

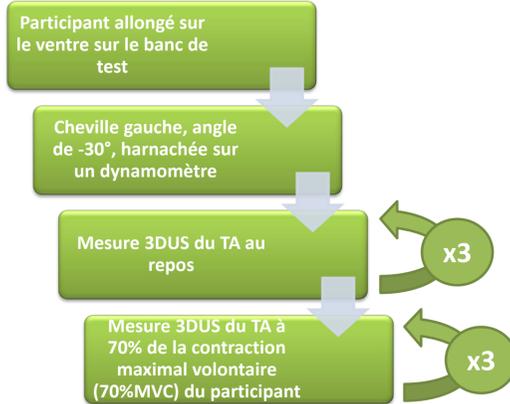
Tuteur ENS : Eric FLORENTIN
Eric.florentin@dgm.ens-cachan.fr

Jean-Baptiste RENAULT
jrenault@ens-cachan.fr
MASTER I MMS 2012-2013

Tuteur Griffith : Rod BARRETT
r.barrett@griffith.edu.au

Etude déjà réalisée

Les mesures ont été relevées sur 8 participants males [28,1 ans ±2,5 ; 177,8 cm ±10,9 ; 79 Kg ±14 (±std)] selon le protocole suivant :



Tendon d'Achilles (AT)

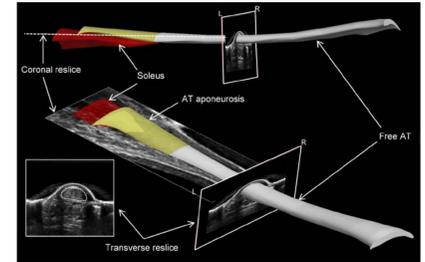
Le AT fait le lien entre les muscles du mollets (Soleus et Gastrocnemius) et le talon (Calcaneus)



Le AT permet d'emmagasiner de l'énergie lors du posé du pied, pour la restituer ensuite lors de la propulsion, ce qui permet d'économiser 50 % du coût métabolique de la course à pieds. Il peut recevoir une charge jusqu'à 10 fois supérieur au poids du corps.

Ultrason 3D (3DUS)

La technique 3DUS consiste à prendre un grand nombre de coupes adjacentes en B-mode (2D) en relevant leur position et orientation. Un logiciel (ici STRADWIN) reassemble spatialement les coupes obtenues.



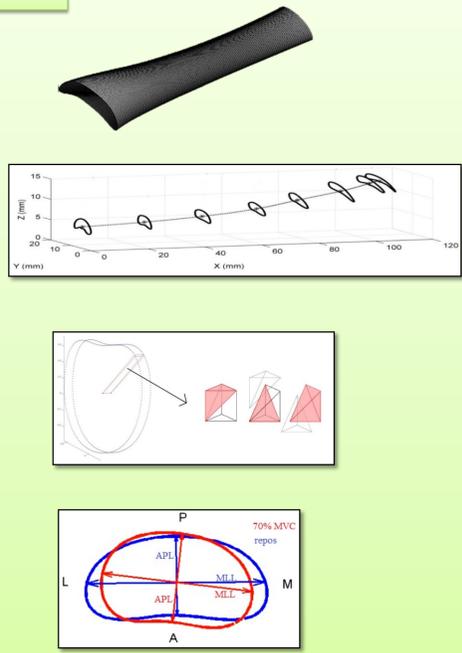
Sujet : Analyser les données obtenues à partir de l'étude et expliquer mécaniquement le comportement du TA

Analyse des données de l'étude

Méthode

J'ai donc développé une méthode permettant de reconstruire sur MATLAB les TA de chaque essais de chaque participant à partir de fichier textes contenant des landmarks relevés sur STRADWIN. Puis de mesurer les valeurs suivantes

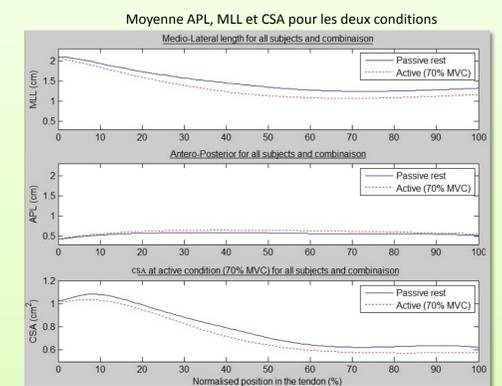
- La longueur du AT (ATL). Longueur de la spline passant par les barycentres des sections transverses.
- L'aire de la section transverse (CSA), en discrétisant les sections transverses avec des triangles ayant pour sommet le barycentre. Le volume (AT Vol), en discrétisant les interstices entre les sections en tétraèdres.
- La largeur Media-Lateral le long du TA (MLL) et la profondeur Antéro-Postérieur le long du TA (APL). En calculant la matrice d'inertie de chaque section, on a obtenue les axes principaux que l'on a utilisés pour mesurer ces deux longueurs.



Résultats

ATL et AT Vol pour les différents essais et participants

Subject	ATL							
	1	2	3	4	5	6	7	8
Rest	6.315	4.940	6.729	5.366	4.455	5.075	5.954	10.008
70% MVC	6.321	4.995	6.707	5.260	4.490	5.000	5.915	10.048
mean	6.357	5.086	6.654	5.210	4.495	5.092	6.111	10.022
std	0.023	0.074	0.039	0.080	0.021	0.016	0.104	0.020
AT Volume	6.758	5.346	7.224	5.638	6.697	5.616	6.148	10.254
Rest	6.811	5.207	7.233	5.590	6.674	5.691	6.164	10.147
70% MVC	6.728	5.337	7.255	5.735	6.718	5.537	6.158	10.313
mean	6.766	5.297	7.238	5.654	6.706	5.615	6.157	10.238
std	0.042	0.078	0.016	0.074	0.038	0.077	0.008	0.085



Lorsque l'AT est chargé (70% MVC) :

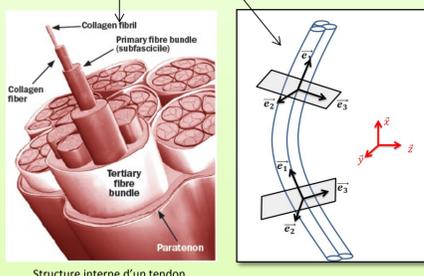
- ATL ↗ } Résultats attendus puisque les efforts appliqués sur le AT sont majoritairement des efforts de traction résultant de la contraction des muscles du mollet. La structure se contracte transversalement et s'étire longitudinalement.
- CSA ↘ }
- MLL ↘ } Résultats suggèrent que si le AT est composé d'un matériau homogène celui-ci possède un coefficient de poisson négatif dans la direction Antéro-Postérieure.
- APL ↗ }

Développement d'un modèle élément finis 3D avec isotropie localement transverse

Données

Une étude montre que le AT est composé de trois faisceaux de fibres tendineuses provenant du Soleus, du lateral Gastro et du medial Gastro. Et qu'ils s'enroulent autour de l'axe longitudinal du AT. Cela implique :

- Résultats de l'analyse non invalidés
- Structure macro non homogène
- Isotropie transverse « locale » des faisceaux

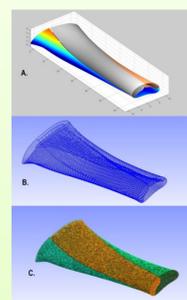


Nous avons donc décidé de construire un modèle éléments finis du AT en tenant compte de cette structure en « corde » pour voir si cette structure peut être responsable des résultats trouvés.

Méthode

Création des fichiers de bases pour notre modèle :

- Création sous MATLAB du AT avec faisceaux (A.)
- Traduction MATLAB → GMSH (B.)
- Génération du maillage par GMSH (C.)
- Transformation du code FEM 3D pour éléments (T4)



Mise en place de l'isotropie transverse « locale » :

- Définition de la direction longitudinale \vec{V}_f pour chaque tétraèdre fonction de sa position dans le faisceau :
 - Distance par rapport aux points frontières de la section la plus proche le bord (d_i)
 - Vecteurs reliant les points frontières de deux sections consécutives ($\vec{V}_{B_{j,i}}$)
 - Poids des points frontières (C_{IPSD_i})

$$\vec{V}_f = \frac{\sum_{i=1}^n C_{IPSD_i} \cdot \vec{V}_{B_{j,i}}}{\left| \sum_{i=1}^n C_{IPSD_i} \cdot \vec{V}_{B_{j,i}} \right|}$$

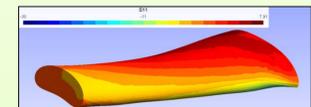
- Création de la matrice de passage repère local-global \mathbf{T} à partir de \vec{V}_f :

$$\begin{aligned} \vec{\varepsilon}_f &= \mathbf{T} \cdot \vec{\varepsilon} \\ \vec{\sigma} &= \mathbf{T}^T \cdot \vec{\sigma}_f \Rightarrow \vec{\sigma} = \mathbf{T}^T \cdot \mathbf{A}_f \cdot \vec{\varepsilon}_f = \mathbf{T}^T \cdot \mathbf{A}_f \cdot \mathbf{T} \cdot \vec{\varepsilon} = \mathbf{A} \cdot \vec{\varepsilon} \\ \Rightarrow \mathbf{A}(x, y, z) &= \mathbf{T}^T(x, y, z) \cdot \mathbf{A}_f \cdot \mathbf{T}(x, y, z) \end{aligned}$$

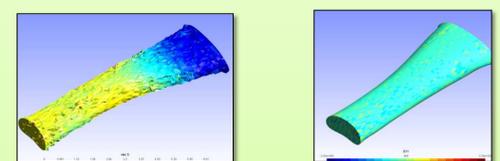
Adaptation de la matrice matériaux \mathbf{A} pour chaque élément T4
FEM 3D avec isotropie transverse « locale »

Résultats

Avant application des propriétés isotropiques transverses « locales » le modèle fonctionne et on peut charger un seul des faisceaux :



Après application des propriétés isotropiques transverses « locales » le modèle est très bruités et incohérent. Des discontinuités en déplacements et contrainte apparaissent :



La cause de l'erreur n'as pas été identifiée et le modèle ne permet donc pas de conclure sur la validité de l'hypothèse expliquant le comportement mécanique du AT

Conclusion

L'analyse a permis de mettre en avant un comportement particulier du tendon d'Achilles. Il pourrait s'expliquer par sa structure en « corde ». L'étude élément finis n'a pas permis de valider ou d'invalider cette hypothèse.

Une autre hypothèse intéressante d'étudier serait l'influence du déplacement des axes de tractions (à cause du gonflement des muscles lors de leur contraction) sur le chargement du tendon d'Achilles.