major components of the hierarchical muscle structural system (adapted from Ng-Thow-Hing [2001]).

Un autre élément important à considérer est le tendon. Il transmet les forces (l'énergie) produites par les muscles attachés à l'os. Le tendon connecte le muscle à l'os, soit sur une zone étroite ou sur une zone large et qui est aplatie, connue sous le nom de l'aponévrose. Les tendons sont principalement composés de parallèles réseaux de fibres de collagène et ils sont beaucoup plus rigides que les muscles [1].

2.2- Architecture musculaire :

L'architecture musculaire fait référence à l'arrangement interne des fascicules dans un muscle. Une minorité de muscles ont des architectures simples, dans laquelle les faisceaux sont disposés parallèlement sur toute la longueur du muscle. Ce sont généralement les gros muscles, comme le biceps brachial ou le couturier. Cependant, la plupart des fascicules musculaires se présentent avec une orientation angulaire par rapport à l'axe longitudinal du muscle, cet angle est appelé **angle de pennation** et ces muscles sont connus sous le nom de fascicules pennés. Plusieurs types de modèles pennés sont observés dans les muscles squelettiques (fig.2.2).

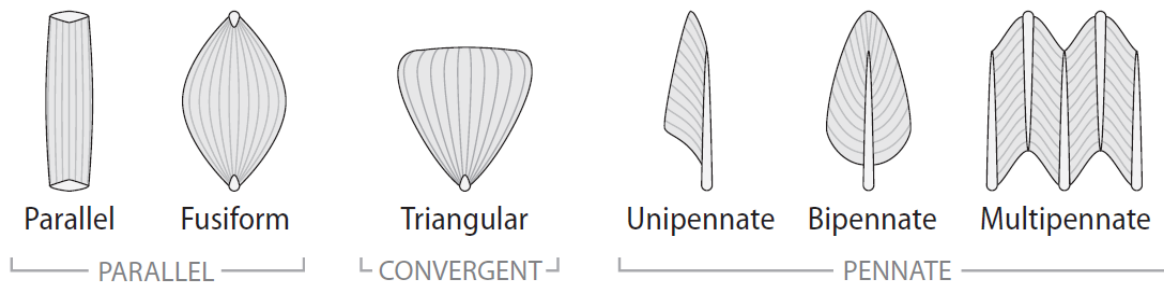


Fig. 2.2.1: Exemplary muscle architecture types (adapted from Ng-Thow-Hing [2001]).

Relation entre l'angle de pennation et la force développée [3]:

Ces différences dans les architectures du muscle permettent de déterminer l'amplitude du mouvement et l'énergie produite par le muscle.

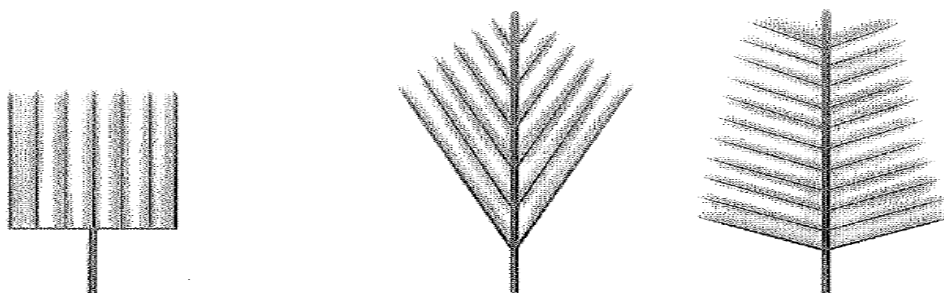


Fig. 2.2.2: relation entre l'angle de pennation et la force développée

Pour les fascicules parallèles la force est maximale, puis elle diminue lorsque l'angle de pennation augmente. Cela-dit, l'augmentation de l'angle de pennation entraîne une diminution de la force musculaire.

2.3- Contraction Musculaire :

Les fibres musculaires sont constituées de sarcomères, elles-mêmes constituées d'actine (thin filaments) et de myosine (thick filaments). Lorsqu'un stimulus électrique arrive sur la cellule, le réticulum de la cellule contenant des ions Ca^{2+} les libère. Le calcium va s'accrocher sur les complexes de troponine des filaments d'actine, ce qui va changer sa conformation spatiale et ainsi permettre aux têtes de la myosine de s'accrocher sur l'actine et ainsi la fibre va se contracter comme un ressort. Le calcium permet à la myosine de marcher le long des filaments d'actine. C'est ce que l'on appelle le « cross-bridge » théorie de glissement des filaments [4].

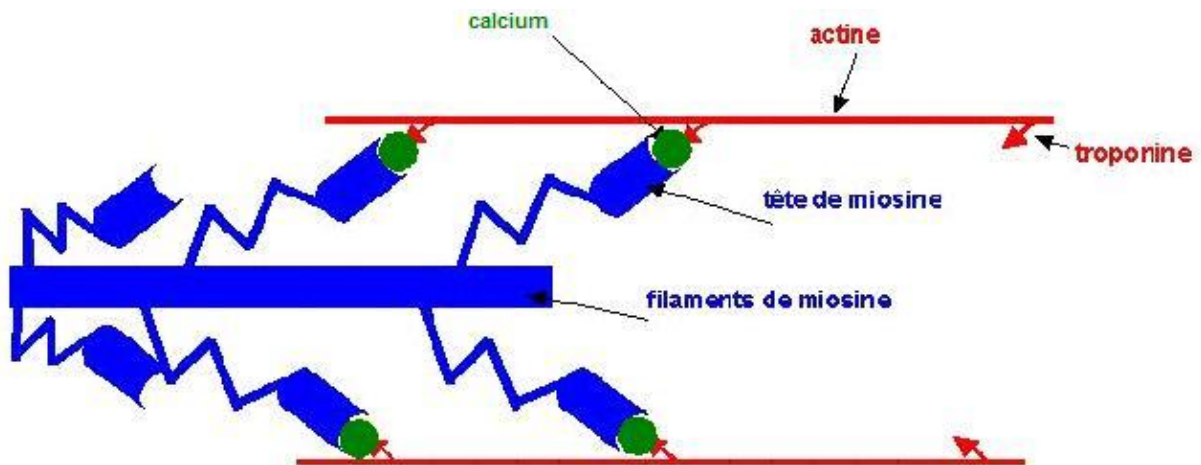


Fig. 2.3.1 : Illustration du cross-bridge.

La contraction musculaire est contrôlée par le système nerveux central. Au cours de la contraction musculaire, la longueur de ces filaments d'actine et de myosine reste constante et glissent les uns aux autres pour augmenter leur chevauchement, produisant ainsi un raccourcissement global dans le muscle [1].

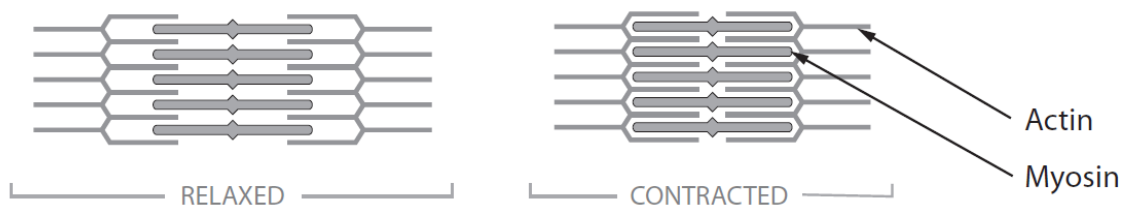


Fig. 2.3.2 : Contraction et relaxation musculaire (adapter par [Jones et al. 2004]).

Différents types de contractions musculaires :

Isométrique (statique): Le muscle se contracte en développant une tension active à longueur constante.

Isotonique (Dynamique): contraction avec raccourcissement des fascicules à tension constante. Toutefois, ce type de contraction est rarement observé dans les sports et les événements athlétiques. Le déplacement d'une charge quelconque implique un changement continu des angles articulaires qui à leur tour imposent des niveaux de tension variés pour déplacer cette charge.

3- L'aspect biomécanique du muscle squelettique :

Un muscle comprend un grand nombre d'unités motrices, qui sont parallèles entre elles et qui sont excitées par des signaux provenant du cerveau (Fig. 3) [Zajac, 1989]. Le muscle est donc composé de n unités motrices contrôlées séparément par n nerfs différents. Chaque unité motrice regroupe un certain nombre de fibres musculaires. Lorsque cette unité motrice est activée, ses fibres musculaires seront contractées. Pour générer une force, le cerveau envoie un signal électrique à travers les nerfs qui vont activer les unités motrices correspondantes. La somme des forces générées par chaque unité motrice forme la force musculaire produite [5].

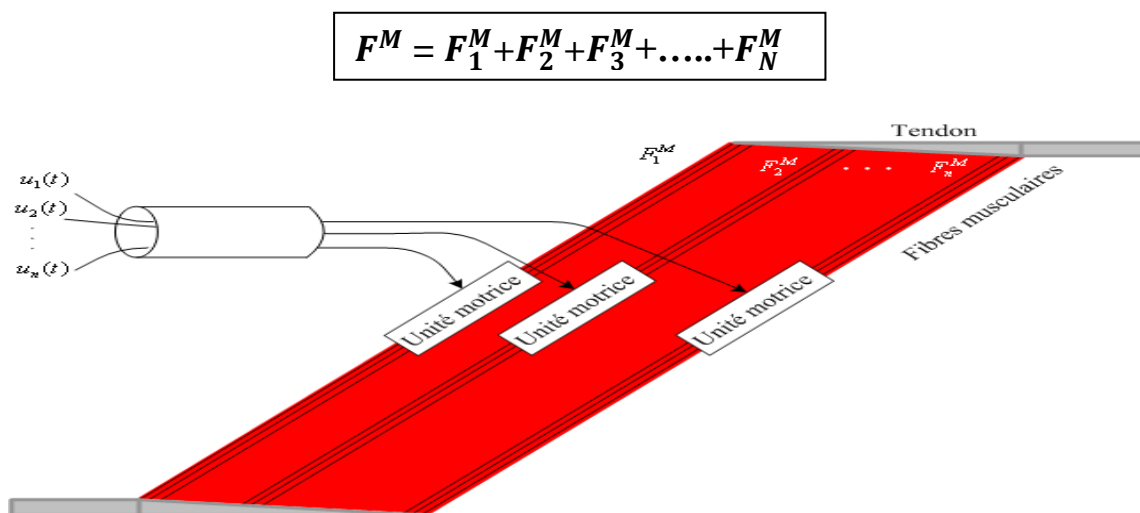


Fig. 3 : Unités motrices et activation

Remarque :

Plus il y aura d'unités motrices activées, plus la force musculaire développée sera grande. En résumé, le taux de recrutement des unités motrices est proportionnel à l'activation musculaire. Le recrutement de toutes les unités motrices correspond à une activation égale à l'unité ($a = 1$).

3.1- Etat de l'art des méthodes de modélisation du muscle :

Model de Hill :

La représentation mécanique du modèle macroscopique du muscle a été établie par le célèbre physiologiste Archibald Vivian Hill [1922]. Il est constitué d'un ressort, d'un amortisseur et d'une branche active en parallèles, le tout en série avec un ressort. La branche active modélise l'activité du muscle lorsqu'il y a un stimulus électrique. La branche passive modélise le comportement du muscle en tant que matériau non vivant [4]. Ce modèle décrit la force d'un muscle qui se contracte comme la somme des trois éléments, l'élément contractile (CE) l'élément série (SE) et l'élément parallèle (PE).

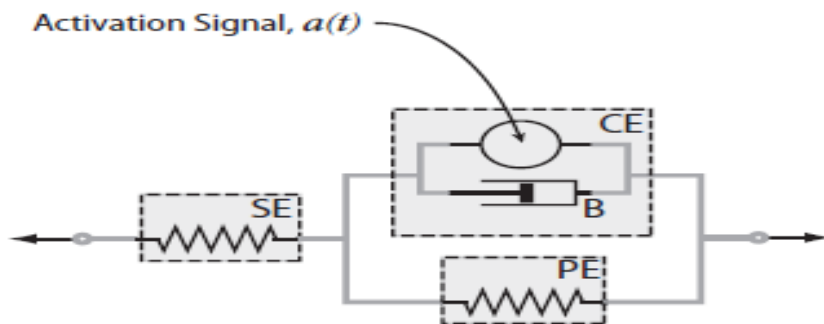


Fig. 3.1.a: Modèle de HILL.

Model de Zajac :

Cette représentation a été modifiée par Zajac [1989] (Fig. 3.1.b). Le modèle utilisé est composé d'un ressort linéaire représentant le tendon en pennation associé à un modèle de Hill pour le muscle.

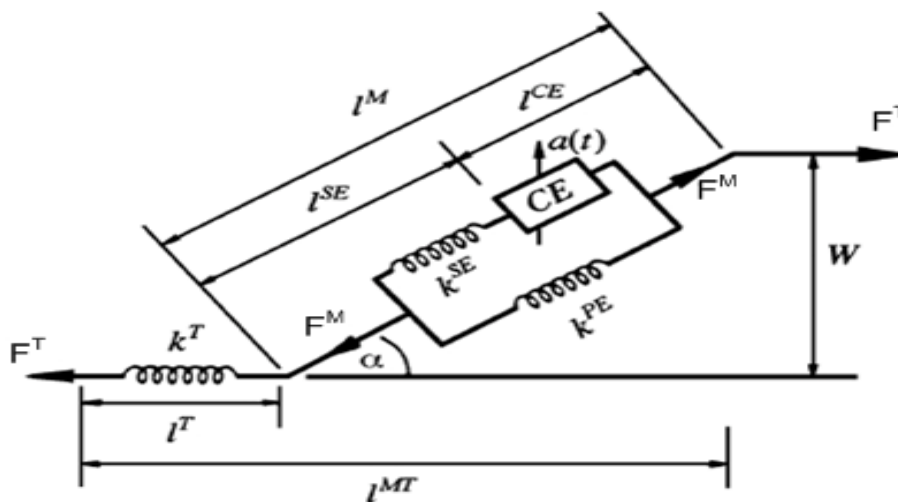


Fig. 3.1.b : Modèle musculo-tendineux de Zajac.

En se basant sur une étude géométrique du système, la relation entre la force tendineuse et la force musculaire peut s'écrire [5] :

$$F^T = F^M \cos(\alpha)$$

Avec :

- F^T étant la force tendineuse.
- F^M la force musculaire $F^M = F_1^M + F_2^M + F_3^M + \dots + F_N^M$.
- α est l'angle de pennation qui existe entre les fibres musculaires et le tendon.

3.1.1- Angle de pennation :

La variation de l'angle de pennation en fonction de la longueur des fibres musculaires [Lloyd et al, 2003, Scott et al, 1991] est donnée par la formule suivante :

$$\alpha(t) = \arcsin \frac{l_0 \sin(\alpha_0)}{l(t)}$$

Avec :

- l_0 : longueur optimal (au repos) des fibres musculaires.
- α_0 : Angle de pennation des fibres musculaires à la longueur optimale.
- $l(t)$: Longueur des fibres musculaires à l'instant t.

Remarque :

A la longueur optimale, le muscle développe une force maximale si l'activation égale à l'unité ($a=1$). La valeur de la longueur optimale de chaque muscle est donnée dans [Garner et al, 2003 ; Lieber 1999].

3.1.2- La force tendineuse [5]:

Le modèle du tendon a été établi par Martin Lamontagne de l'université de Montréal, et ceci pour étudier les propriétés mécaniques et le comportement viscoélastique tendineux.

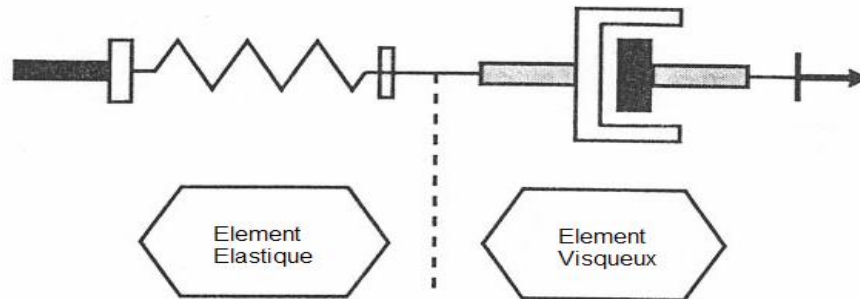


Fig. 3.1.2: Model du tendon (Lamontagne, 1900),

Comme cette étude est limitée au travail statique, donc la force dans le tendon est considérée comme une force élastique pure. Elle est calculée par la formule ci-dessous :

$$F^T = K^T (L^T - L^{T0})$$

Avec :

- F^T : Force du tendon.
- K^T : Raideur du tendon.
- L^T : Longueur du tendon.
- L^{T0} : Longueur du tendon au repos.

3.1.3- La force musculaire [5] & [7]:

La force musculaire est fonction de trois variables [Hill, 1938] :

- l'activation.
- la déformation des fibres \mathcal{E} .
- la vitesse de contraction du muscle.

Elles prennent en compte les raideurs des ressorts et les différentes propriétés physiologiques du muscle.

La forme générale de l'équation représentant la force musculaire en fonction des variables physiologiques est :

$$F^M = F_{max} [a(t) f(\mathcal{E}) f_c(v) + f_p(\mathcal{E})]$$

Avec :

- F^M : Force musculaire.
- F_{max} : Force maximal qu'un muscle peut exercer.
- $a(t)$: Activation dynamique d'après Thelen 2003 [7].

L'excitation musculaire (u) (entrée qui varie de 0 à 1) est liée à l'activation musculaire (a) par une équation différentielle non-linéaire du premier ordre :

$$\frac{da}{dt} = \frac{u - a}{\tau_a(a, u)}$$

Avec :

- $\tau_a(a, u)$: est une constante de temps qui varie avec le niveau d'activation et si le niveau d'activation musculaire est croissant ou décroissant :

$$\tau_a(a, u) = \begin{cases} \tau_{act}(0.5 + 1.5a); & u > a \\ \tau_{deact}/(0.5 + 1.5a); & u \leq a \end{cases}$$

- τ_{act} : constante de temps d'activation.
- τ_{deact} : constante de temps de désactivation.

Cette relation prédit que l'activation ralentit à mesure que le niveau d'activation augmente en raison d'une libération et diffusion moins efficace du calcium. De même la désactivation ralentit quand le niveau d'activation du muscle diminue en raison du manque de calcium pour l'absorption par le réticulum sarcoplasmique.

- $f_c(v)$: Fonction reliant la force à la vitesse de contraction (v) du muscle.

$$f_c(v) = \beta_1 + \beta_2 \arctan(\beta_3 + \beta_4 \cdot v)$$

- β_1 et β_2 sont calculés tel que $f_c(0) = 1$ et $\lim_{v \rightarrow \infty} (f_c(v)) = 0$.
- $\beta_3 = 0,6$ et $\beta_4 = 20$, [Frolov et al. 2000].

- $f(\varepsilon)$: Fonction reliant la force active à la déformation des fibres musculaire.

[Kaufman et al, 1989]

$$f(\varepsilon) = e^{-\left[\frac{(\varepsilon+1)^{0.96343 \times (1-\frac{1}{ia})} - 1}{0.35327 \times (1-ia)}\right]^2} \quad ia < 1$$

$$f(\varepsilon) = e^{-[2.727277 \times \ln(\varepsilon+1)]^2} \quad ia = 1$$

Avec :

$$\varepsilon = \frac{l-l_0}{l}$$

l_0 : Longueur optimal (au repos) des fibres musculaires.

$l = l^M$: Longueur des fibres musculaires.

ε : Déformation musculaire.

ia : est une constante musculaire désignée par indice d'architecture musculaire. Elle représente le rapport des fibres musculaires sur la longueur du muscle ($0 < ia < 1$).

- $f_p(\varepsilon)$: Fonction reliant la force passive à la déformation des fibres musculaires.

$$f_p(\varepsilon) = b_1 e^{-b_2 \cdot \varepsilon} - b_1$$

Où : $b_1 = 0.03$ et $b_2 = 7$; deux constantes musculaires [Hill, 1938].

3.2- propriétés mécaniques des fibres musculaires :

Hill a représenté les propriétés mécaniques du muscle par des expériences biologiques effectuées sur les muscles squelettiques « in vitro et in vivo ». Les relations force–longueur et force–vitesse représentent les propriétés mécaniques du muscle. Ces deux relations ont été réalisées respectivement dans le mode de contraction statique (isométrique) et dynamique permettant ainsi d'avoir une vision globale sur l'évolution de l'effort à toutes les étapes de raccourcissement ou d'allongement du muscle et ce en tenant compte de la cinématique adoptée [8].

3.2.1- Relation force-longueur [5] & [7] & [8]:

Un muscle génère deux types de force : passive ou active. Les forces passives sont dues à l'élasticité de la paroi, elles ne réagissent que lorsque les fibres musculaires sont en extension par rapport à leur longueur optimale. Les forces actives sont dues aux mécanismes mis en place dans les fibres musculaires lorsqu'elles sont soumises à un effort extérieur ou lorsqu'elles sont étirées. Ces forces permettent de mettre en mouvement les tissus et sont gouvernées par les stimuli électriques du système nerveux.

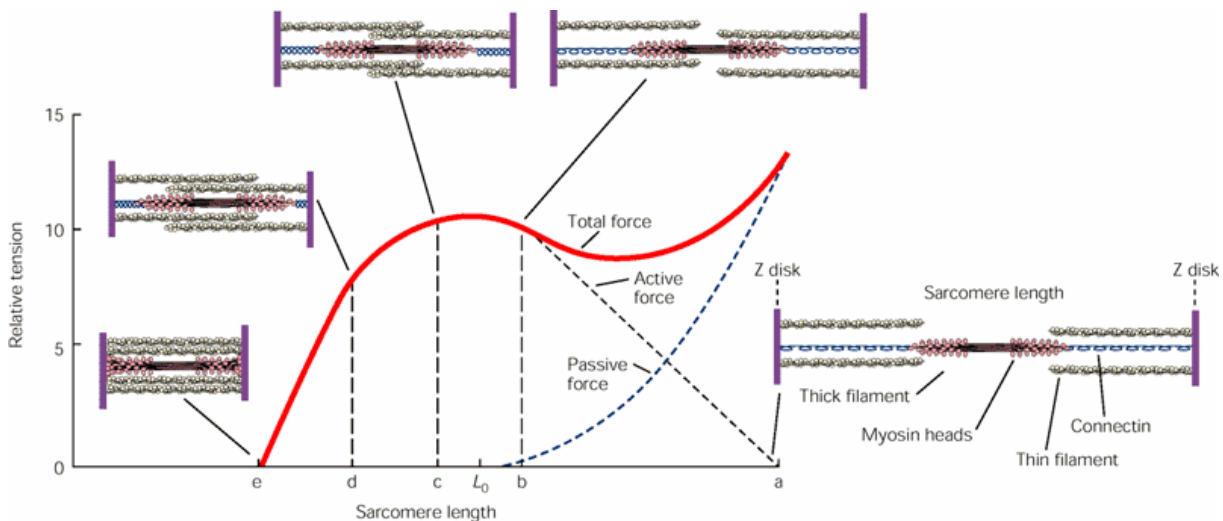


Fig. 3.2.1: relation force-longueur. F_{ce} : force active générée par l'élément contractile (actine et myosine). F_{pe} : force passive générée par l'élément parallèle (tissus conjonctifs).

Ces résultats obtenus par Hill, montrent que la force musculaire est maximale pour une longueur égale ou très légèrement supérieure à la longueur de repos (L_0). Lorsque la longueur des fibres est inférieure à la longueur optimale, le muscle est en contraction totale. Il ne produit qu'une force due à l'activation. Tandis que lorsque la longueur des fibres musculaires est supérieure à la longueur optimale, le muscle produit, en plus de la force active, une force passive provenant de la dilatation de ses fibres. Tout en étant dilaté, le muscle pourra aussi produire une force active qui se rajoute à la force passive. Dans la littérature [VAL 96, BRE 99], la phase normale de fonctionnement du muscle est définie entre 0.8 et 1.4 de la longueur de repos (L_0).

- La force passive est représentée par une fonction exponentielle :

$$\bar{F}^{PE} = \frac{e^{k^{PE}(\bar{L}^M - 1)/\varepsilon_0^M} - 1}{e^{k^{PE}} - 1}$$

Avec : F^{PE} : Force passive normalisée. K^{PE} : Facteur de forme exponentielle. ε_0^M : est le claquage musculaire passive due à la force isométrique maximale. Le facteur de forme K^{PE} a été fixé à cinq, tandis que ε_0^M a été fixé de façon différente voir Thelen 2003 [7].

- La force active est représentée par une gaussienne :

$$f_l = e^{-(\bar{L}^M - 1)^2/\gamma}$$

Où : f_l : représente la force active. L^M : Longueur normalisée des fibres musculaires. γ : Un facteur de valeur égale à 0,45.

3.2.2- Relation force-vitesse [6] & [8]:

Dans le paragraphe précédent, nous avons présenté la relation qui permet d'observer le comportement musculaire en mode de contraction isométrique. Dans le cas d'une contraction dynamique, l'évolution de la force en fonction de la vitesse de contraction (variation de la longueur du muscle) est également déduite à partir des expériences de Hill.

L'équation représentant la force en fonction de la vitesse de contraction du muscle squelettique est représenté par la relation dynamique suivante :

$$(v + b)(F + a) = b(F^o + a)$$

Avec :

- F : est la force générée par le muscle.
- v : vitesse de contraction (raccourcissement).
- F^o : tension isométrique maximale générée par le muscle.
- a : coefficient de raccourcissement de la chaleur.
- $b = a v^o / F^o$.
- v^o : vitesse maximale, lorsque $F = 0$.

Cette relation montre que la force musculaire diminue avec l'augmentation de la vitesse de raccourcissement comme le montre la figure (fig. 3.2.2). Cette fonction a été attribuée à deux causes principales. L'important semble être la perte de tension dans l'élément contractile (cross bridge). La deuxième cause semble être la viscosité du fluide dans les deux éléments (contractile et le tissu conjonctif). Quelle que soit la cause de la perte de tension, il s'agit d'un frottement visqueux et peut donc être modélisé comme un amortisseur fluide.

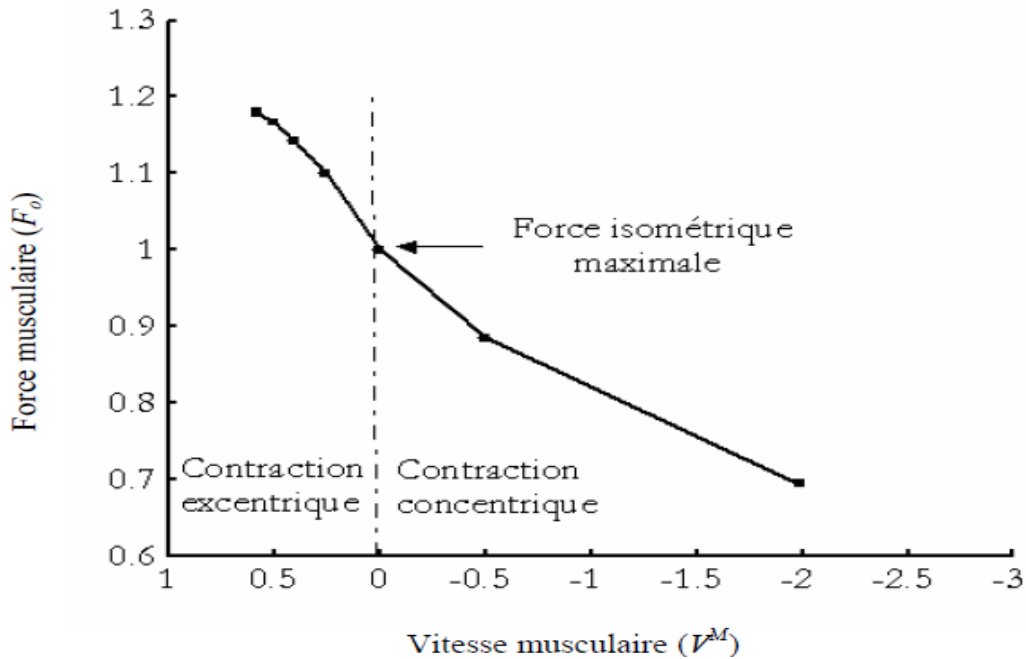


Fig. 3.2.2: relation force-vitesse

Nous pouvons déduire de cette figure les remarques suivantes :

- Pour un muscle donné, la force produite en mode excentrique (en allongement) est toujours supérieure à la force isométrique maximale, elle-même étant toujours supérieure à la force concentrique (en raccourcissement). Ceci est important dans la programmation d'un entraînement de force car les tensions les plus fortes seront obtenues durant le travail excentrique.
- Pour une vitesse donnée, la force excentrique est toujours supérieure à la force concentrique.
- Pour une charge donnée, le travail réalisé durant la phase concentrique est supérieur à celui réalisé dans la phase excentrique. Par conséquent, le travail excentrique est plus économique pour une charge donnée.

4- Description architecturale du masséter :

Le muscle masséter est un puissant muscle de l'appareil manducateur et il est élévateur de la mandibule. Il est innervé par le rameau massétérique du nerf temporo-massétérique, lui-même branche du nerf mandibulaire.

Il est constitué de deux faisceaux, un **superficiel** (oblique) et un **profond** (vertical).



Fig. 4.a : Muscle masséter. Vue latérale droite.

Insertions crâiales :

Le faisceau superficiel s'insère sur les 2/3 antérieurs de l'arc zygomatique, dont une insertion sur le bord postéro-inférieur de l'os zygomatique, par une lame aponévrotique rejoignant la face latérale du muscle.

Le faisceau profond naît sur le bord inférieur de l'arc zygomatique, y compris le processus zygomatique de l'os temporal [9].

Insertions caudales :

Le faisceau superficiel se termine sur la partie inférieure de la branche montante de la mandibule (ramus mandibulaire), en recouvrant le gonion.

Le faisceau profond se termine par une lame aponévrotique sur la face latérale du ramus, au dessus du superficiel en remontant jusqu'au processus coronoïde.

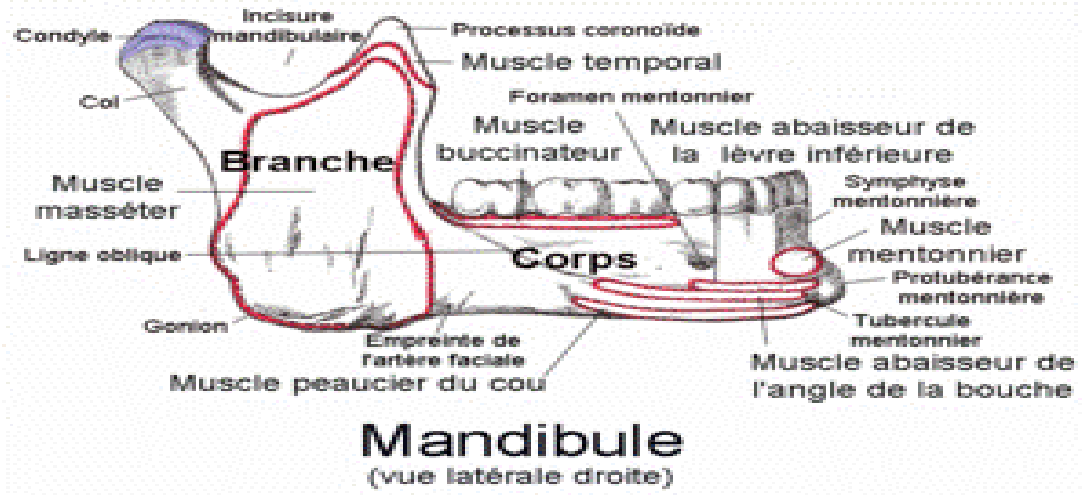


Fig. 4.b : Mandibule. Vue de droite



Fig. 4.c : Dissection du masséter. Dr Captier, laboratoire d'anatomie de Montpellier.

5- Modélisation 3D du faisceau superficiel :

Pour concevoir, simuler ou commander un muscle, il est nécessaire, entre autres, de disposer de modèles du mécanisme. Plusieurs niveaux de modélisation sont possibles. Ils dépendent des spécifications du cahier des charges de l'application envisagée : il en découle des modèles géométriques, cinématiques et dynamiques à partir desquels peuvent être engendrés les mouvements du muscle, ou bien des modèles statiques qui décrivent les interactions du mécanisme avec son environnement.

Positionnement d'un solide dans l'espace :

Définition (degré de liberté, d.d.l.) : Le nombre de d.d.l. d'un mécanisme est le nombre de paramètres indépendants qui permettent de définir la position du mécanisme à un instant donné du mouvement.

On dit qu'un solide situé dans l'espace possède 6 degrés de liberté (d.d.l.). Réciproquement, il faut 6 paramètres indépendants (fig. 5.a) pour placer de manière quelconque un solide dans l'espace.

- 3 paramètres indépendants définissent la position d'un point, noté P, du solide (coordonnées cartésiennes, cylindriques, sphériques, ..., dans la base du repère fixe).

- 3 paramètres indépendants déterminent l'orientation du solide autour du point P (angles d'Euler, rotation suivant l'axe des x, ...).

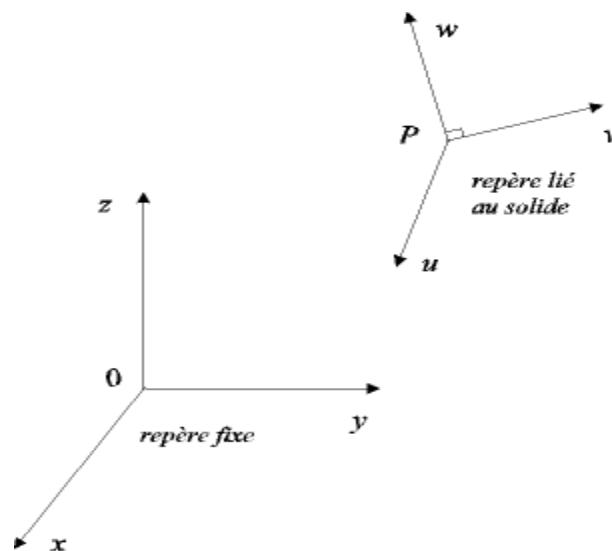


Fig. 5.a : Position d'un solide dans l'espace.

5.1- Modélisation des deux aponévroses:

Etape1 :

Le faisceau superficiel se compose de deux lames aponévrotiques sur lesquelles viennent s'accrochées les fibres musculaires. Chaque aponévrose est représentée par un parallélogramme plan (ABCD & EFGH). Dans notre exemple on a pris les coordonnées des points après segmentation d'un masséter sur un CT-scan :

- Aponévrose superficielle du faisceau superficiel :

Le point	Nom du point	Coordonnée suivant x (cm)	Coordonnée suivant y	Coordonnée suivant z
A	Zygomatique antérieur	8.333	6.975	-13.128
B	Zygomatique postérieur	6.474	10.147	-12.383
C	Aponévrose superficielle postérieure	$x_b - x_a + x_d = 5.6200$	$y_b - y_a + y_d = 10.1470$	$z_b - z_a + z_d = -14.0880$
D	Aponévrose superficielle antérieure	7.479	6.975	-14.833

- Aponévrose profonde du faisceau superficiel :

Le point	Nom du point	Coordonnée suivant x	Coordonnée suivant y	Coordonnée suivant z
E	Aponévrose profonde antérieure	8.837	8.03	-15.858
F	Aponévrose profonde postérieur	$x_g - x_h + x_e = 8.2310$	$y_g - y_h + y_e = 10.4330$	$z_g - z_h + z_e = -14.6590$
G	Mandibulaire postérieure	8.194	11.42	-16.725
H	Mandibulaire antérieure	8.8	9.017	-17.924

Elles sont illustrées à l'aide du logiciel Matlab dans la figure suivante :

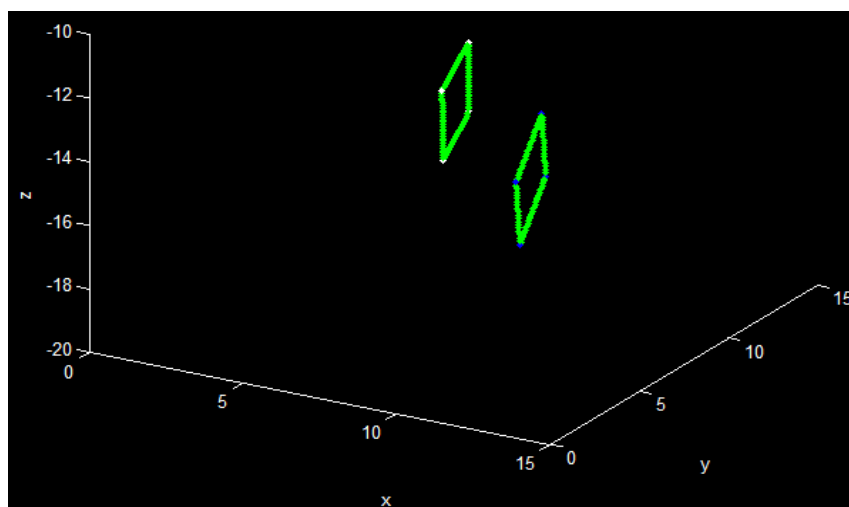


Fig. 5.b : Les deux surfaces aponévrotiques.

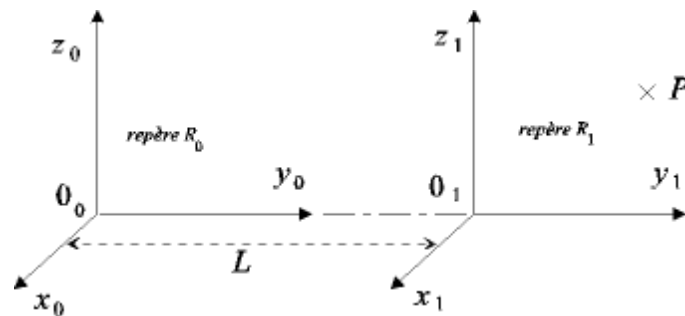
Etape 2 :

Pour représenter un point $M(x,y,z)$ dans la surface aponévrotique (A,B,C,D) (ou $M'(x',y',z')$ dans (E,F,G,H), il faut faire un changement de repère, en utilisant le modèle géométrique où chaque changement implique une rotation ou une translation.

Rappel :**Rotation et translation d'un repère [10]:**

L'équation caractéristique du changement de repère est représentée par la formule suivante :

$$\overrightarrow{O_0P}_{/0} = \overrightarrow{O_0O_1}_{/0} + R_{01} \times \overrightarrow{O_1P}_{/1}$$

Cas d'une simple translation :

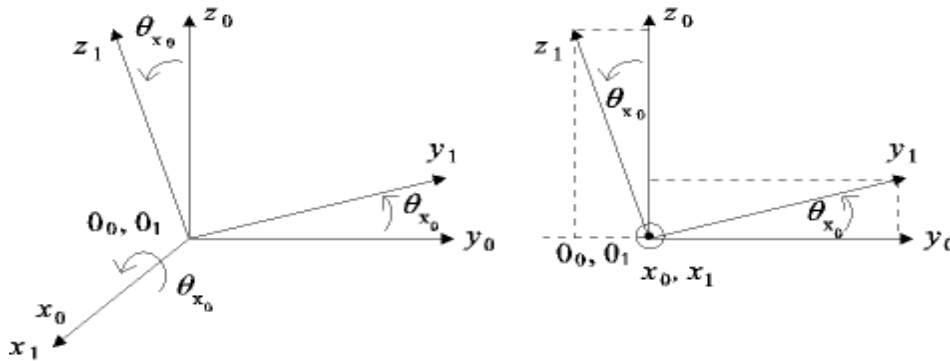
On a :

$$\begin{aligned} \overrightarrow{O_0P}_{/0} &= \overrightarrow{O_0O_1}_{/0} + R_{01} \times \overrightarrow{O_1P}_{/1} \\ &= \begin{pmatrix} 0 \\ L \\ 0 \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \times \begin{pmatrix} X_1 \\ Y_1 \\ Z_1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} X_1 \\ L + Y_1 \\ Z_1 \end{pmatrix}. \end{aligned}$$

Le vecteur de translation opère selon l'axe des y.

La matrice de rotation (d'angle nul) est telle que :

$$\vec{x}_1 = \vec{x}_0, \vec{y}_1 = \vec{y}_0, \vec{z}_1 = \vec{z}_0$$

Cas d'une simple rotation :

Ici on a une rotation autour de l'axe x_0 .

$$\vec{x}_1 = \vec{x}_0, \quad \vec{y}_1 = \cos(\theta_{x_0}) \vec{y}_0 + \sin(\theta_{x_0}) \vec{z}_0, \quad \vec{z}_1 = -\sin(\theta_{x_0}) \vec{y}_0 + \cos(\theta_{x_0}) \vec{z}_0.$$

D'où, la matrice de rotation est de la forme :

$$R_{01}(x_0, \theta_{x_0}) = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\theta_{x_0}) & -\sin(\theta_{x_0}) \\ 0 & \sin(\theta_{x_0}) & \cos(\theta_{x_0}) \end{pmatrix}.$$

Calcul du modèle géométrique de notre système :

- **Matrice de rotation suivant l'axe des x :**

$$\begin{matrix} x1 & 1 & 0 & 0 & x0 \\ y1 & 0 & \cos(Q2) & -\sin(Q2) & * y0 \\ z1 & 0 & \sin(Q2) & \cos(Q2) & z0 \end{matrix}$$

Avec : $Q2 = \text{atan}((z_c - z_d) / (y_c - y_d))$.

- **Matrice de rotation suivant l'axe des z :**

$$\begin{matrix} x2 & \cos(Q1) & -\sin(Q1) & 0 & x0 \\ y2 & \sin(Q1) & \cos(Q1) & 0 & * y0 \\ z2 & 0 & 0 & 1 & z0 \end{matrix}$$

Avec : $Q1 = \text{atan}((x_d - x_c) / (y_c - y_d))$.

- **Matrice de rotation suivant l'axe des y :**

$$\begin{matrix} x3 & \cos(Q3) & 0 & \sin(Q3) & x0 \\ y3 & 0 & 1 & 0 & * y0 \\ z3 & -\sin(Q3) & 0 & \cos(Q3) & z0 \end{matrix}$$

Avec : $Q3 = \text{atan}((x_a - x_d)/(z_a - z_d))$.

- **Matrice de rotation totale :**

$$\begin{matrix} x4 & \cos(Q1) * \cos(Q3) + \sin(Q1) * \sin(Q2) * \sin(Q3) & \cos(Q1) * \sin(Q2) * \sin(Q3) - \cos(Q3) * \sin(Q1) & \cos(Q2) * \sin(Q3) & x0 \\ y4 = & \cos(Q2) * \sin(Q1) & \cos(Q1) * \cos(Q2) & -\sin(Q2) & y0 \\ z4 & \cos(Q3) * \sin(Q1) * \sin(Q2) - \cos(Q1) * \sin(Q3) & \sin(Q1) * \sin(Q3) + \cos(Q1) * \cos(Q3) * \sin(Q2) & \cos(Q2) * \cos(Q3) & z0 \end{matrix}$$

- **Vecteur de translation :**

$$\begin{matrix} x5 & x4 + xd \\ y5 & y4 + yd \\ z5 & z4 + zd \end{matrix}$$

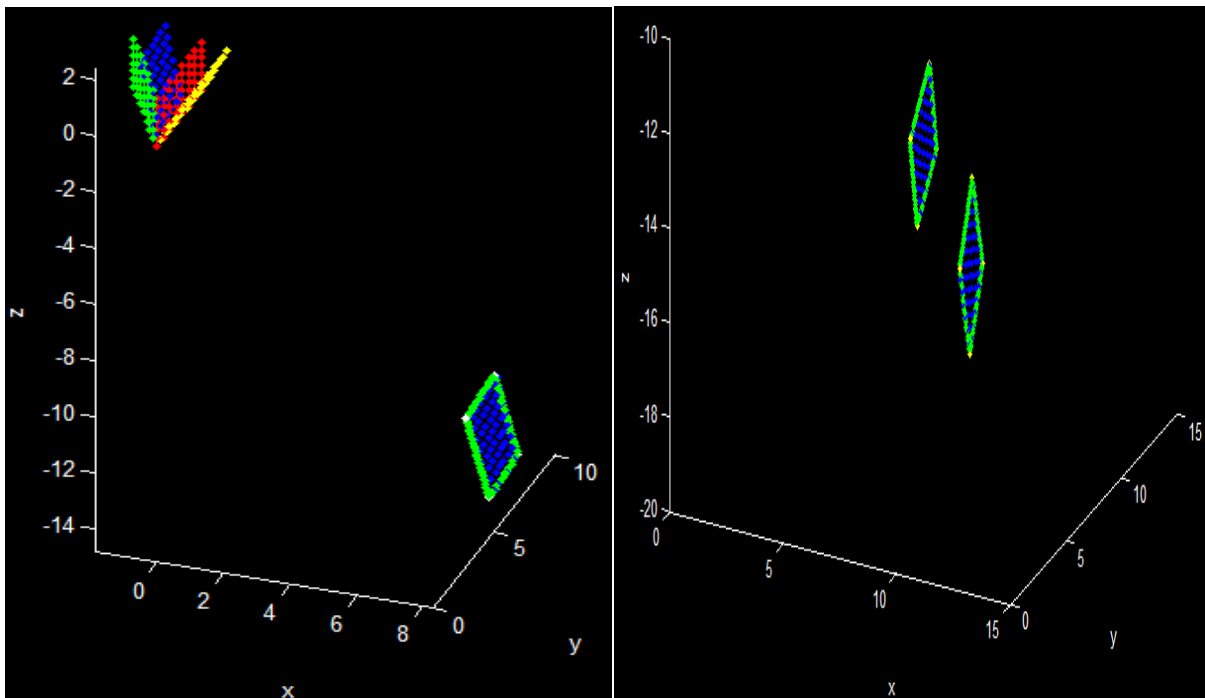


Fig. 5.c : modèle géométrique des deux aponévroses.

5.2- Modélisation des fibres musculaires :

Pour créer des fibres musculaires, on fait une interpolation linéaire entre le point $M(x,y,z)$ et le point $M'(x',y',z')$.

C'est une représentation où chaque extrémité d'une fibre occupe un seul point de la lame aponévrotique de façon à ne pas avoir un chevauchement entre les fibres (théorie du spaghetti).

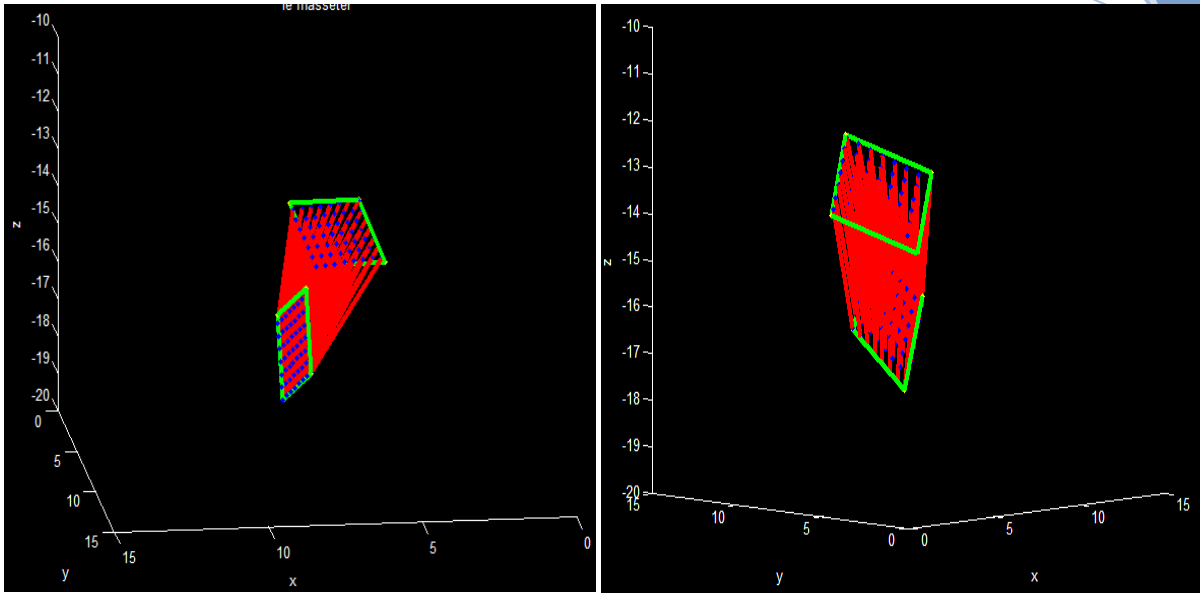


Fig. 5.d : Géométrie du faisceau superficiel du muscle de la mastication.

→ **La longueur musculaire :**

Ce model nous permet de déduire directement la longueur des fibres musculaires qui est calculée de la façon suivante :

Soit $M(x, y, z)$ un point qui appartient au parallélogramme A, B, C, D.

Soit $M'(x', y', z')$ un point qui appartient au parallélogramme E, F, G, H.

$$\text{Alors : } lm = \|MM'\| = \sqrt{(x - x')^2 + (y - y')^2 + (z - z')^2}$$

La longueur des fibres est donnée dans la figure suivante :

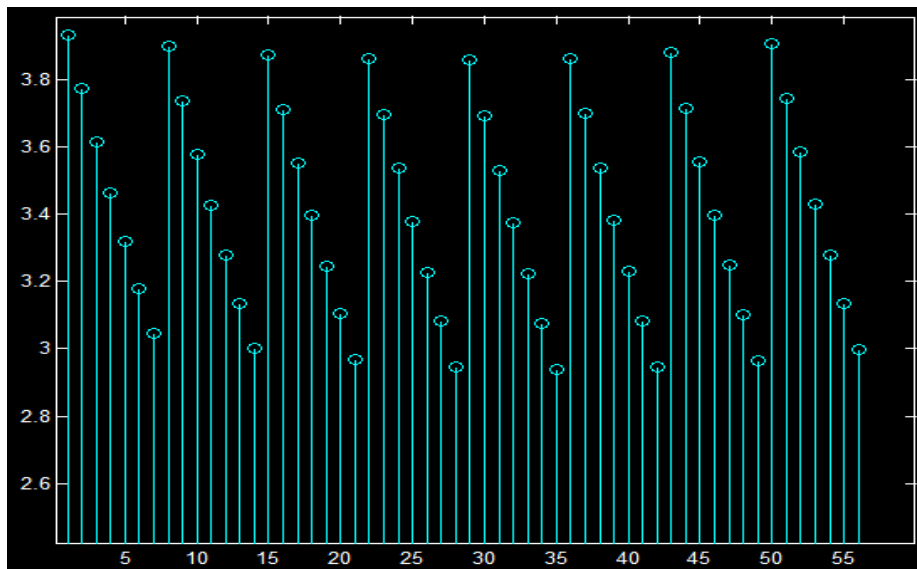


Fig. 5.e : histogramme des longueurs (cm). Hypothèse 56 fibres.

→ **La force musculaire :**

Pour trouver les forces active et passive du muscle, on utilise les formules proposées par Thelen et al.

$$f_a = e^{-(L^N-1)^2/y}$$

Où : f_a : représente la force active (sous forme d'une gaussienne). L^N : Longueur normalisée des fibres musculaires. y : Un facteur de valeur égale à 0,45.

$$f_p = \frac{e^{k(L^N-1)/\varepsilon_0^M} - 1}{e^k - 1}$$

Avec : f_p : Force passive normalisée. k : Facteur de forme exponentielle. ε_0^M : est le claquage musculaire passive due à la force isométrique maximale. Le facteur de forme k a été fixé à cinq, tandis que ε_0^M a été fixé de façon différente (0.6 pour les jeunes et 0.5 pour les vieux).

La longueur normalisée : $L^N = lm/lmoy$

Avec : $lm = \|MM'\| = \sqrt{(x-x')^2 + (y-y')^2 + (z-z')^2}$ et $lmoy = \frac{\sum_1^m lm}{m}$ m : Nombre de fibres dans le muscle.

Note : La longueur moyenne est supposée comme longueur de repos du muscle.

Hypothèse 1 : modèle complexe (exemple 56 fibres (8*7)) :

Les forces active, passive et totale suivant les trois axes (x,y,z) sont données dans le tableau suivant :

Forces\axes	Axe des x	Axe des y	Axe des z
Force active	2.8334	2.2357	-5.1214
Force passive	-0.1696	-0.1338	0.3068
Force totale	2.6637	2.1019	-4.8147

La force totale du muscle : $f_t = f_a + f_p = \sqrt{2.6637^2 + 2.1019^2 + (-4.8147)^2} = 5.8902$

Hypothèse 2 : modèle simple (1 fibre) :

Pour comparer les performances de notre système avec un modèle classique, le modèle à une fibre est proposé. C'est un modèle qui contient une seule fibre d'épaisseur égale à celui des 56 fibres. Ses forces sont données dans le tableau qui suit :

On prend la longueur de la fibre du centre comme longueur de référence.

Forces\axes	Axe des x	Axe des y	Axe des z
Force active	2.3377	1.7218	-5.5964
Force passive	-0.1408	-0.1037	0.3372
Force totale	2.1968	1.6181	-5.2592

La force totale du muscle : $f_t = f_a + f_p = \sqrt{2.1968^2 + 1.6181^2 + (-5.2592)^2} = 5.9248$

Remarque :

Si on tient compte du graphe force-longueur donné par HILL, le muscle est en extension par rapport à sa longueur de repos car la force passive n'est pas nulle.

En comparant les résultats des forces totales obtenues dans les deux hypothèses, on remarque qu'on a une légère variation de la norme mais un écart de près de 8 degrés dans la direction.

6- Conclusion & perspectives :

Les premiers résultats présentés ici nous confortent dans le choix des critères que nous avons décidé d'étudier afin de juger de l'influence de la morphologie et de la géométrie du muscle dans sa modélisation.

En effet, La mastication est un processus complexe dans lequel la taille des particules de nourriture est réduite et la salive est incorporée pour former un bolus adapté à avaler. Dans ce processus, les muscles de la mastication sont majoritairement chargés de contrôler la position de la mandibule et de générer la quantité appropriée de la force. C'est pourquoi, l'étude des performances et la simulation du mouvement d'un muscle nécessite la prise en compte de son modèle géométrique.

L'objectif sera de modéliser le comportement biomécanique du masséter avec ses deux faisceaux (superficiel et profond), lors d'un cycle de mastication en tenant compte de la déformation et le mouvement de ses fibres. Ainsi, comparer les directions et les grandeurs des forces entre le masséter gauche et le masséter droit.

7- remerciement :

Je tiens à remercier mon tuteur Mr. G. SUBSOL pour son accompagnement et sa disponibilité durant les différentes étapes du stage et je remercie aussi Mr. G. CAPTIER pour son soutien et son aide dans la compréhension de l'aspect anatomique des muscles. Ensuite, je remercie le laboratoire du LIRMM pour m'avoir fourni un excellent environnement de travail.

Et enfin, je tiens à remercier toute l'équipe ICAR qui m'a permis de vivre cette expérience enrichissante, à la fois en terme de compétences mais aussi dans la découverte du travail d'une équipe de recherche.

8- Références :

- [1] lee.1209.A Survey of Model~1.pdf p.1 à 6
- [2] zajac.0089.Muscle and tend~1.pdf p.359 à 368
- [3] [http://books.google.fr/books?id=yzdfypKX0MgC&pg=PA230&lpg=PA230&dq=anatomie+F.BONNEL : le complexe muscle-tendon \(bases anatomiques et concept biomécanique\)](http://books.google.fr/books?id=yzdfypKX0MgC&pg=PA230&lpg=PA230&dq=anatomie+F.BONNEL : le complexe muscle-tendon (bases anatomiques et concept biomécanique))
- [4] http://fr.wikipedia.org/wiki/Biom%C3%A9canique_des_muscles
- [5] <http://www.ryounes.net/HDR/CH3-BioMecanique.pdf>
- [6] http://en.wikipedia.org/wiki/Hill's_muscle_model#cite_note-Fung-1
- [7]<http://www.lirmm.fr/~subsol/CAPTIER/MUSCLE/BIBLIO/thelen.0203.Adjustment%20of%20Muscle%20Mechanics%20Model%20Parameters%20to%20Simulate%20Dynamic%20Contractions%20in%20Older%20Adults.pdf>
- [8] <http://ebureau.univ-reims.fr/7B9AA5CF-8090-44C1-9493-1C8C0EEAEE27/FinalDownload/DownloadId-1F0C087FA8AFFC71637D1D4F87B022AD/7B9AA5CF-8090-44C1-9493-1C8C0EEAEE27/slide/files/quotas/SCD/theses/ex1-doc/GED00000049.pdf>
- [9] <http://www.laboceradent-34.com/muscles.htm>
- [10] http://www.istia.univ-angers.fr/~boimond/Cours_robotique.pdf

Autres articles :

- [Ng-Thow-Hing, 2001] (p. 13-29).
- [Chen & Zeltzer, 1992].
- [Martins et al., 1998].
- [Thelen, 2003] qui résume très synthétiquement les équations.
- [Ettema, 1998] qui fait une synthèse très intéressante sur l'effet de la morphologie sur les modélisations.
- [Leon et al, 2006] qui donne quelques pistes sur l'orientation des fibres du masséter.
- [Ng-Thow-Hing & Fiume, 2002] ou [Blemker & Delp, 2005] modélisations géométriques plus complexes mais pas pour le masséter.
- [Telley & Denoth, 2007] sur la modélisation biomécanique des sarcomères.
- [Rosatelli et al., 2008] sur la numérisation 3D des fibres pour une modélisation géométrique précise (très beau travail d'anatomie).
- [Wu et al., 2007] sur la modélisation géométrique 3D spécifique de l'aponévrose.

