

ANF – RDM – 20 Octobre 2021

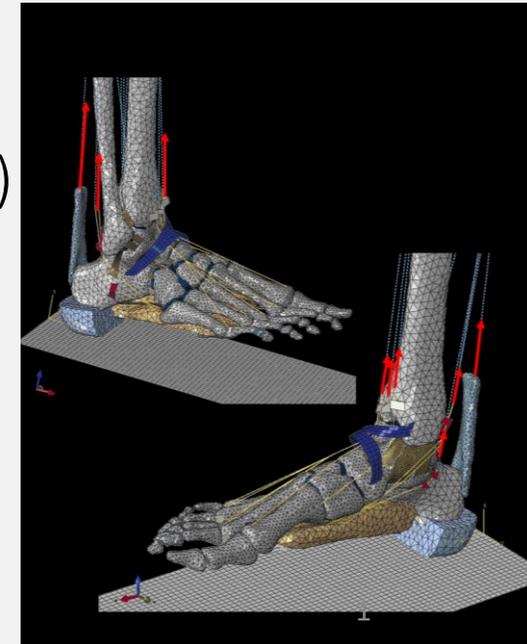
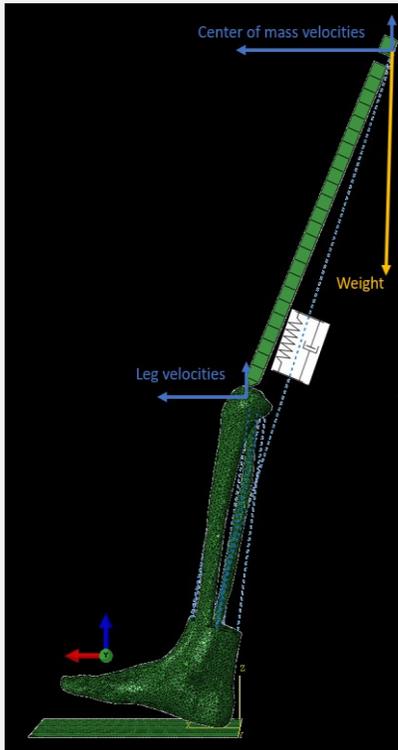
Modélisation du pied :

Simulation de la marche et de la course

Coline VAN WAERBEKE

Doctorante à l'Institut des Sciences du Mouvement (ISM)
Marseille

Encadrement : Guillaume Rao, André Jacques & Eric Berton



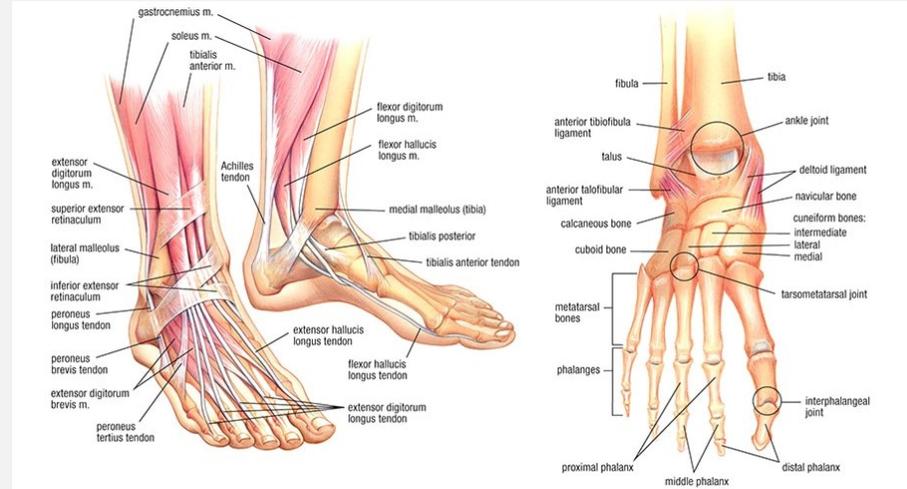
Plan

- Contexte
- Modélisation multi-échelles
 - Etape 1 : Récolte des données expérimentales
 - Etape 2 : Modélisation musculosquelettique
 - Etape 3 : Construction du modèle par éléments finis
 - Etape 4 : Pilotage et validation du modèle
- Résultats des simulations
- Perspectives

Contexte

Pied-Cheville :

- Complexité anatomique
 - Os
 - Ligaments
 - Muscles
 - Cartilages
- Nombreuses **articulations** (structure et pilotage complexe)
- Point de contact avec l'environnement



Blessures (fracture de fatigue, fasciite plantaire, entorse)

Sobhani et al. (2013)
Matcuk et al. (2016)

Pathologies (ulcère...)

Mervis et al. (2019)

Objectif = comprendre la mécanique du système musculosquelettique (contraintes locales)



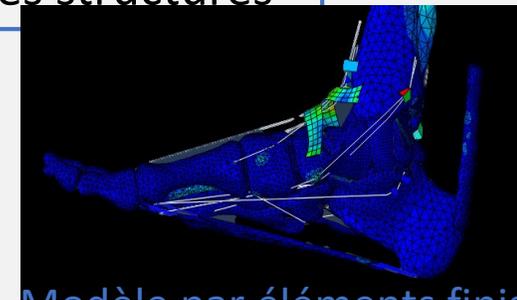
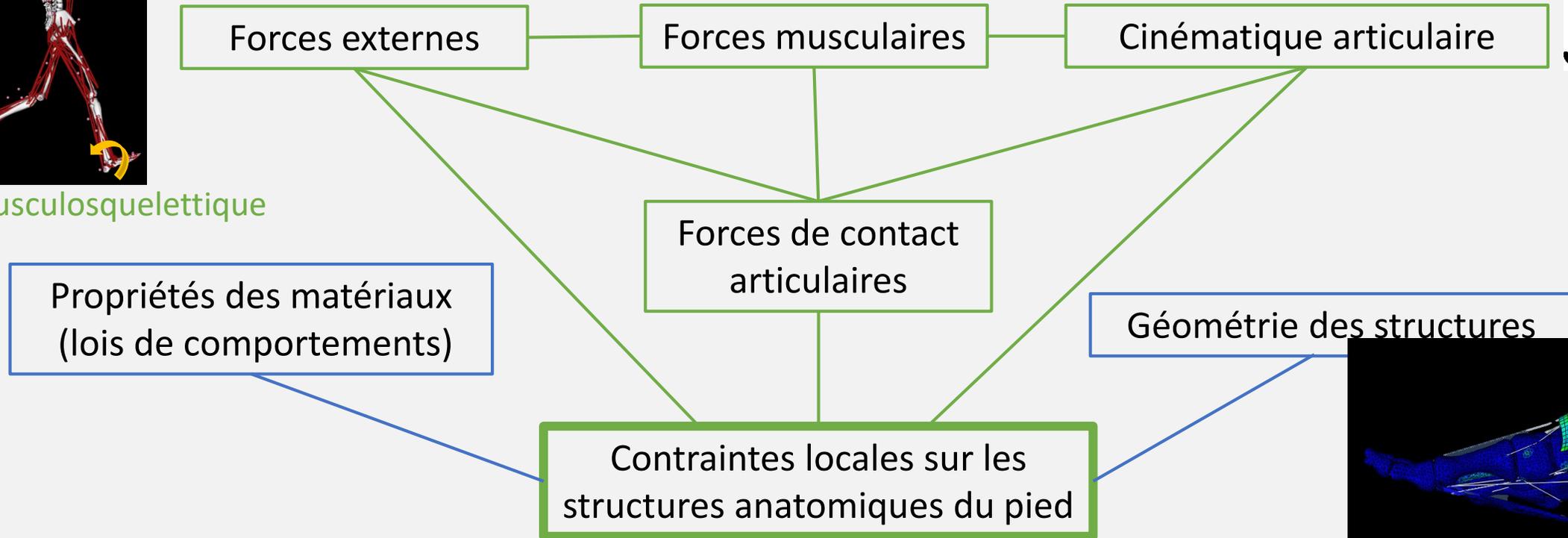
Données non mesurables directement in vivo

→ **Utilisation de modèles biomécaniques**

Modélisation multi-échelles



Modèle musculosquelettique



Modèle par éléments finis

Schéma regroupant les facteurs mécaniques influençant le chargement des structures anatomiques du pied

Adapté de Besier et al. (2005)

Mesures expérimentales



Données récoltées :

- **Cinématique** (position des marqueurs en 3D au cours du temps)
- **Cinétique** (forces de réaction au sol en 3D)
- **Pression plantaire**



Modélisation musculosquelettique (1/2)

Mouvement du modèle



Optimisation statique

Delp et al. (2007)



Equations du mouvement

Forces musculaires

$$\vec{M}_{net} = \sum_{i=1}^{Nb \text{ muscles}} Bdl_i \wedge Fm_i$$

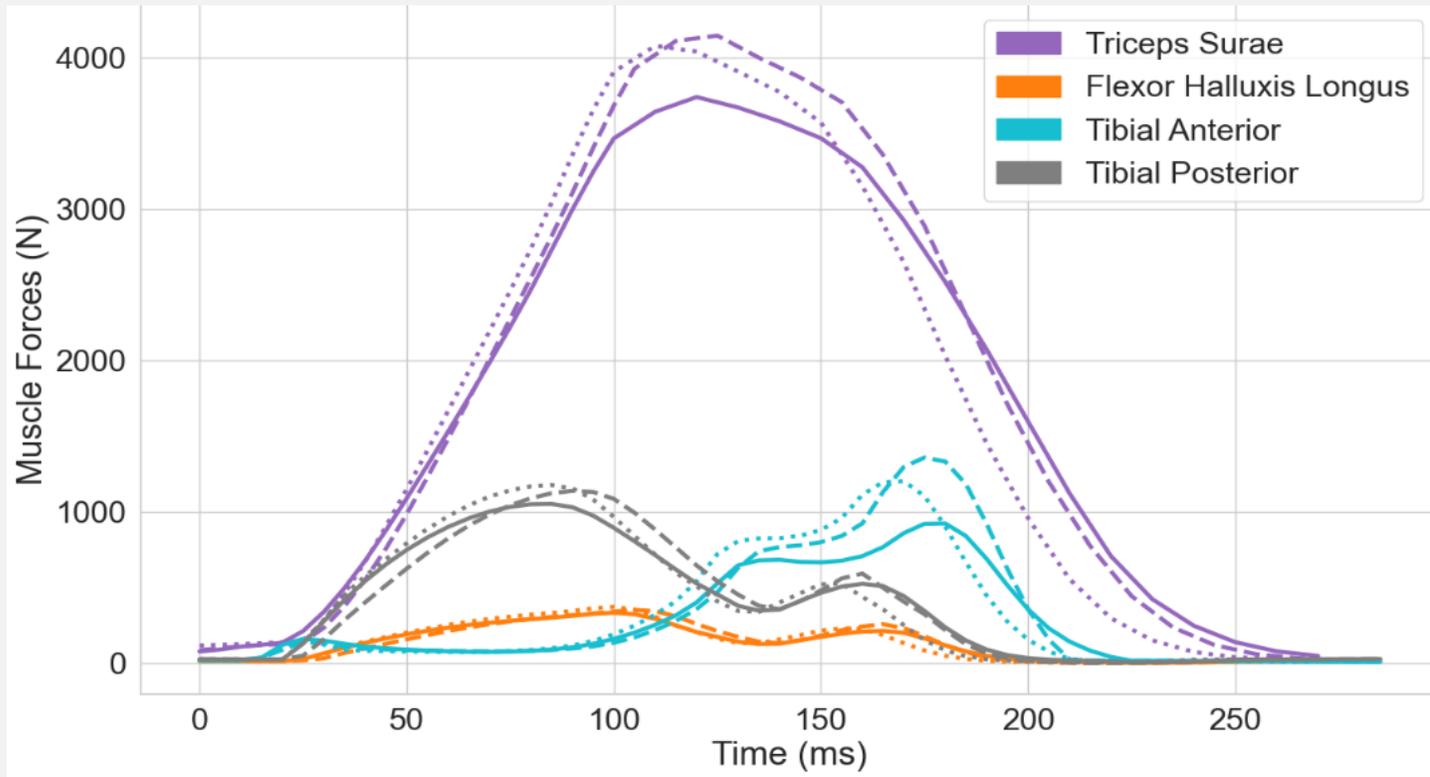
M_{net} = Moment net articulaire
 Bdl = Bras de levier du muscle
 Fm = Force musculaire

- Angles
- Moments nets articulaires



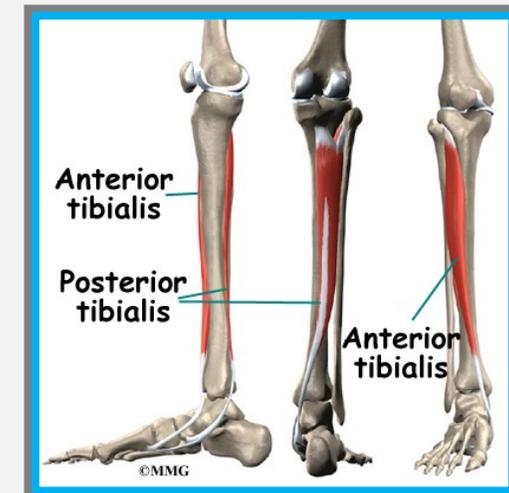
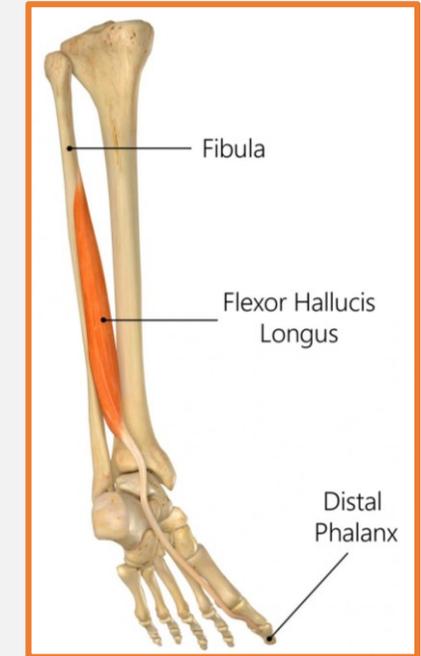
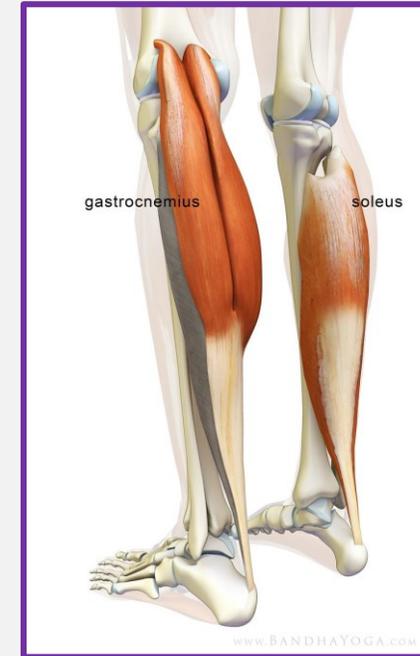
Estimation des **forces musculaires** et des **forces de contact**

Modélisation musculosquelettique (2/2)



Forces musculaires estimées au cours de la phase d'appui en course à pied avec la méthode d'optimisation statique.

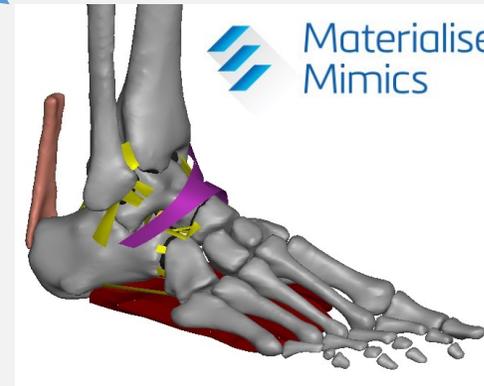
→ Le triceps sural est le principal acteur du mouvement



Construction du modèle par éléments finis (1/3)

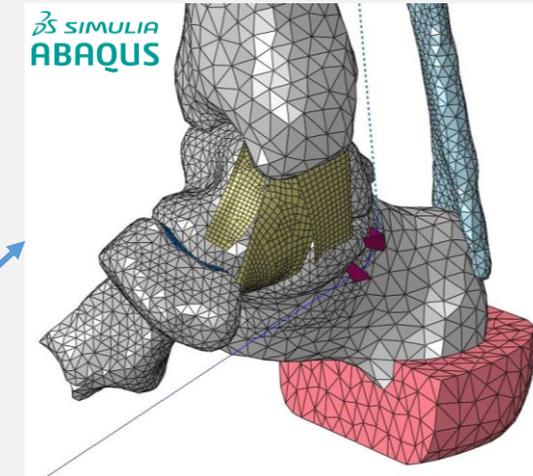


+



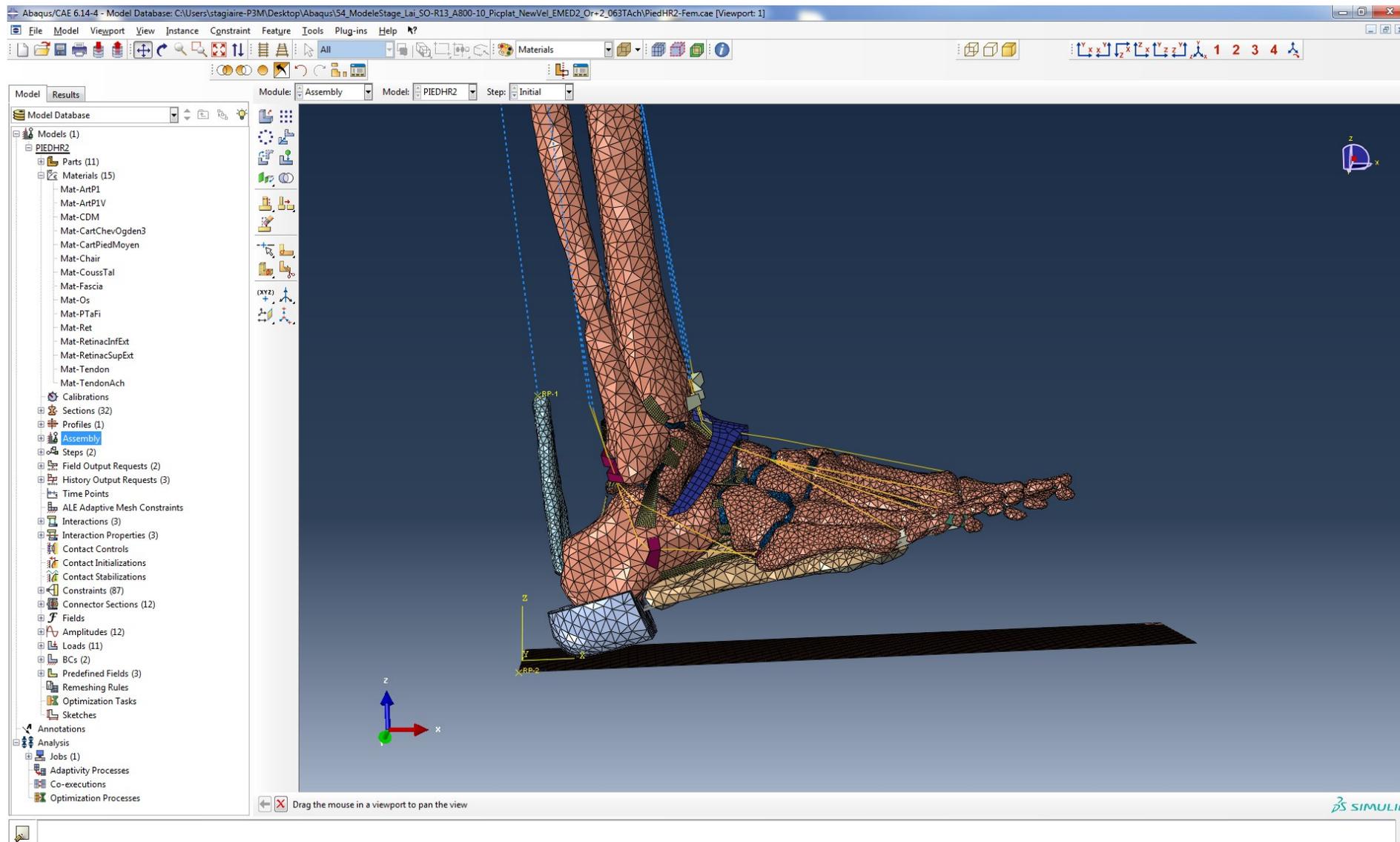
Extraction des géométries et/ou des insertions pour :

- Os
- Ligaments
- Tendons
- Fascia plantaire



- Maillage structure par structure
- Génération des tendons et des poulies

Construction du modèle par éléments finis (2/3)

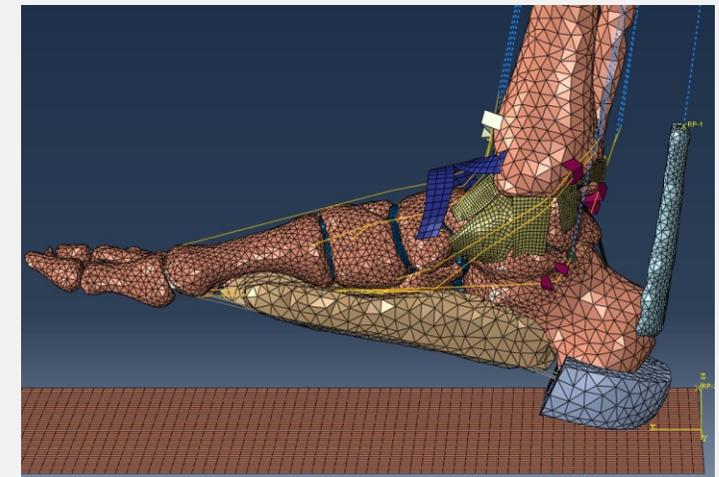


Construction du modèle par éléments finis (3/3)

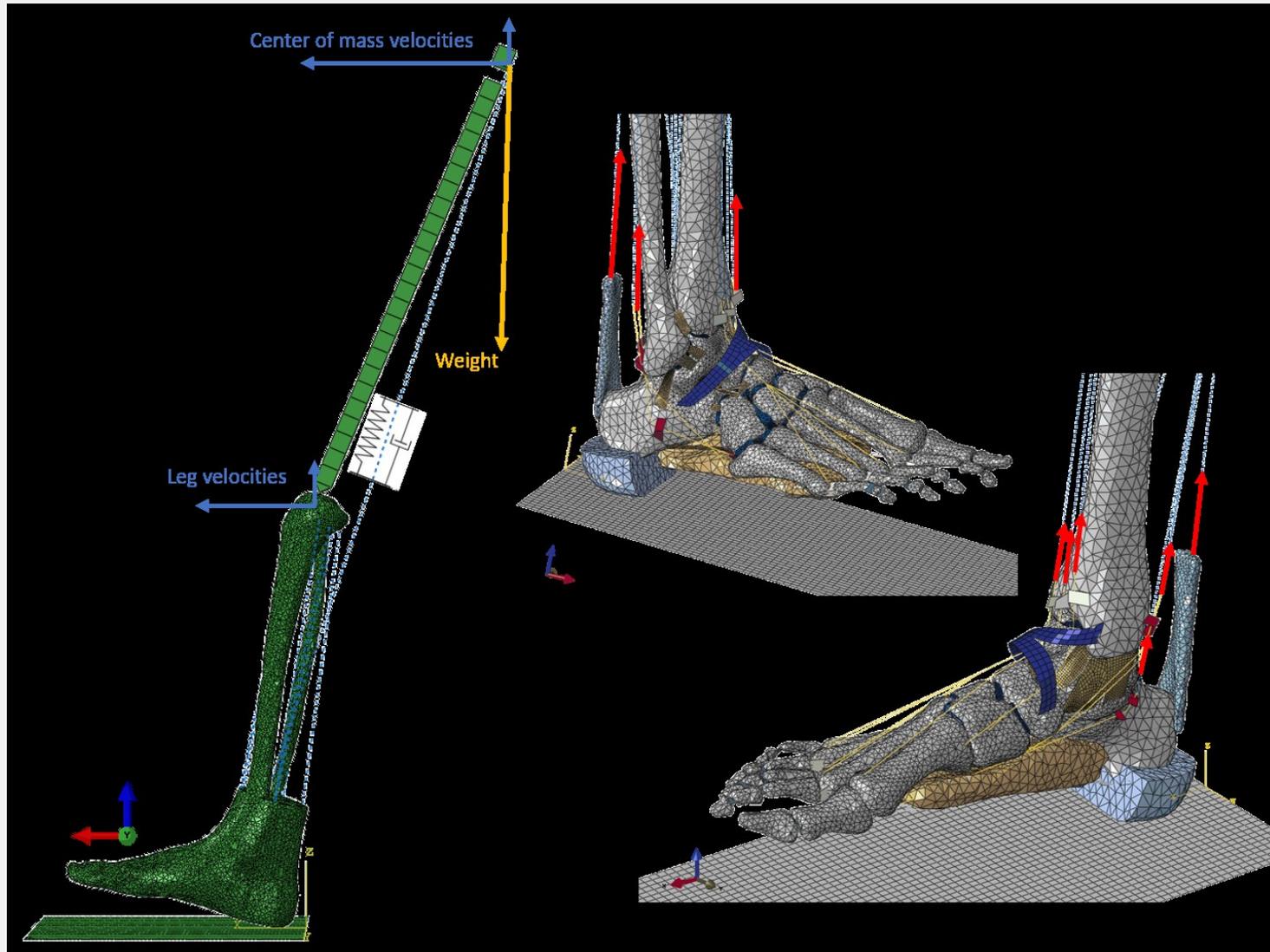
Component	Materials Properties	Density	Values	Elements type
Bones	Linear Elastic	1800 kg/m ³	E = 7300 MPa ν = 0.3	3D-Tetrahedron
Cartilages	Hyperelastic (third order Ogden)	1500 kg/m ³	μ ₁ = -4527, α ₁ = 4.98 μ ₂ = 2228, α ₂ = 5.43 μ ₃ = 2300, α ₃ = 4.55 D1 = D2 = D3 = 0	3D-Tetrahedron
Ligaments	Hyperelastic (third order Ogden)	1500 kg/m ³	μ ₁ = -9665, α ₁ = 24.5 μ ₂ = 5253, α ₂ = 25.0 μ ₃ = 4420, α ₃ = 23.9 D1 = D2 = D3 = 0	2D-Quadrangles
Plantar Fascia	Linear Elastic	1500 kg/m ³	E = 350 MPa ν = 0.3	2D- Triangles
Main foot soft tissue	Hyperelastic (second order Ogden with damping)	1070 kg/m ³	C ₁₀ = 0.17113, C ₀₁ = -0.11683 C ₂₀ = 0.078, C ₁₁ = -0.04638 C ₀₂ = 0.01702 D1 = 1.822636, D2 = 0 α = 0.6, β = 0	3D-Tetrahedron
Heel Pad	Hyperelastic (first order Ogden)	1000 kg/m ³	μ ₁ = 0.0453, α ₁ = 10.91 D1 = 0	3D-Tetrahedron
Tendon	Linear Elastic (with damping)	1500 kg/m ³	E = 7000 MPa ν = 0.3 α = 0.4, β = 0	Linear elements (truss)
Achilles Tendon	Hyperelastic (third order Ogden)	1500 kg/m ³	μ ₁ = -90049, α ₁ = 2.00 μ ₂ = 60735, α ₂ = 4.00 μ ₃ = 29695, α ₃ = -2.00 D1 = D2 = D3 = 0	3D-Tetrahedron

Propriétés des matériaux :

- Extraites de la **littérature**
- **Mesures spécifiques** (tendon et coussinet plantaire)
Gerus et al. (2011)



Pilotage du modèle EF

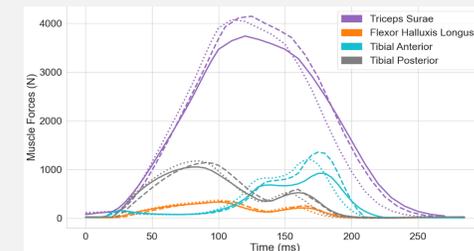


Conditions initiales :

- **Orientation** (pied, fémur)
- **Vitesses antéro-postérieures** et **verticales** du centre de masse et de l'ensemble **pied/tibia**

Conditions de chargement :

- **Forces musculaires** estimées au cours de l'appui

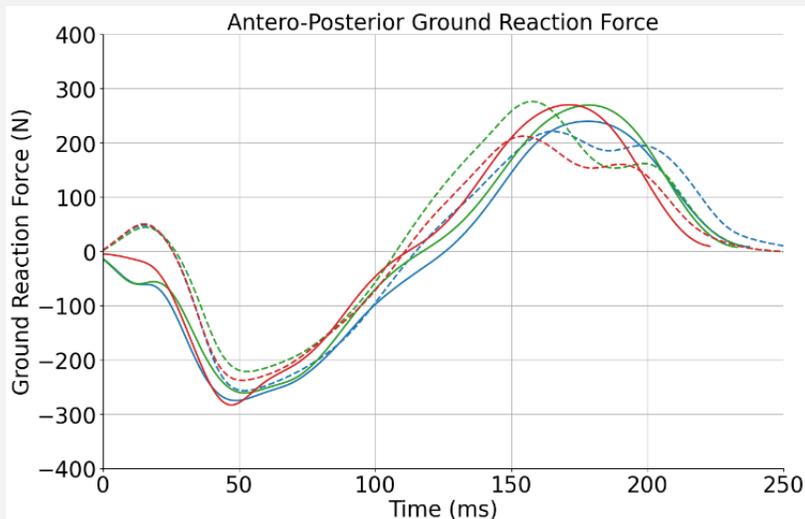


Validation du modèle

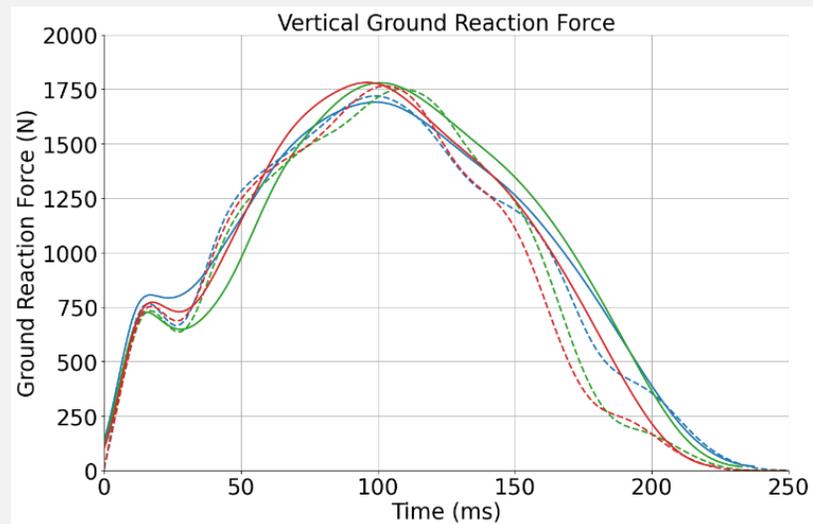
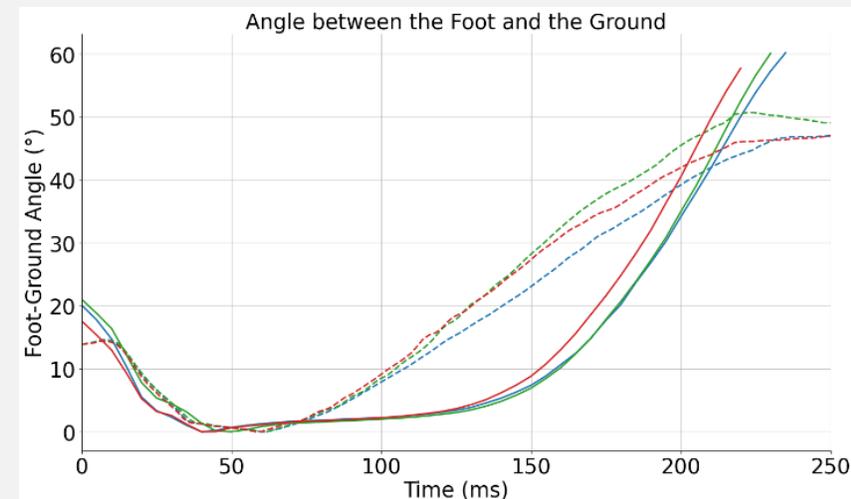
Données obtenues par simulation

VS

Mesures expérimentales



— Trial 1: Measurements
- - Trial 1: Simulation
— Trial 2: Measurements
- - Trial 2: Simulation
— Trial 3: Measurements
- - Trial 3: Simulation



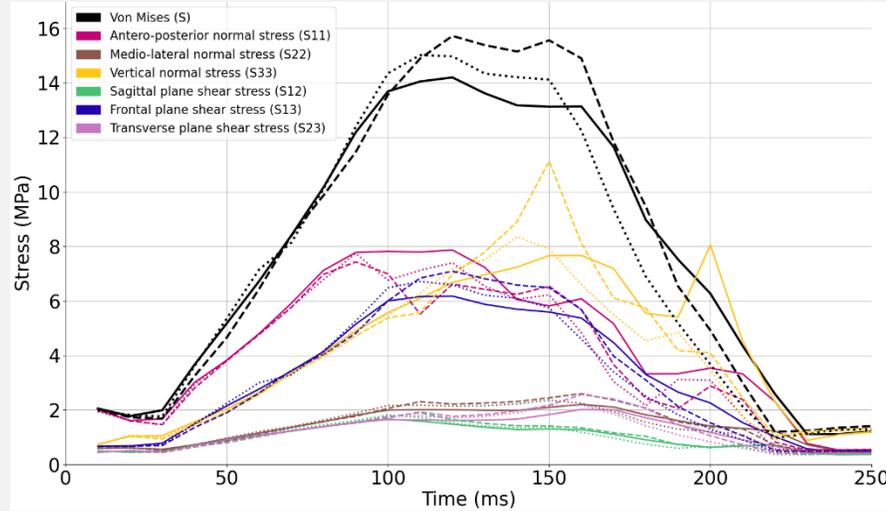
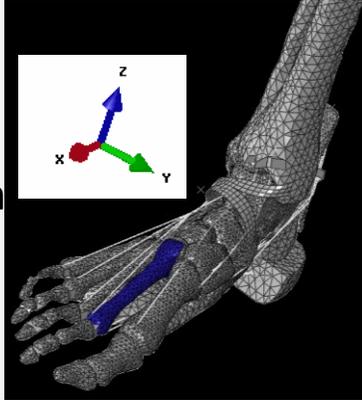
→ Fortes correspondances entre les courbes expérimentales et celles obtenues par simulation

Résultats des simulations (1/3)



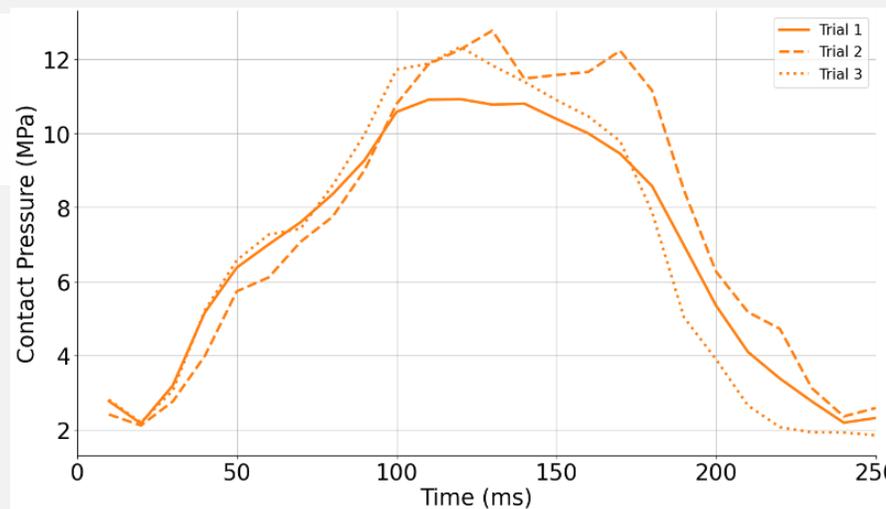
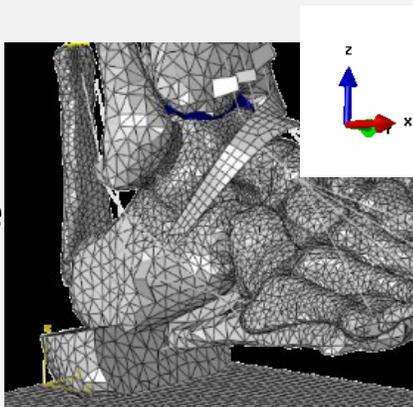
Résultats des simulations (2/3)

2nd métatarsien



Moyenne des contraintes de Von Mises et des composants du tenseur (cisaillement/compression) sur l'ensemble de l'os pendant la phase d'appui de 3 essais.

Cartilage entre le tibia et le talus



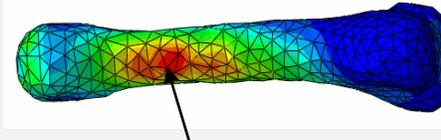
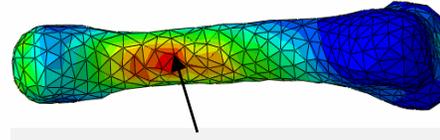
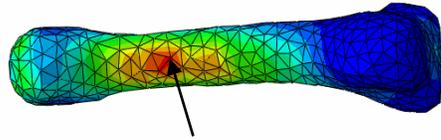
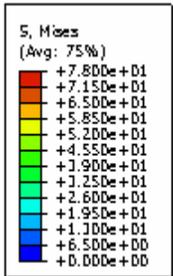
Moyenne de la pression sur l'ensemble du cartilage pendant la phase d'appui de 3 essais.

Résultats des simulations (3/3)

Essai 1

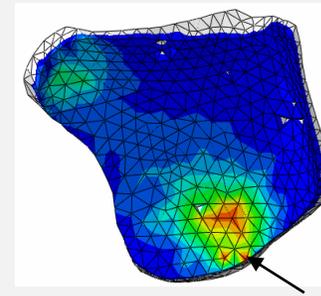
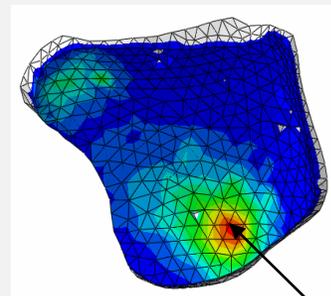
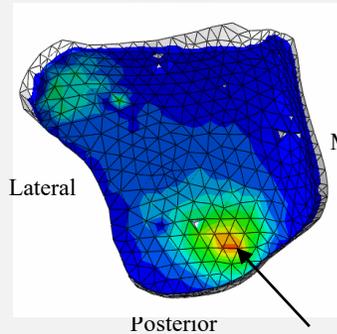
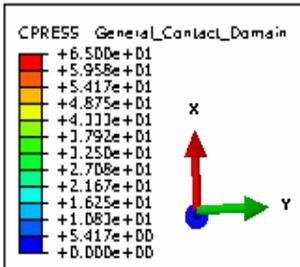
Essai 2

Essai 3



Répartition des contraintes de Von Mises sur le 2nd métatarse

Anterior



Répartition des pressions sur le cartilage entre le tibia et le talus

→ Variabilité observée dans les contraintes internes du pied entre les différents essais de course à pied

Conclusion

- Estimation des contraintes *in vivo* dans le pied grâce à la modélisation par éléments finis
- **Sensibilité** et **précision** suffisante du modèle afin d'analyser les **effets de la variabilité** observée dans les conditions initiales sur la répétition et la distribution des contraintes internes dans le pied pendant la course à pied.

Perspectives

- **Application clinique** (pathologie et /ou blessures)
- **Comprendre les chargements anormaux entraînant des blessures** (en se concentrant sur la variabilité)

Merci de votre attention !