



Association des
MORPHOLOGISTES

97e CONGRÈS

Bruxelles,
29, 30 et 31 janvier 2015



Modélisation biomécanique du muscle masséter : étude préliminaire

Mohamed Akkari^{1, 2}, Jean Charles Doucet³, Gérard Subsol⁴,
François Canovas^{1,5}, Guillaume Captier^{1,3}

¹Laboratoire d'Anatomie, Faculté de Médecine de Montpellier-Nîmes, Université de Montpellier,

²Service d'ORL et CCF, Hôpital Gui de Chauliac, CHU de Montpellier

³Service de Chirurgie Orthopédique et Plastique Pédiatrique, Hôpital Lapeyronie, CHU de Montpellier, Montpellier

⁴Équipe de recherche ICAR, LIRMM, CNRS/Université de Montpellier, France

⁵Service de Chirurgie Orthopédique et traumatologique III, Hôpital Lapeyronie, CHU de Montpellier, Montpellier



INTRODUCTION- Modélisation du muscle

Muscle → *Modèle de Hill*

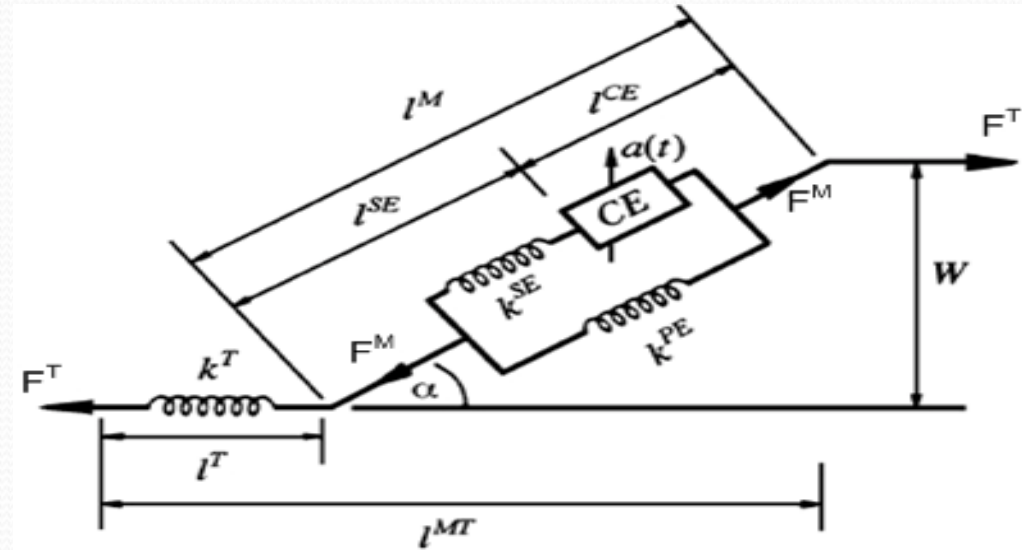
(1922)

-ressort

-amortisseur

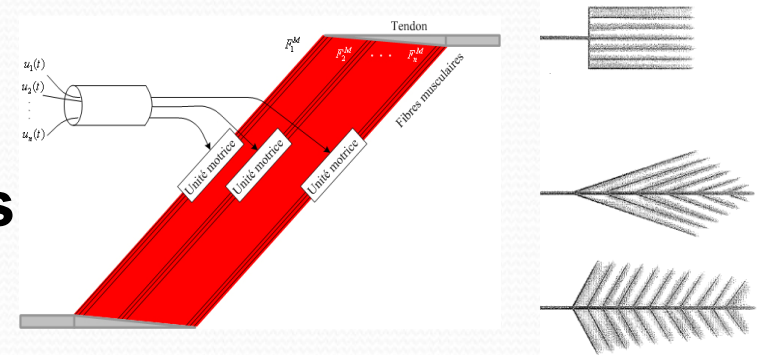
-branche active (stimulus électrique)

Tendon → *Ressort linéaire*



Modèle musculo tendineux selon Zajac (1989)

→ Notion **d'angle de pennation** en fonction de l'orientation des unités motrices

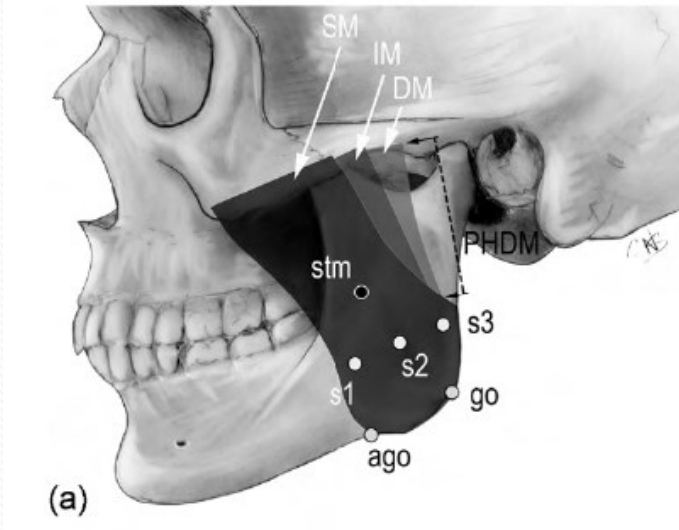
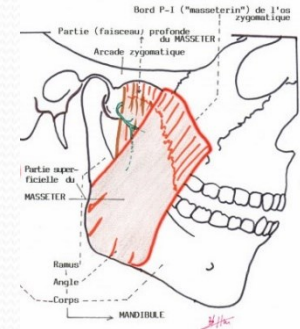
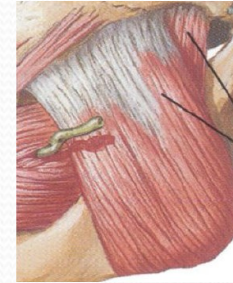


Hill, A. (1922). *The maximum work and mechanical efficiency of human muscles, and their most economical speed*. *Journal of Physiology* (London): 19-41.

Zajac Fe. *Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control*. *Crit Rev Biomed Eng*. 1989;17(4):359-411.

INTRODUCTION-muscle masséter

- **Descriptions anatomiques**
 - Auteurs classiques (*Dubecq 1925*)
 - Auteurs modernes (*Gaudy 2000*)



D'après Stephan (*Forensic (Science International 2010)*)



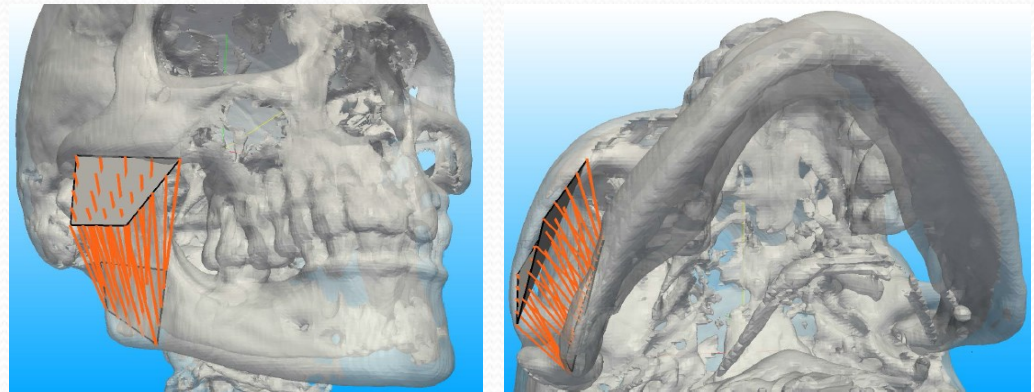
D'après Brunel et al (*Surg Radiol Anat 2003*)

Dubecq J (1925) *Morphologie comparative de quelques muscles éleveurs de la mandibule chez les vertébrés*. Doctoral thesis, Bordeaux
Gaudy JF, Zouaoui A, Bravetti P, Charrier JL, Guettaf A. *Functional organization of the human masseter muscle*. *Surg Radiol Anat*. 2000;22(3-4):181-90.

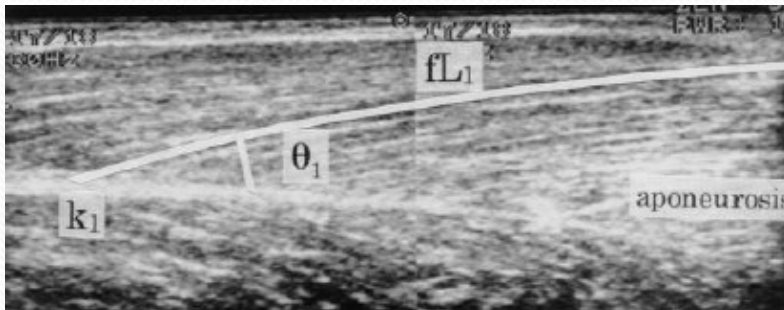
INTRODUCTION-muscle masséter

- **Modélisation tridimensionnelle**

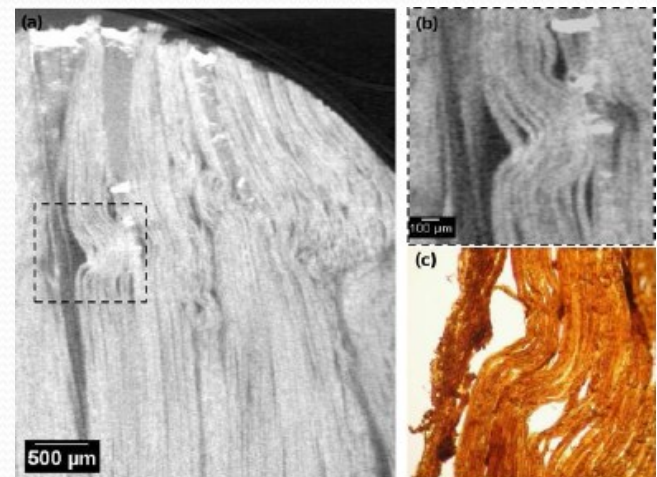
- Enseignement
- Analyse de la fonction
- Pathologie



- **Étude de l'architecture interne du muscle**



Echographie du muscle vaste lat éral ,
D'après Fukunaga et al (J Appl Physiol 1997)

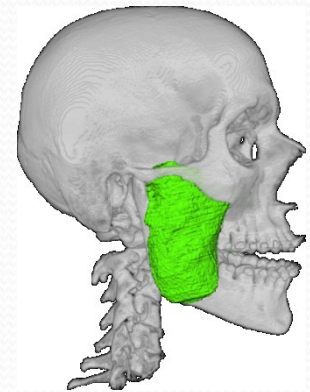
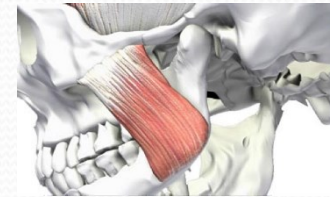


MicroCT de l'extensor digitorum longus
D'après Jeffery et al (J Journal of Biomechanics 2011)

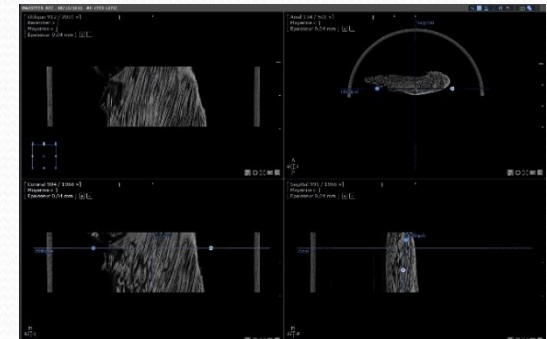
OBJECTIFS

- **Modélisation tridimensionnelle** à partir de:

- Mesures morphométriques
- Segmentation d'images tomодensitométriques (TDM)



- Réflexion sur l'apport de l'analyse de l'architecture interne par micro Computed Tomography (microCT)



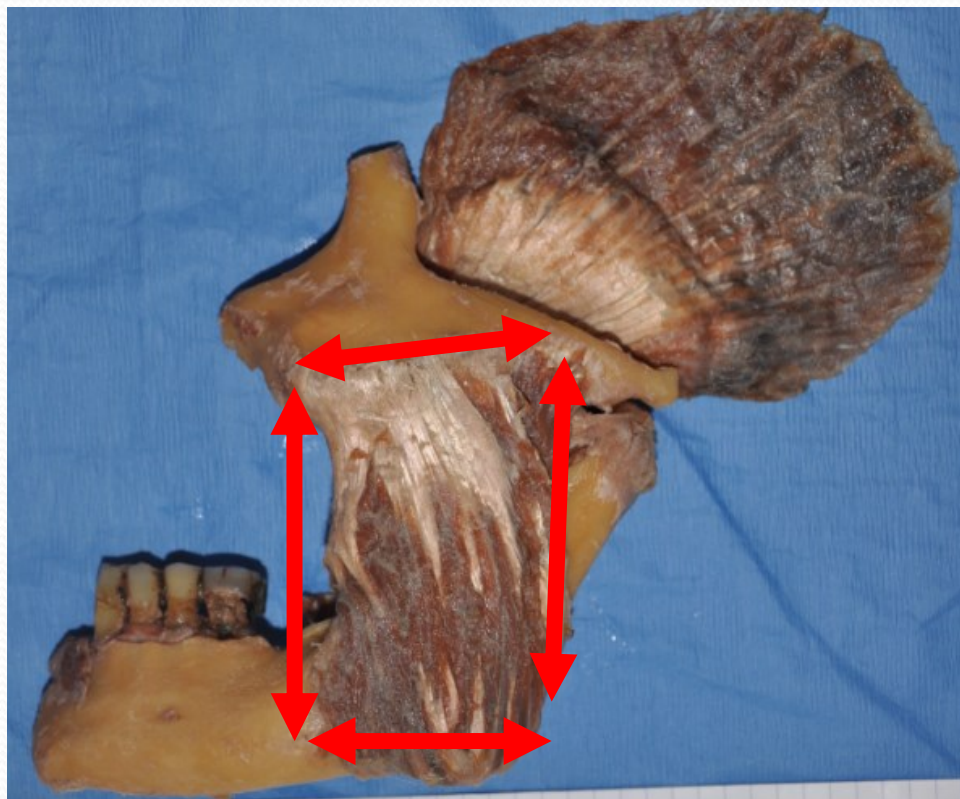
MATERIEL ET METHODES

- 8 pièces anatomiques (16 muscles masséter)
- Mesures morphométriques du faisceau superficiel
- TDM
- Segmentation semi-automatique (Myrian®)
- Modélisation du faisceau superficiel (Matlab®)
- Pour 1 spécimen:
 - Bain d'iodure de potassium pendant 3 jours
 - Micro Computed Tomography (microCT) avec des coupes d'épaisseur 36 microns

RESULTATS-Dissection

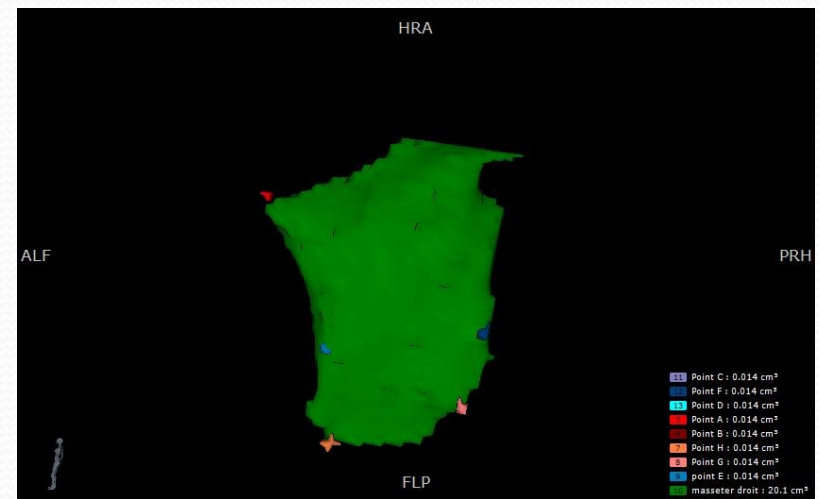
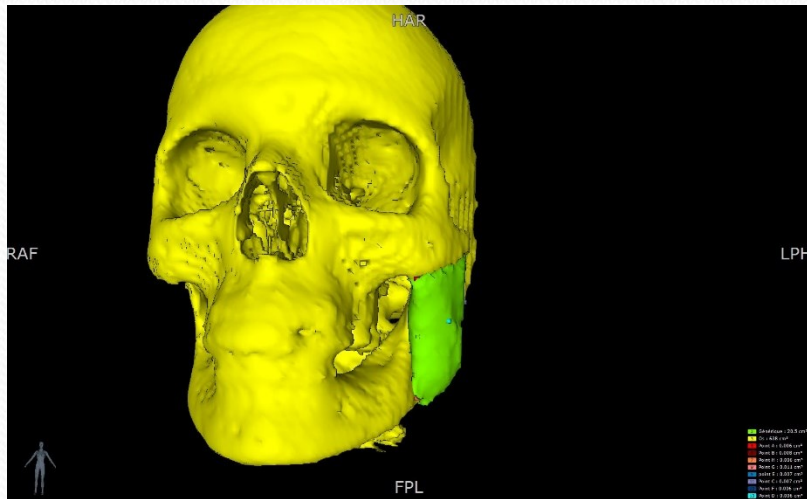
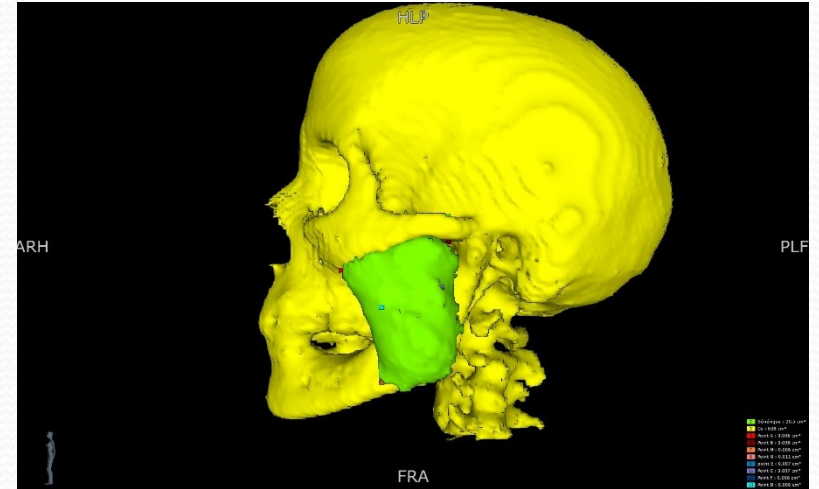
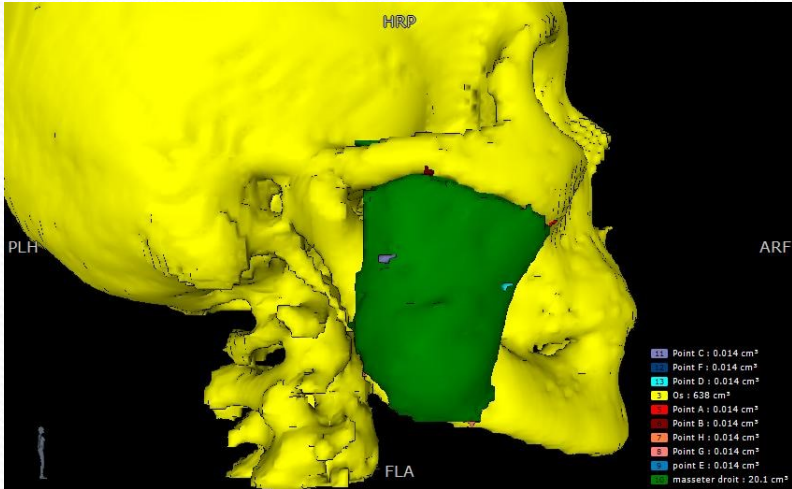


RESULTATS-Mesures morphométriques



	Droite (en mm)	Gauche (en mm)
Longueur moyenne insertion zygomatique	49,125	48,5
Longueur Moyenne insertion mandibulaire	46,375	46,25
Hauteur antérieure moyenne	67,5	67,375
Hauteur moyenne post Faisceau superficiel	58,25	58,125
Hauteur moyenne post Faisceau pofond	57,375	58,125

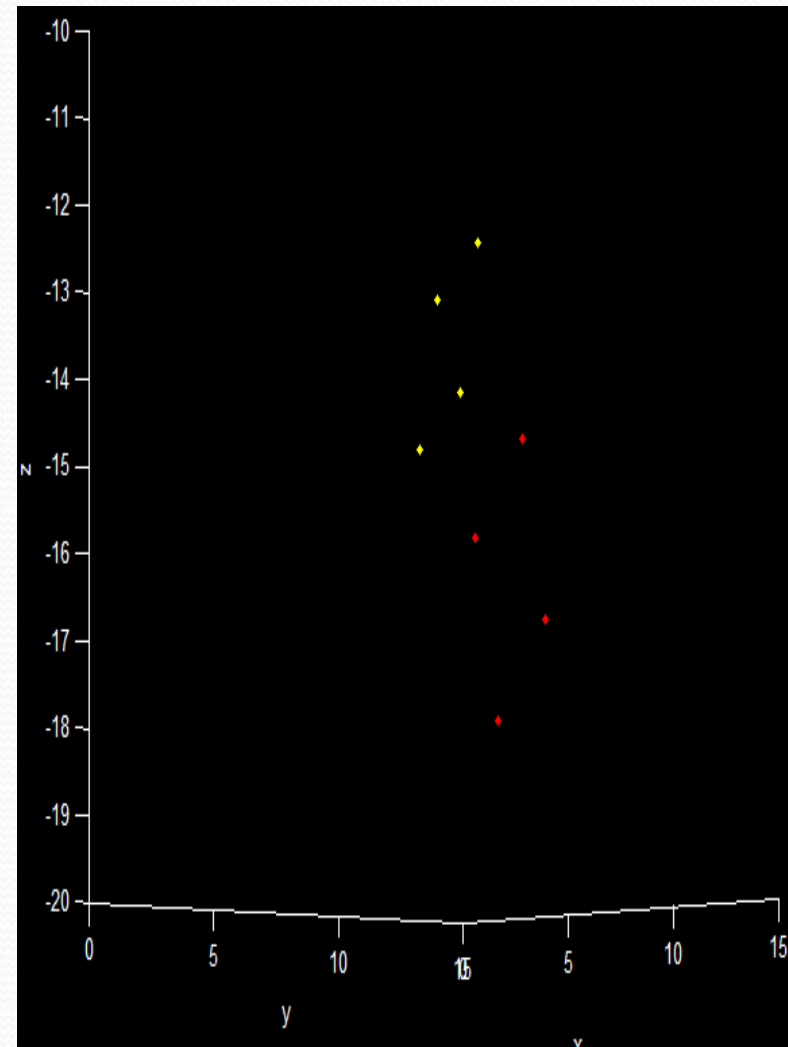
RESULTATS-Segmentation



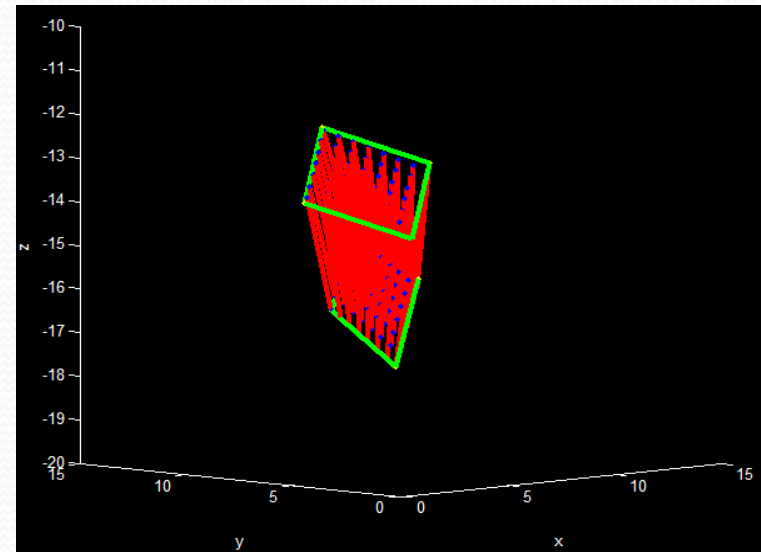
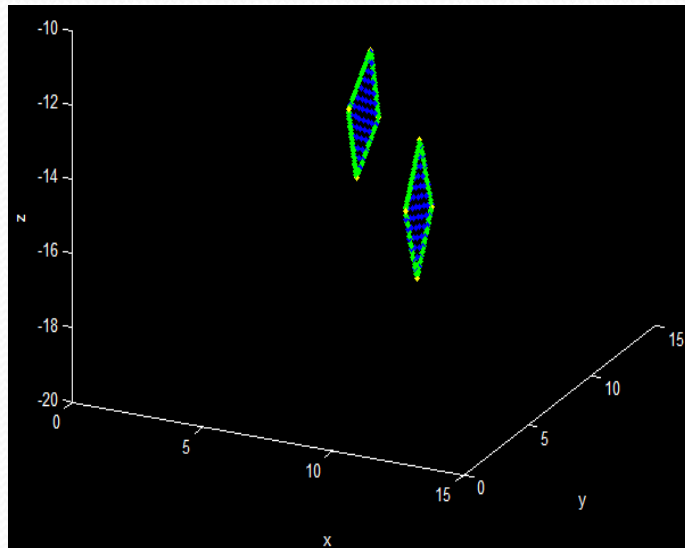
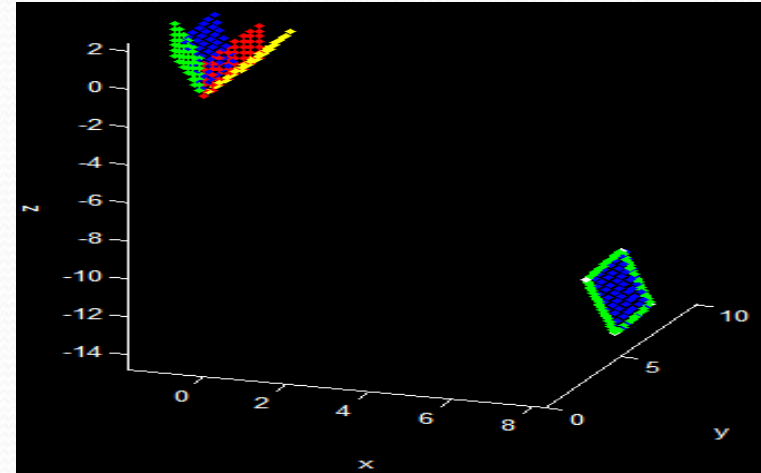
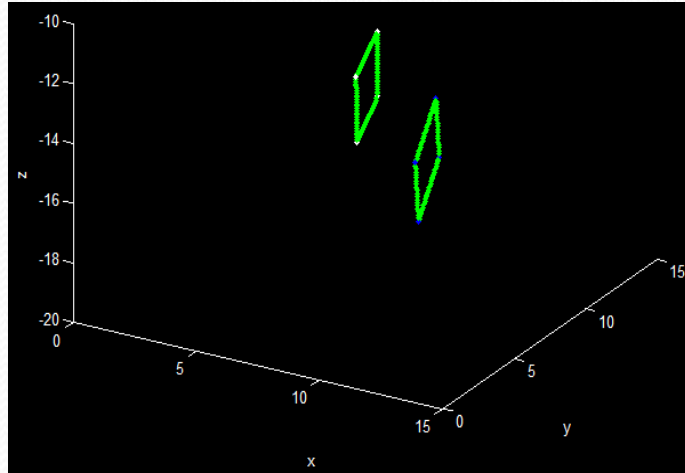
RESULTATS-Modélisation

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

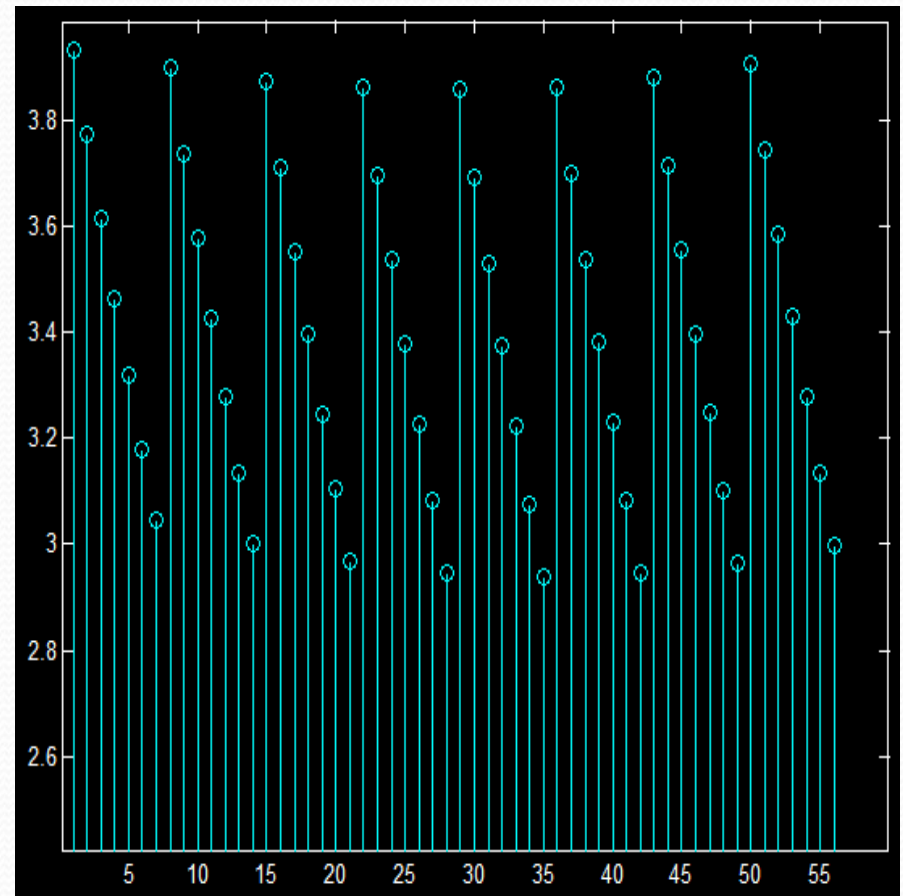
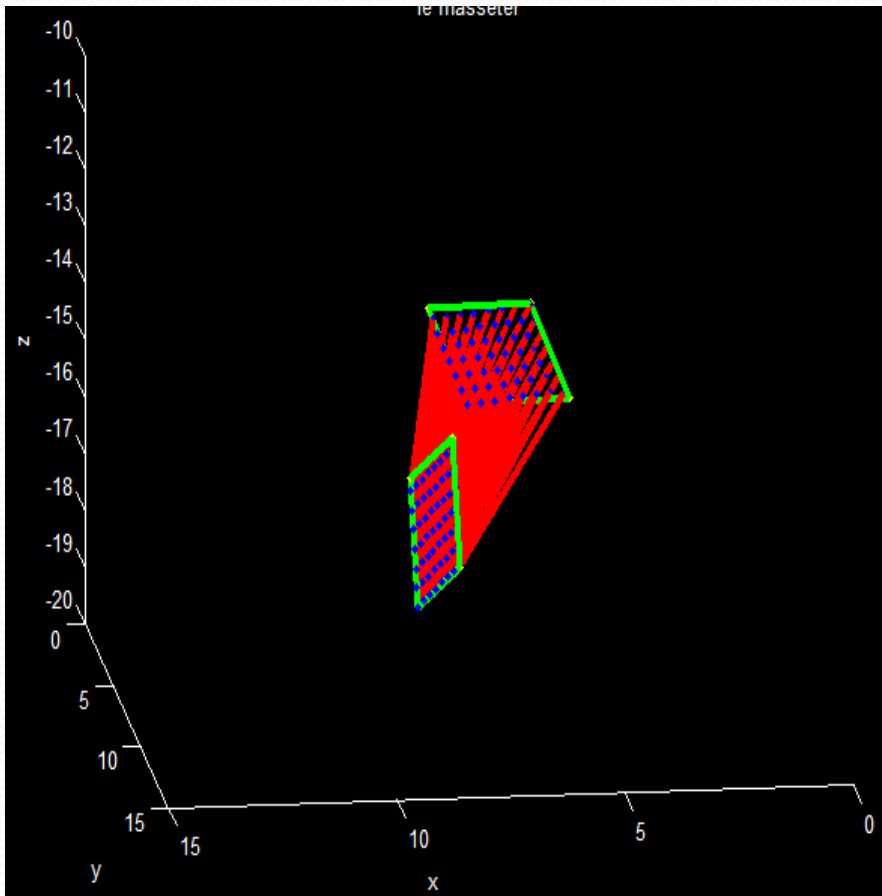
Le point	Nom du point	Coordonnée suivant x	Coordonnée suivant y	Coordonnée suivant z
E	Aponévrose profonde antérieure	8.837	8.03	-15.858
F	Aponévrose profonde postérieure	$x_g - x_h + x_e = 8.2310$	$= y_g - y_h + y_e = 10.4330$	$= z_g - z_h + z_e = -14.6590$
G	Mandibulaire postérieure	8.194	11.42	-16.725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



RESULTATS-Modélisation



RESULTATS-Longueur des fibres



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

RESULTATS-Modélisation des forces

- Formules de *Thelen*:

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

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

- Hypothèse 1: modèle 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

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

RESULTATS-Modélisation des forces

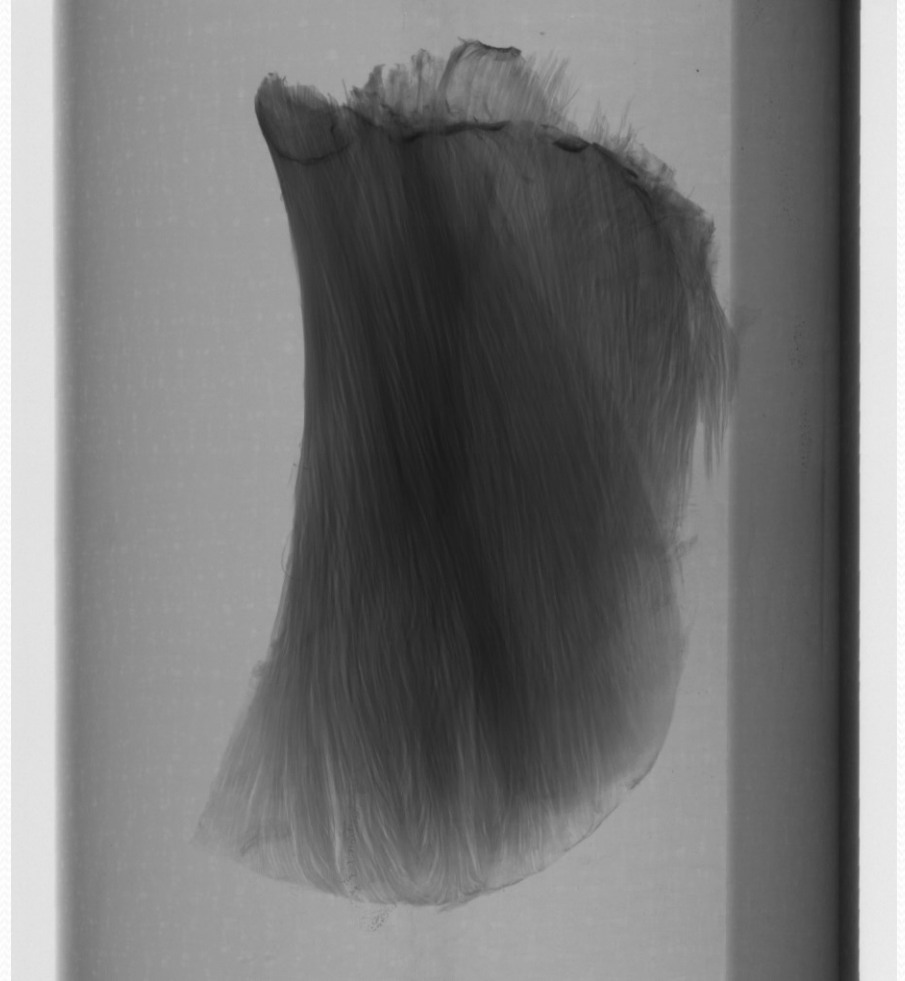
- Hypothèse 2: modèle simple (exemple 1 fibre)

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

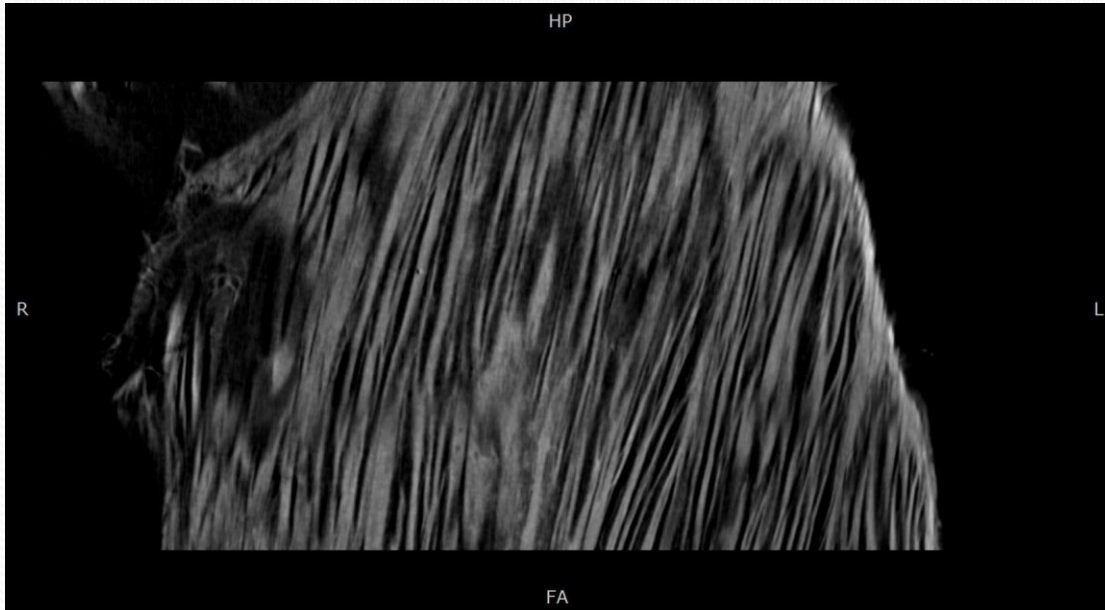
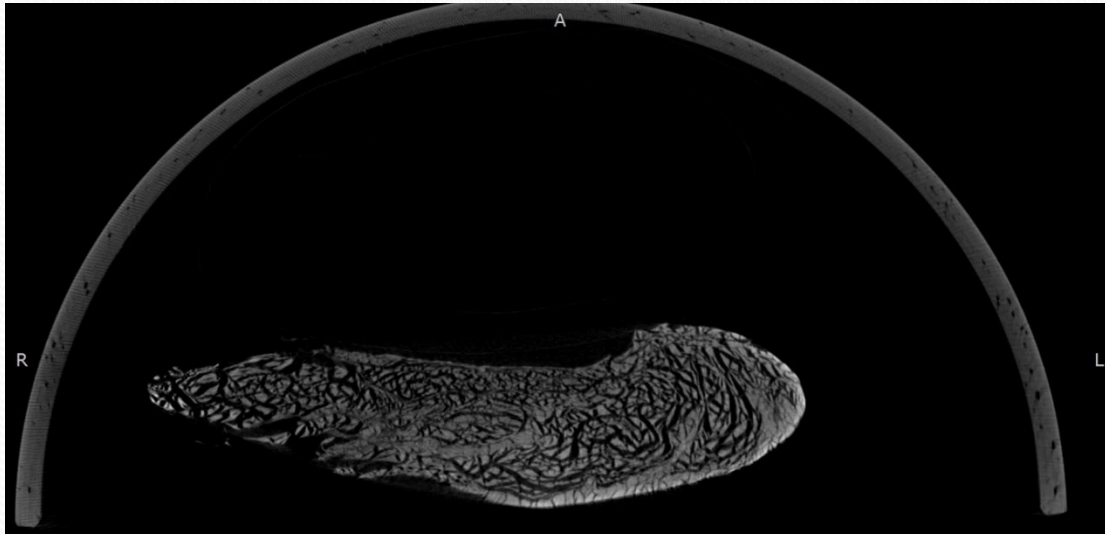
$$f_t = f_a + f_p = \sqrt{2.1968^2 + 1.6181^2 + (-5.2592)^2} = 5.9248$$

- Comparaison des 2 hypothèses:
 - Légère variation de la norme
 - Ecart de près de 8° dans la direction

RESULTS-microCT



RESULTATS-MicroCT



- Visualisation de l'orientation des fibres
- Mesure de l'angle de pennation

→ affinement du modèle biomécanique

CONCLUSIONS

- Faisabilité de la modélisation du muscle masséter en tenant compte de son organisation architecturale interne
- Perspectives futures: modéliser le comportement biomécanique des 2 faisceaux du masséter lors d'un cycle de mastication

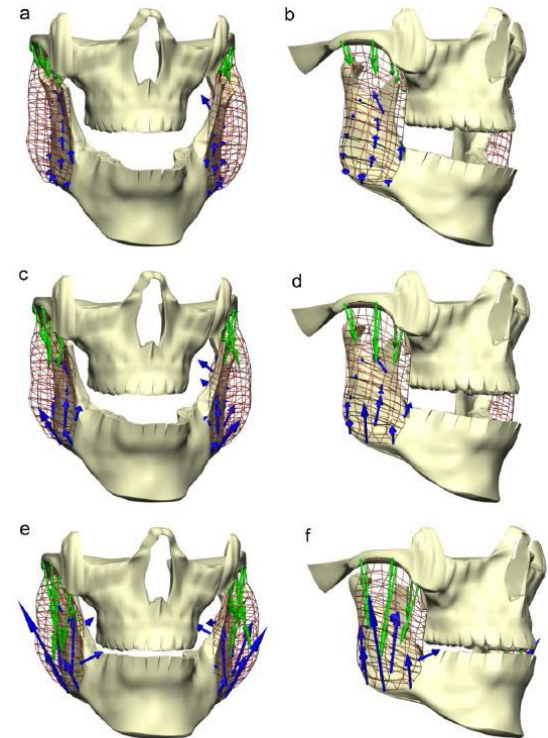
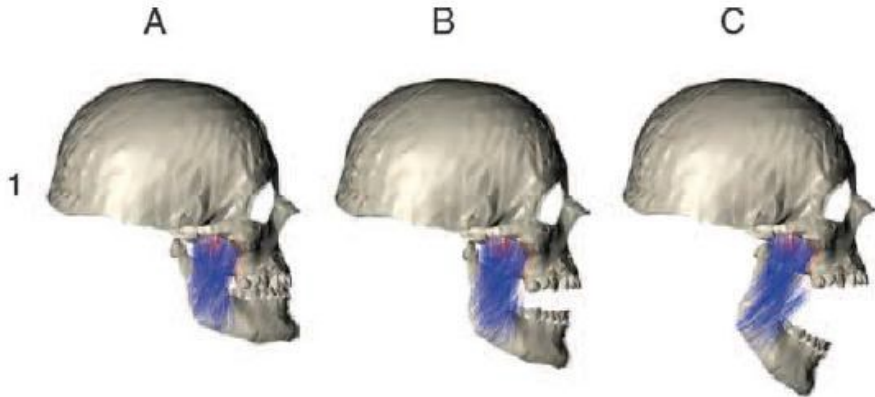


Fig. 5. Front and side views of the mandible, maxilla, and right and left masseter muscles at $t = 0.93$ s, $t = 1.00$ s, and $t = 1.23$ s during the simulation of the chewing cycle depicted in Fig. 2. The green arrows at the maxilla and the blue arrows at the mandible depict the direction of the muscle forces generated at the attachment area. Their lengths are scaled by the magnitude of the calculated muscle force.