

Université de Montpellier II Département EEA
Option
Robotique et 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
LIRMM, équipe ICAR

Co-encadrant:

Guillaume CAPTIER
Laboratoire d'anatomie CHU Montpellier

Sommaire

1- Introduction

2- Problématique

3- Aspect anatomique du muscle squelettique

3.1- Description structurelle

3.2- Architecture musculaire

3.3- Contraction Musculaire

4- L'aspect biomécanique du muscle squelettique

4.1- Etat de l'art des méthodes de modélisation du muscle

4.1.1- Angle de pennation

4.1.2- La force tendineuse

4.1.3- La force musculaire

4.2- propriétés mécaniques des fibres musculaires

4.2.1- Relation force-longueur

4.2.2- Relation force-vitesse

5- Description architecturale du masséter

6- Modélisation 3D du faisceau superficiel

6.1- Modélisation des deux aponévroses

6.2- Modélisation des fibres musculaires

7- Conclusion & perspectives

Introduction

L'objectif de ce stage est de mieux comprendre et décrire le mouvement des muscles d'un point de vue mécanique. Plus précisément, nous travaillons sur la détermination des forces musculaires, articulaires et ligamentaires. A l'heure actuelle, l'accès à ces variables est un challenge scientifique important car il n'existe pas de moyen technique pour les mesurer directement.

La modélisation biomécanique est une solution alternative pour accéder à ces variables de manière indirecte. Dans cette démarche, un système musculo-squelettique est analysé dans nos travaux : Le faisceau superficiel du Masséter. Ce système a été choisi pour sa complexité et son utilisation quotidienne, il représente un modèle de recherche idéal. Car la résolution des problèmes de modélisation de ce système est, en effet, susceptible de fournir des solutions pour la modélisation d'autres systèmes musculo-squelettiques. De plus, la compréhension de son fonctionnement permet la compréhension de manière plus globale du contrôle musculo-squelettique par le système nerveux central.

Problématique

Comment modéliser le comportement biomécanique d'un muscle ?

Souvent, on utilise un modèle simple du genre 2 points et une loi de déformation en fonction de la distance entre ces 2 points.

Mais ceci ne prend pas en compte la structure interne du muscle qui est composé de fibres avec des géométries différentes et donc des comportements différents.

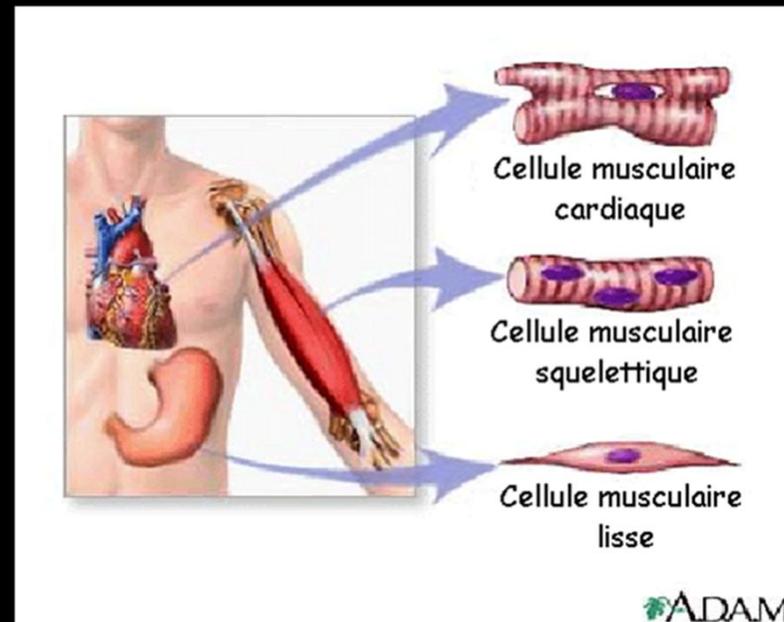
C'est pourquoi nous souhaitons étudier dans ce stage un modèle prenant en compte la géométrie et la structure interne du muscle, et comparé ses performances avec le modèle simple.

Aspect anatomique des muscles

Provenant du latin, *musculus* = petite souris, les muscles représentent 40 à 50% du poids total du corps humain. C'est un élément anatomique qui est constitué de fibres dont la contraction conduit en général, à un changement de forme. Il possède 5 propriétés essentielles qui sont : la Contractilité, l'Excitabilité, l'Elasticité, l'Extensibilité et la Plasticité.

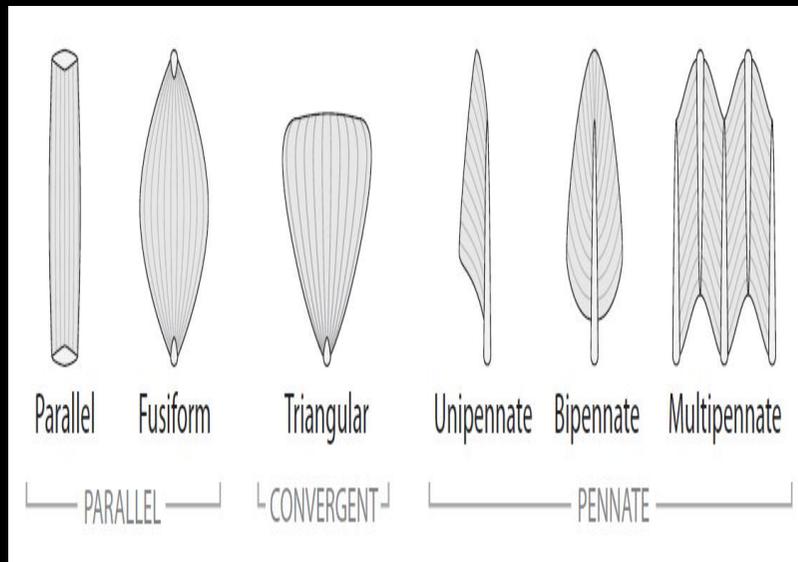
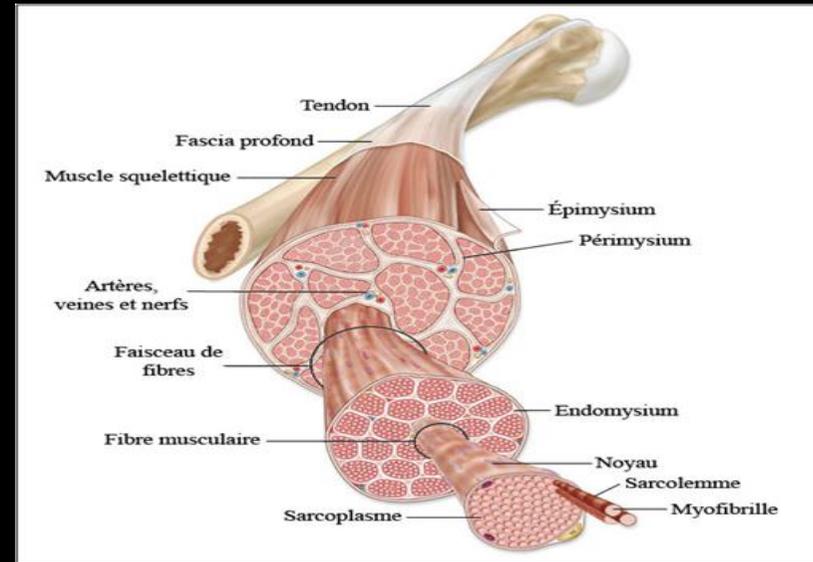
Les muscles sont les tissus actifs dans le corps humain. Selon leurs fonctions physiologiques, ils peuvent se classés en trois types:

- Les muscles Cardiaques.
- Les muscles Lisses.
- Les muscles Squelettiques.



Description structurelle et architecturale du muscle squelettique

Le muscle squelettique est composé de nombreux fascicules musculaires . Chaque fascicule se compose de myofibrilles qui sont constituées d'une série d'unités contractiles appelées Sarcomères. Ce muscle peut se connecter à l'os soit par un Tendon ou par une zone aplatie, appelée Aponévrose.



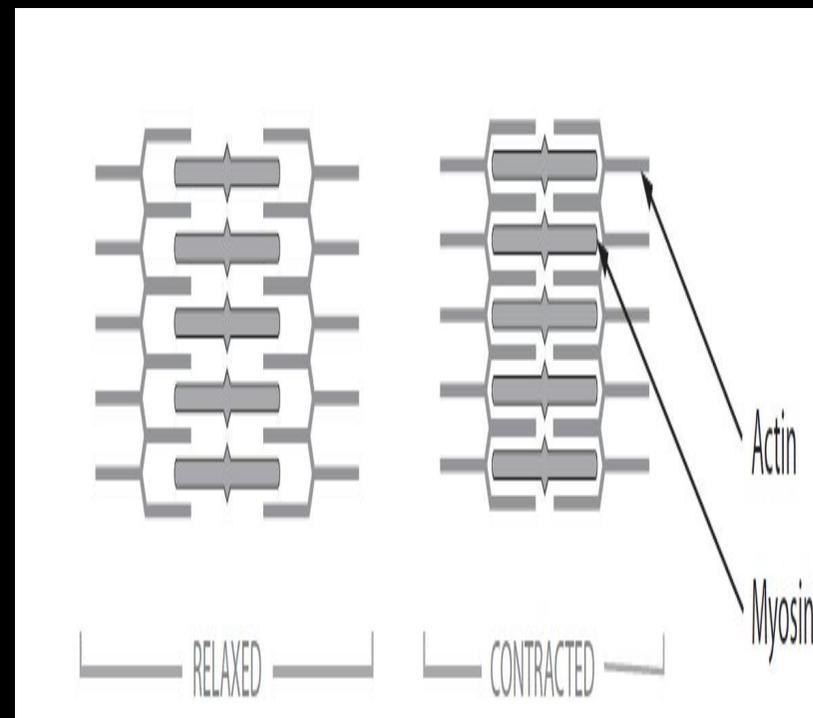
La plupart des fascicules se présentent avec une orientation angulaire par rapport à l'axe longitudinal. Cependant, une minorité de muscles dispose de fascicules parallèles. Plus l'angle de pennation augmente plus la force musculaire diminue.

Contraction Musculaire

Le sarcomère est le centre de la contraction musculaire, il est constitué de deux types de filaments, actine et myosine. La longueur de ces filaments reste constante et ces filaments glissent les uns aux autres pour augmenter leurs chevauchement, produisant ainsi un raccourcissement global dans le muscle.

On distingue deux types de contractions musculaires:

- Isométrique : le muscle développe une tension active à longueur constante.
- Isotonique : raccourcissement du muscle à tension constante.

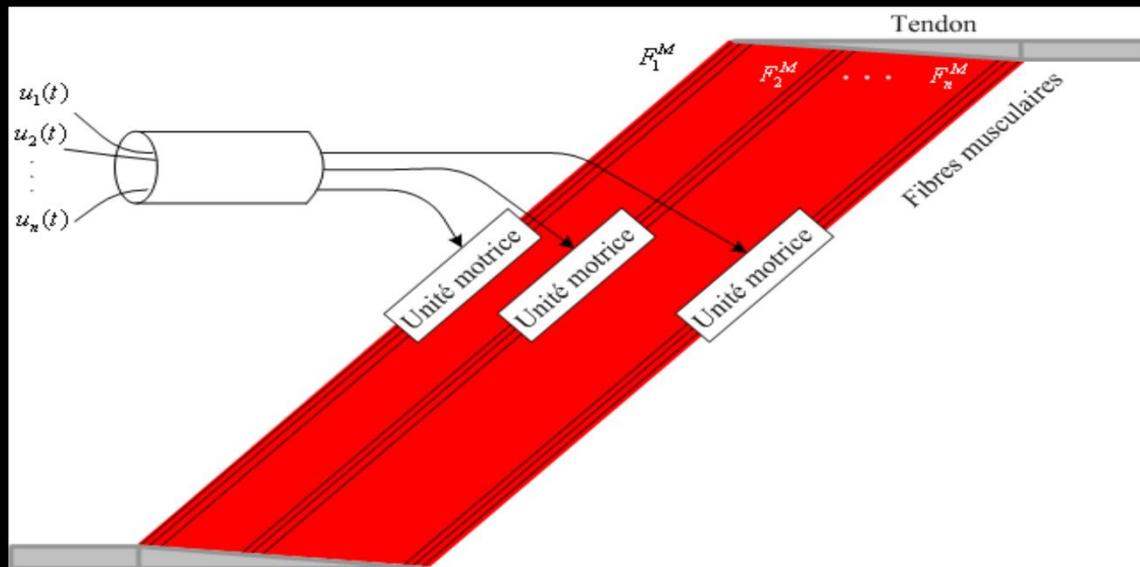


Aspect biomécanique du muscle squelettique

Le muscle est 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.

La somme des forces générées par chaque unité motrice forme la force totale du muscle :

$$F^M = F_1^M + F_2^M + F_3^M + \dots + F_N^M$$



Si $a=1$ (100%) : toutes les unités motrices du muscle sont activées.

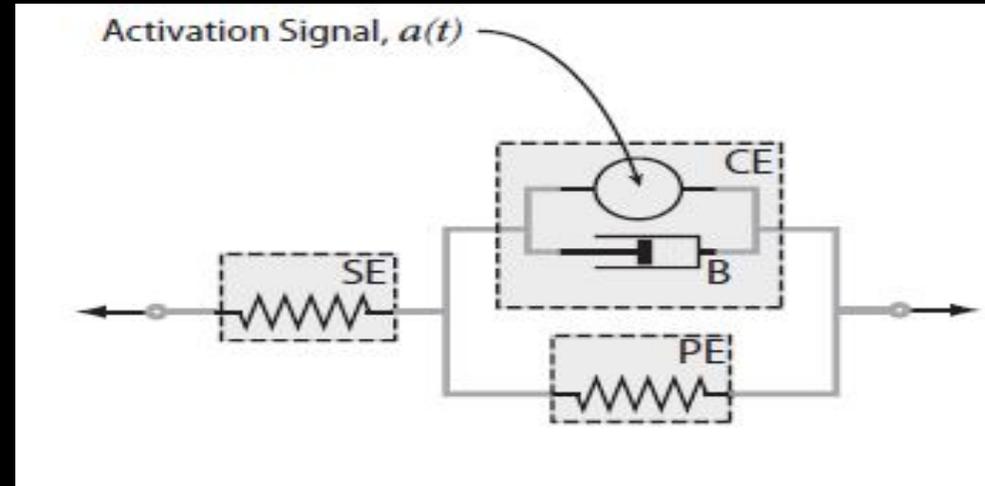
Les méthode de modélisation des muscles

Modèle de HILL:

La représentation mécanique du muscle a été établie Hill [1922].

Ce modèle décrit la force d'un muscle qui se contracte comme la somme des trois éléments :

- l'élément contractile (CE) : permet la génération de la force active qui dépend de la longueur du muscle et l'activation musculaire.
- l'élément série (SE) : il représente principalement les effets élastiques du tendon et l'élasticité intrinsèque du sarcomère.
- l'élément parallèle (PE) : représente l'élasticité passive (génère une force passive) du muscle due à la pénétration des tissus conjonctifs dans le corps du muscle.



Les méthode de modélisation des muscles

Modèle de Zajac:

Cette représentation a été modifié par Zajac [1989]. Ou le tendon est en pennation avec le modèle de Hill.

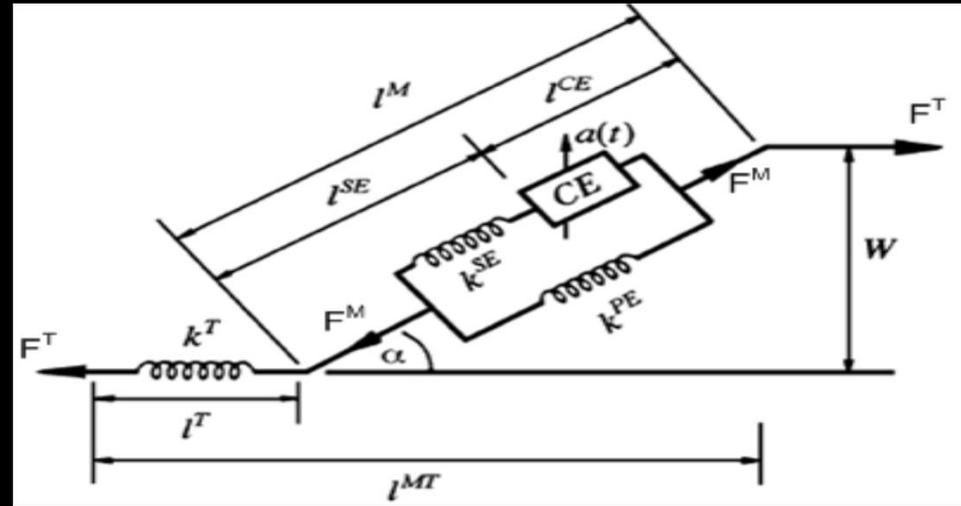
$$F^T = F^M \cos(\alpha)$$

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

$$F^T = K^T (L^T - L^{T0}) \quad \text{Lamontagne, 1900}$$

la force musculaire est fonction de :

- Activation.
- Déformation .
- Vitesse de contraction .



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

$$\epsilon = \frac{(l-l_0)}{l}$$

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

Propriétés mécanique des fibres musculaires

Le muscle génère deux types de force :

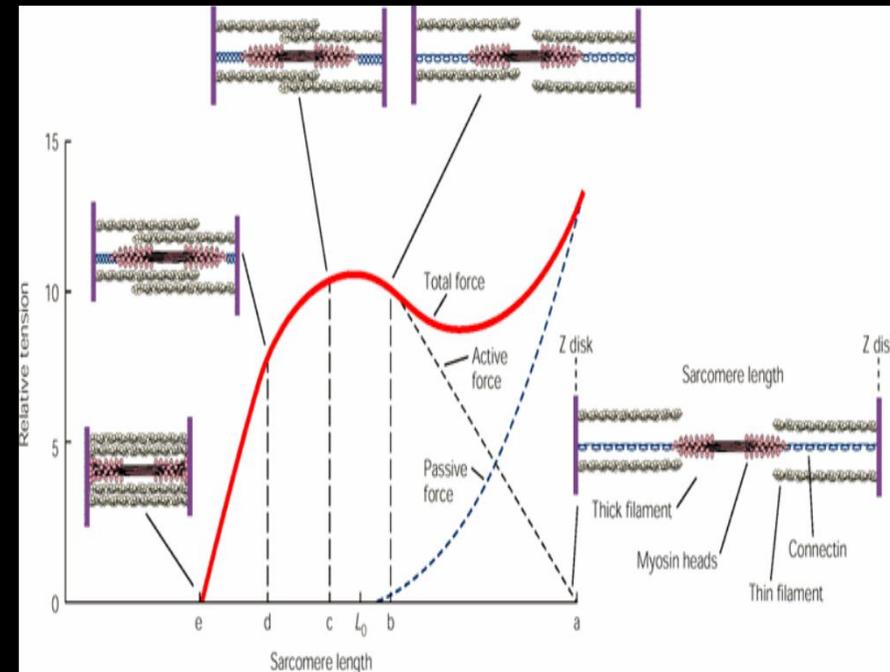
- Active
- Passive

la somme de ces deux forces donne la force total du muscle.

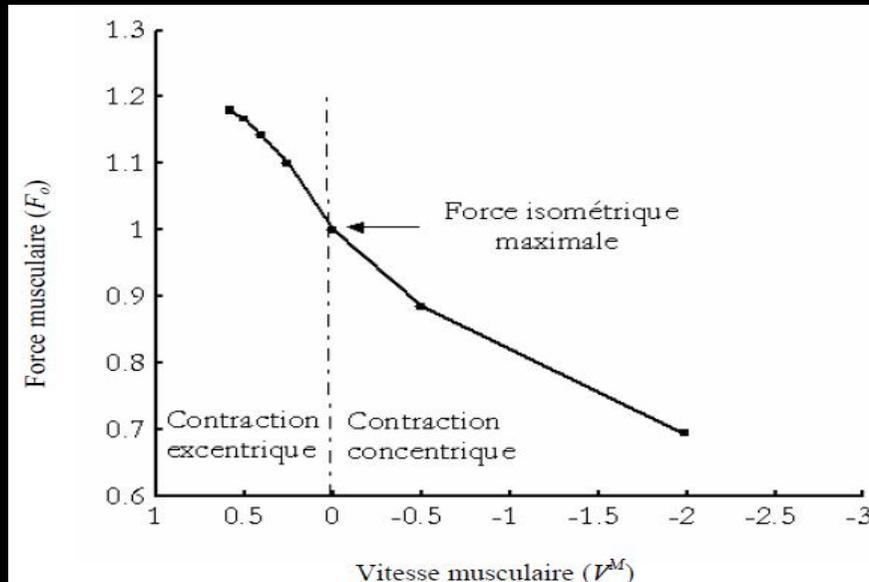
Avec : L_0 : est la longueur optimal du muscle.

Si $L < L_0$: contraction du muscle.

Si $L > L_0$: étirement du muscle.



Propriétés mécanique des fibres musculaires



L'équation force-vitesse est représentée par la relation dynamique suivante :

$$(v + b)(F + a) = b(F^0 + a)$$

- La force diminue avec l'augmentation de la vitesse de raccourcissement.
- la force isométrique maximale est la force développée par le muscle au repos.
- la force en mode excentrique est supérieure à la force isométrique maximale.
- la force en mode concentrique est inférieure à la force isométrique maximale.

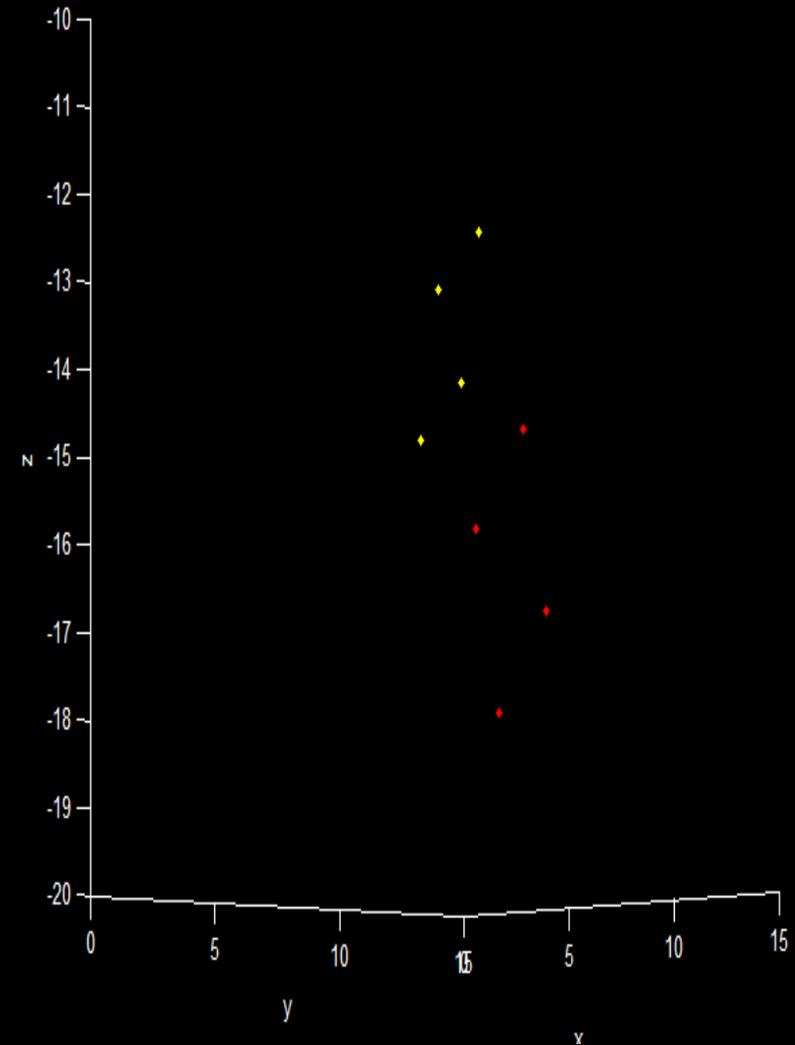
Le masséter



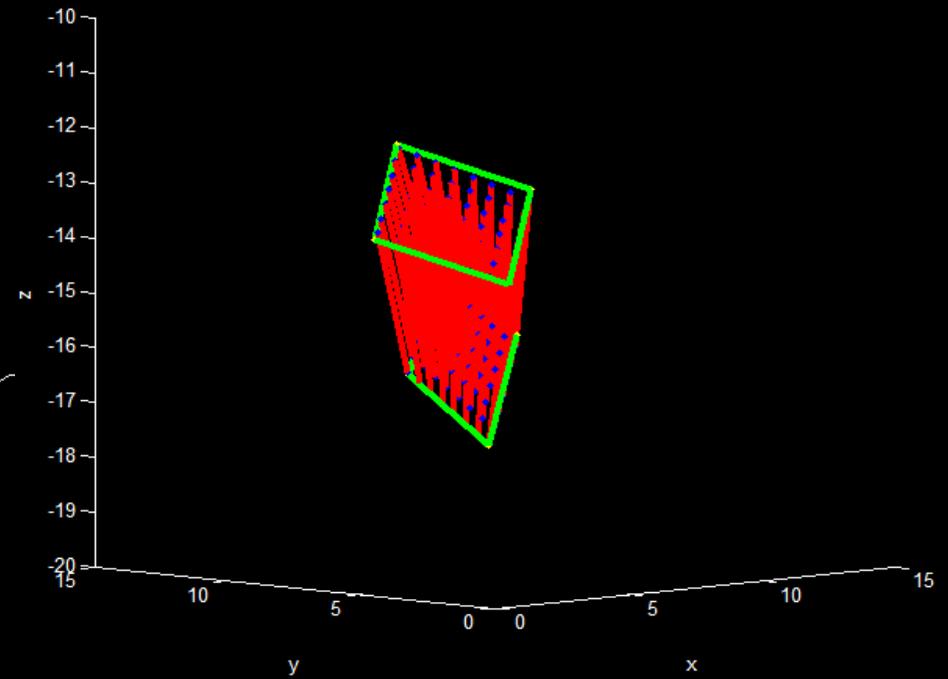
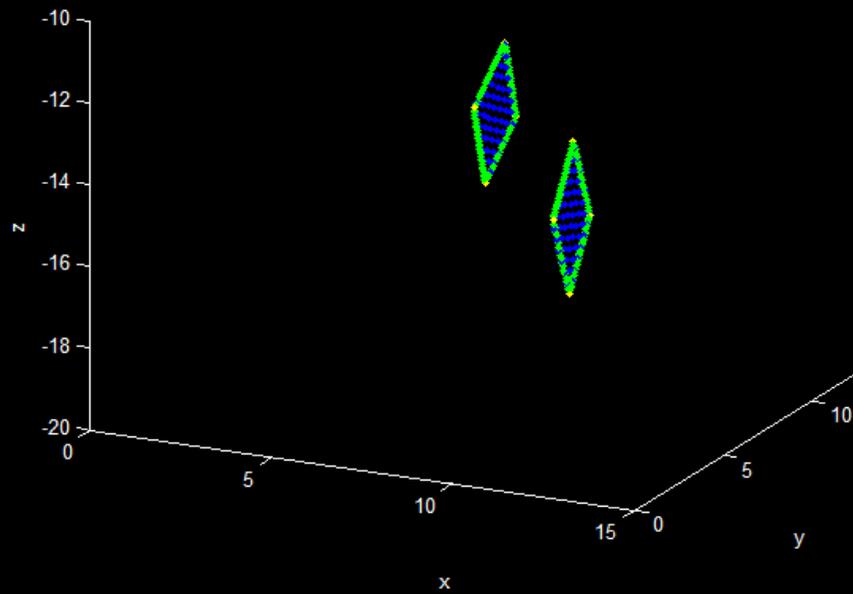
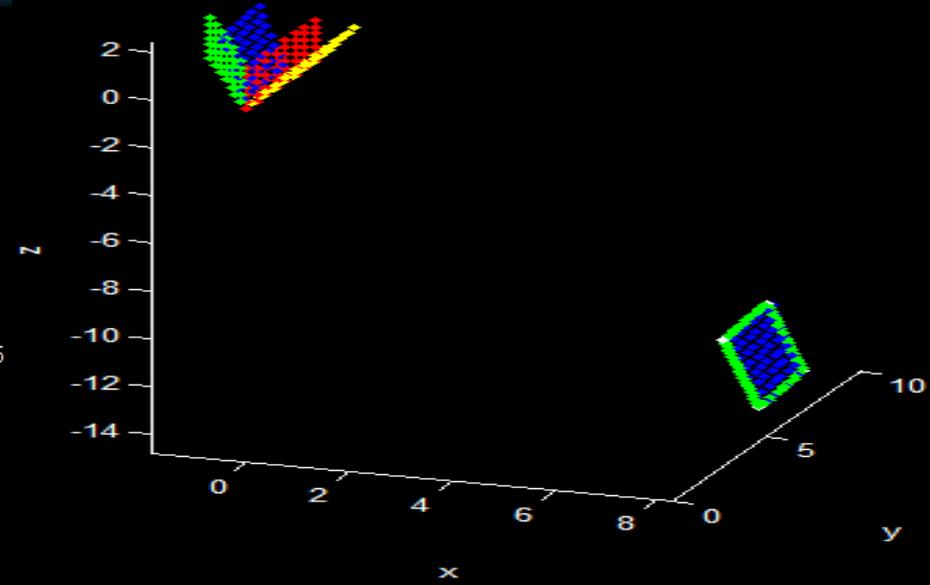
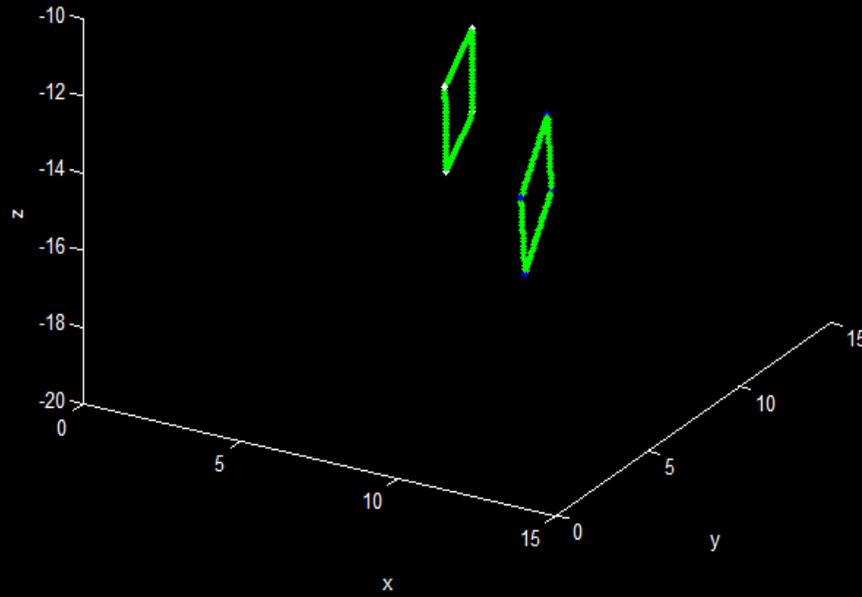
Modélisation 3D du faisceau superficiel

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	$x_b - x_a + x_d = 5.6200$	$y_b - y_a + y_d = 10.1470$	$z_b - z_a + z_d = -14.0850$
D	Aponévrose superficielle antérieure	7.479	6.975	-14.833

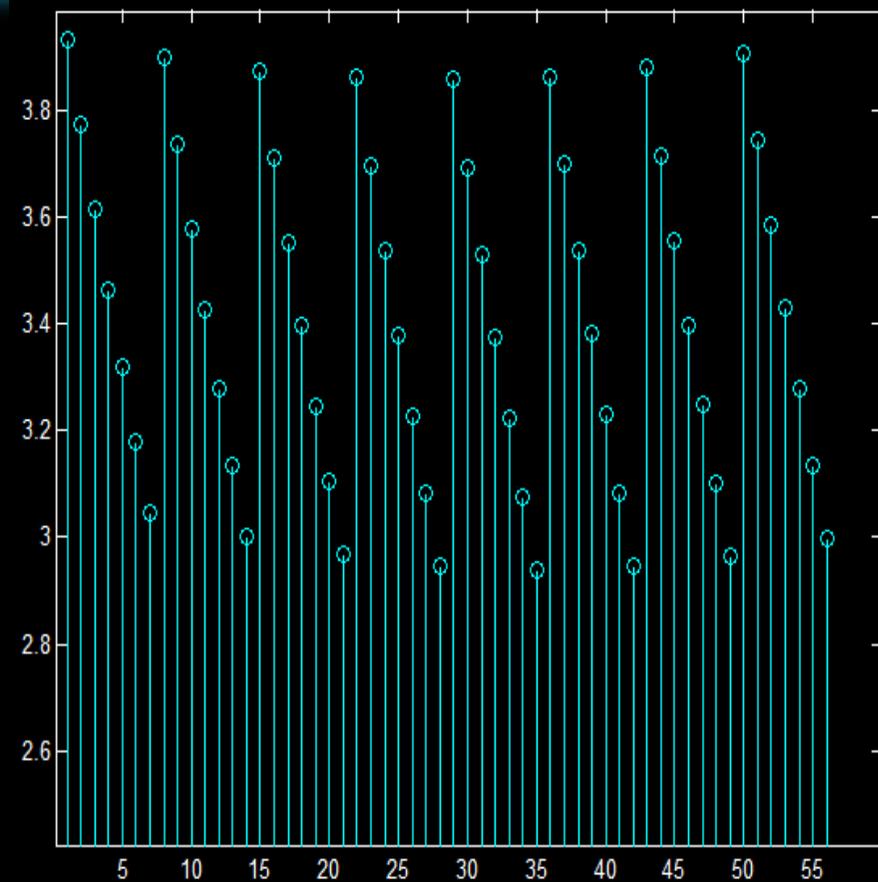
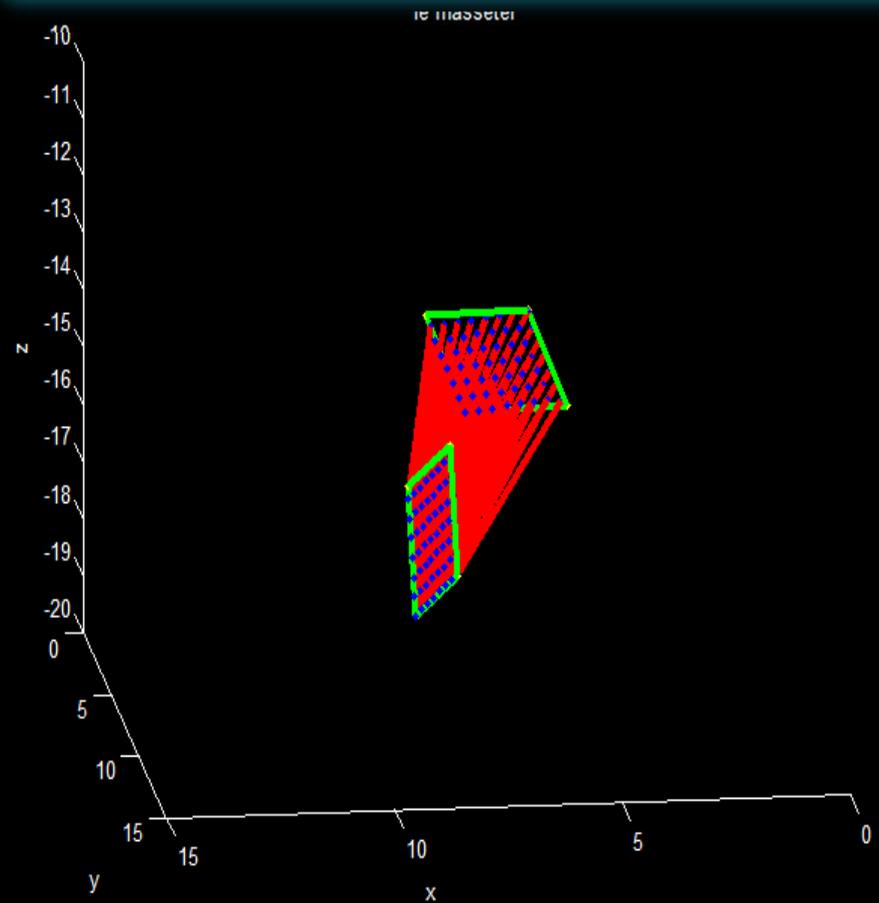
Le point	Nom du point	Coordonnée suivant x	Coordonnée suivant y	Coordonnée suivant z
E	Aponévrose profonde antérieure	8.837	8.03	-15.858
F	Aponévrose profonde postérieur	$x_g - x_h + x_e = 8.2310$	$y_g - y_h + y_e = 10.4330$	$z_g - z_h + z_e = -14.6590$
G	Mandibulaire postérieure	8.194	11.42	-16.725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



Modélisation 3D du faisceau superficiel



Modélisation 3D du faisceau superficiel



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

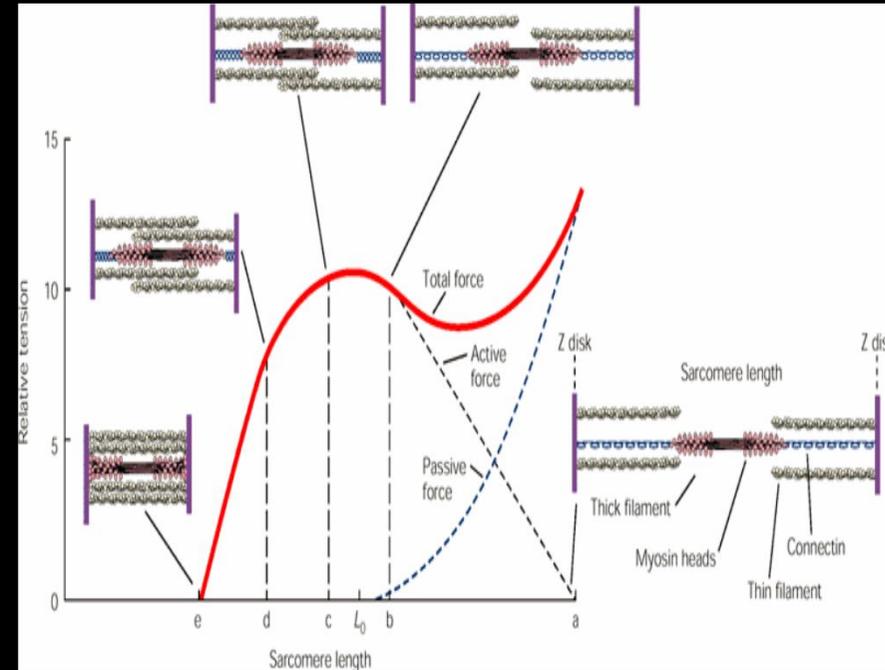
Modélisation 3D du faisceau superficiel

- la force active :

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

- la force passive :

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



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

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

et : $lmoy = \frac{\sum_1^m lm}{m}$ supposée longueur de repos.

Modélisation 3D du faisceau superficiel

Hypothèse 1: model complexe (exemple 56 fibres)

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

$$f_t = f_a + f_p = \sqrt{2.6637^2 + 2.1019^2 + (-4.8147)^2} = 5.8902$$

Hypothèse 2: model simple (exemple 1 fibres)

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

$$f_t = f_a + f_p = \sqrt{2.1968^2 + 1.6181^2 + (-5.2592)^2} = 5.9248$$

- Force passive $\neq 0$: le muscle est en extension par rapport à sa longueur de repos.
- Légère variation de la force totale mais écart de près de 8 degrés dans la direction.

Conclusion

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.

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.