


Analyse musculo-squelettique

Charles Pontonnier, Franck Multon

github.com/cpontonn/SPORT_ET_IA




[Pull requests](#) [Issues](#) [Marketplace](#) [Explore](#)

[cpontonn / SPORT_ET_IA](#) Public

[Pin](#) [Unwatch 1](#) [Fork 0](#)

[Code](#) [Issues](#) [Pull requests](#) [Actions](#) [Projects](#) [Wiki](#) [Security](#) [Insights](#) [Settings](#)

[main](#) [1 branch](#) [0 tags](#) [Go to file](#) [Add file](#) [Code](#)

 **cpontonn** Create README.md d714011 5 minutes ago 🕒 3 commits

| | | |
|----------------------------|------------------|---------------|
| DATA | Main Commit | 5 minutes ago |
| Python | Main Commit | 5 minutes ago |
| .gitattributes | Initial commit | 6 minutes ago |
| ID_fencing.xml | Main Commit | 5 minutes ago |
| IK_fencing.xml | Main Commit | 5 minutes ago |
| LICENSE | Initial commit | 6 minutes ago |
| README.md | Create README.md | 5 minutes ago |
| anthropometrics.txt | Main Commit | 5 minutes ago |
| external_loads_fencing.xml | Main Commit | 5 minutes ago |
| fencing_model.osim | Main Commit | 5 minutes ago |
| scaling_fencing.xml | Main Commit | 5 minutes ago |

About

Travaux pratiques biomécanique

- [Readme](#)
- [GPL-3.0 license](#)
- 0 stars
- 1 watching
- 0 forks

Releases

No releases published
[Create a new release](#)

Packages

No packages published
[Publish your first package](#)

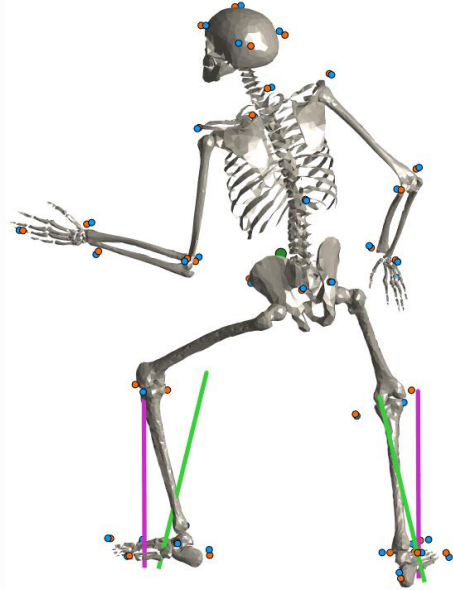
Analyse musculo-squelettique

Obtenir des données biomécaniques à partir du mouvement humain

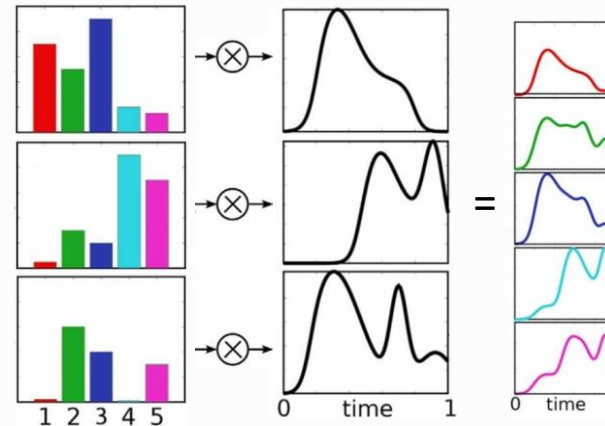
Données de mouvement



$$M(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q}) = \tau + F_{ext} \quad \text{Equations du mouvement}$$

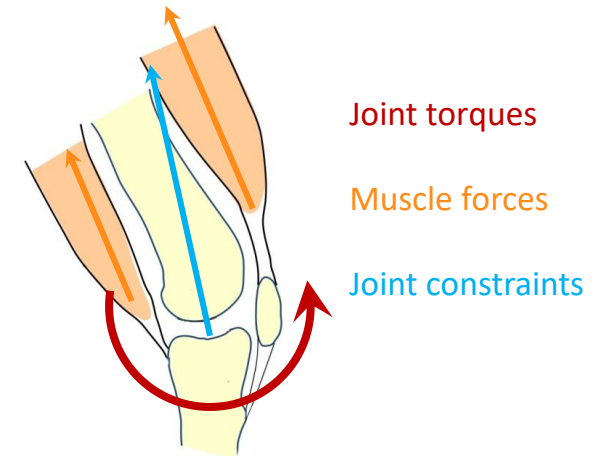


Modèle de l'humain



Modèle du contrôle moteur

Quantités articulaires
(angles, couples, forces
de compression)



Données de force



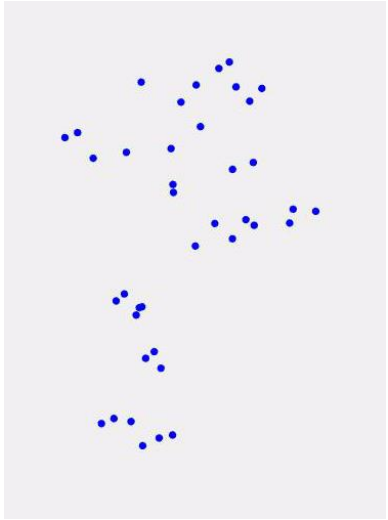
Quantités musculaires
(longueurs, forces,
activations)



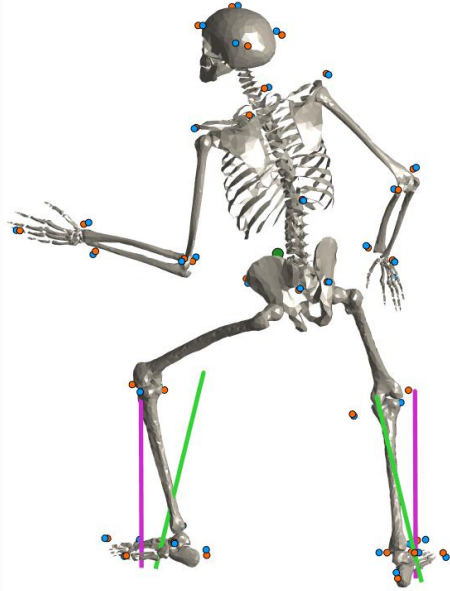
Analyse musculo-squelettique

Obtenir des données biomécaniques à partir du mouvement humain

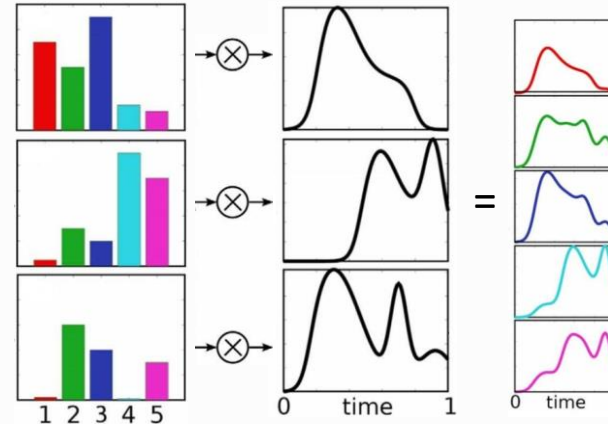
Données de mouvement



$$M(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q}) = \tau + F_{ext} \quad \text{Equations du mouvement}$$



Modèle de l'humain



Modèle du contrôle moteur

Quantités articulaires
(angles, couples, forces
de compression)



Données de force

Quantités musculaires
(longueurs, forces,
activations)

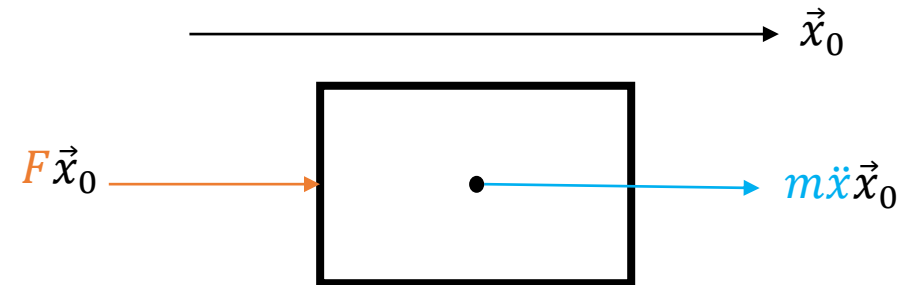
Les équations du mouvement



[Quantités d'accélération d'un ensemble de solides] = {Efforts connus et **inconnus** qui agissent sur cet ensemble}

Solide simple

$$m\ddot{x} = F$$

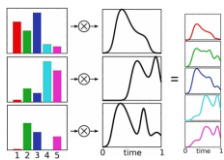


$$H(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} = f_e + RF$$

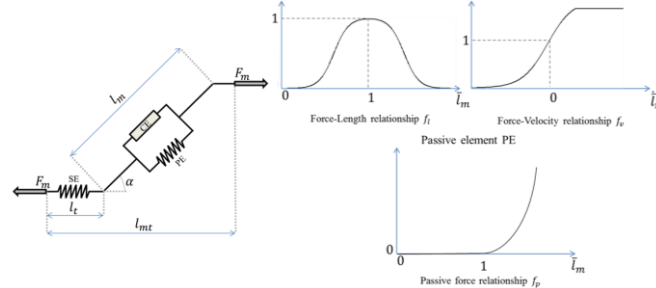
$f(q, \dot{q}, \ddot{q})$ Issu de la cinématique inverse

Pesanteur
Forces de réaction au sol

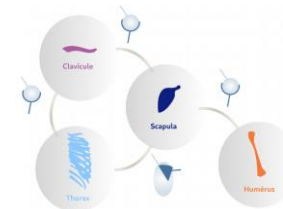
Efforts musculaires
Efforts ligamentaires
Efforts inter-segmentaires



Modélisation du contrôle
moteur



Modélisation musculaire



Modélisation ostéo-articulaire

$$\min_{F, \lambda} f(F)$$

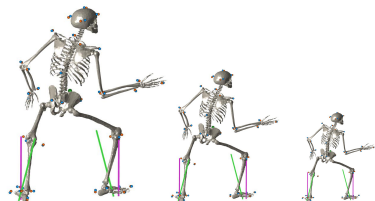
s.t.

$$H(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} = f_e + RF + K^t \lambda$$

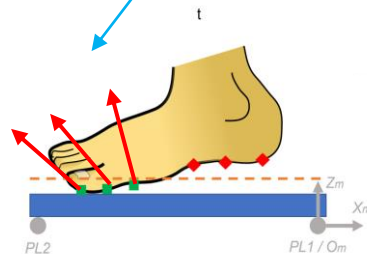
$$h(F) = 0$$

Redondance
 $\text{len}(F) > \text{len}(q)$

Personnalisation des modèles



Modélisation des
forces d'interaction



Modélisation de la
topologie musculaire



Acteurs du domaine



Académique, Open Source
Releases régulières depuis 2007

- + Communauté internationale
- + Equipe support active
- + Applications multiples
- Cœur de simulation limité
- Prise en main complexe



Industriel, licence payante
Releases régulières depuis 2006

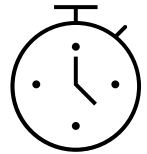
- + Cœur de simulation performant
- + Développement professionnel
- + Applications industrielles
- Code fermé
- Prise en main très complexe



Académique, Open Source
Releases régulières depuis 2019

- + Cœur de simulation performant
- + Prise en main facile
- + Produit local
- Matlab
- Bcp de développements parallèles

Verrous d'usage



Temps de calcul



Force

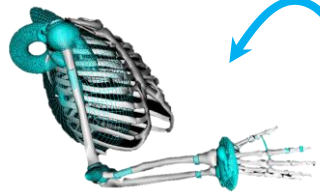


Muscle activity



Motion

Dépendance aux entrées

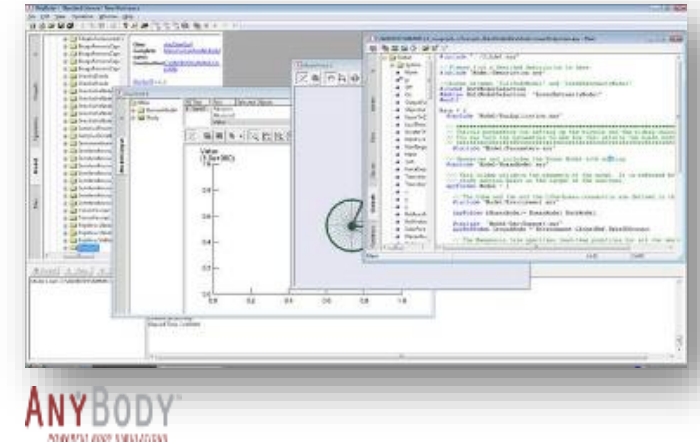


Holzbaur et al. 2005

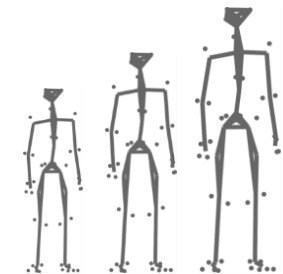
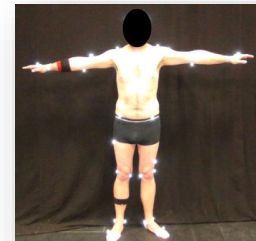


Carbone et al. 2015

Editer, assembler des modèles



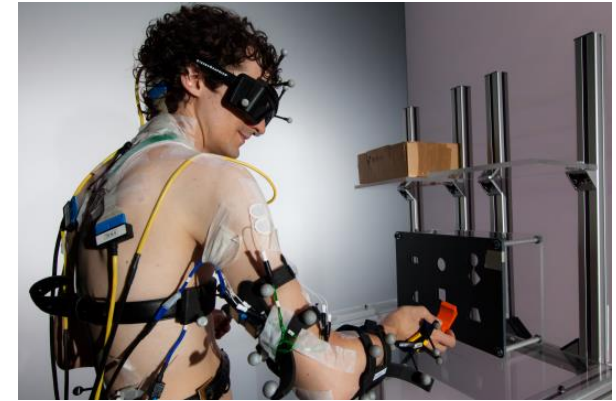
Logiciels experts, complexes à prendre en main



Mise à l'échelle et personnalisation des modèles

Données expérimentales: mouvement

Capture opto-électronique



Données expérimentales: mouvement

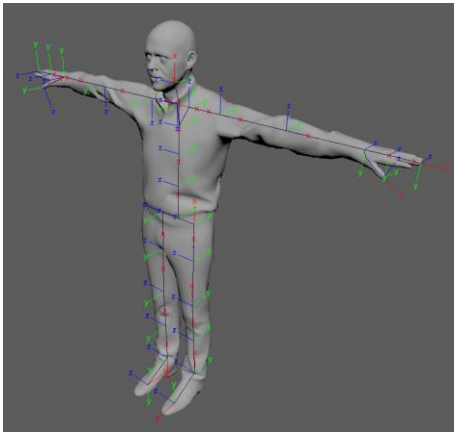
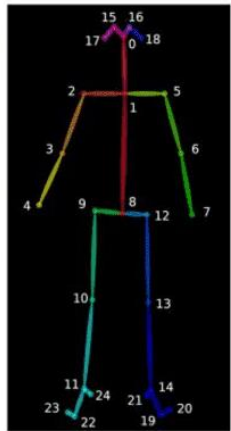
Markerless



Theia



OpenPose, V-NET,...



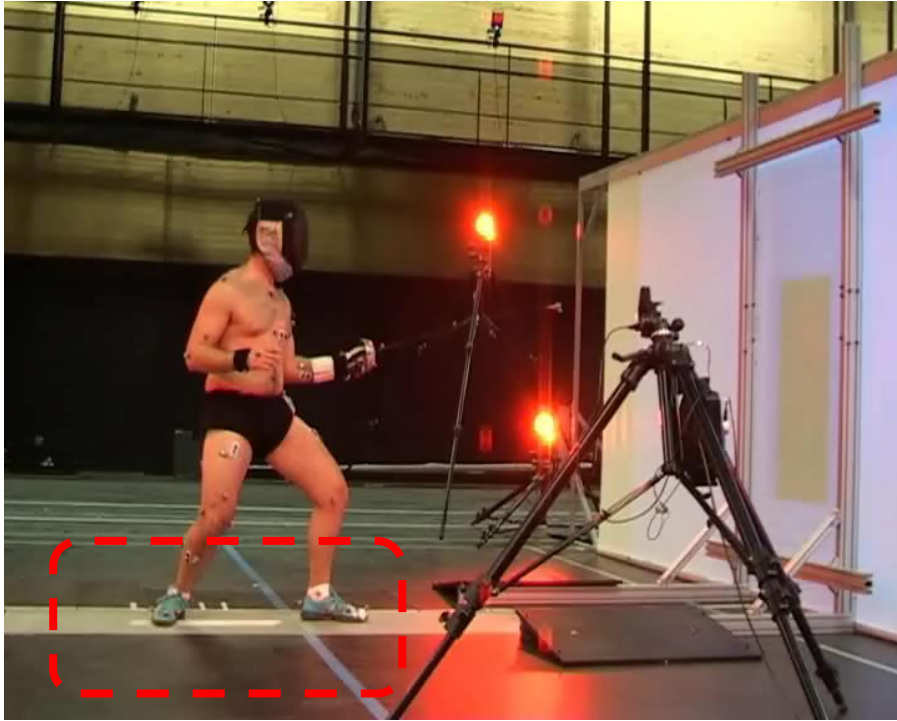
Kinect Azur



Suite XSSENS

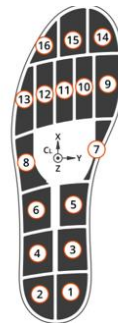
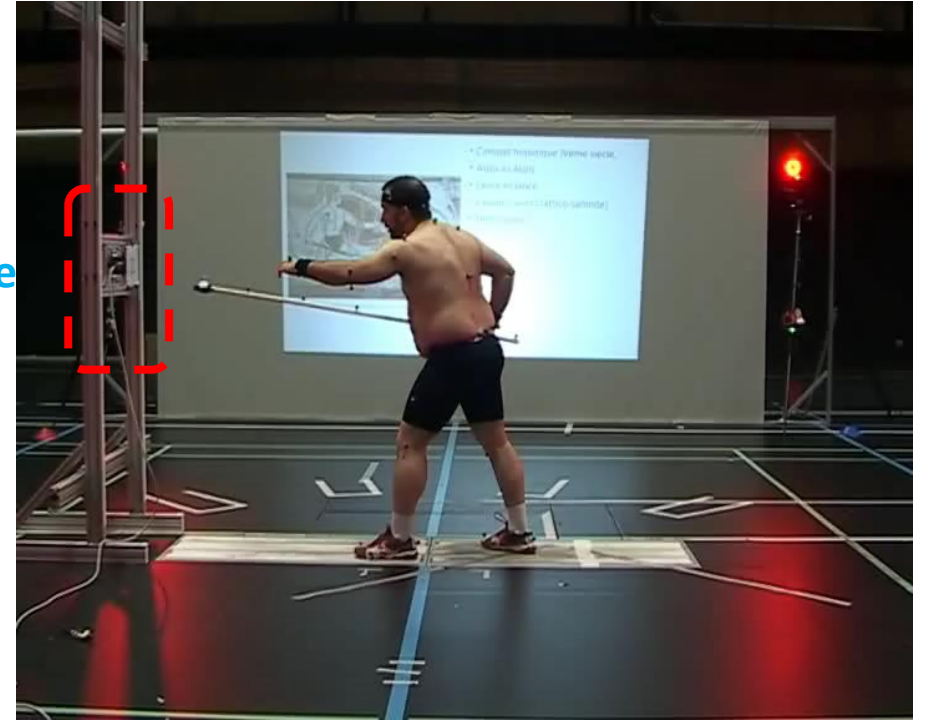
IMUs

Données expérimentales: forces



Plateformes de force

Capteurs de force

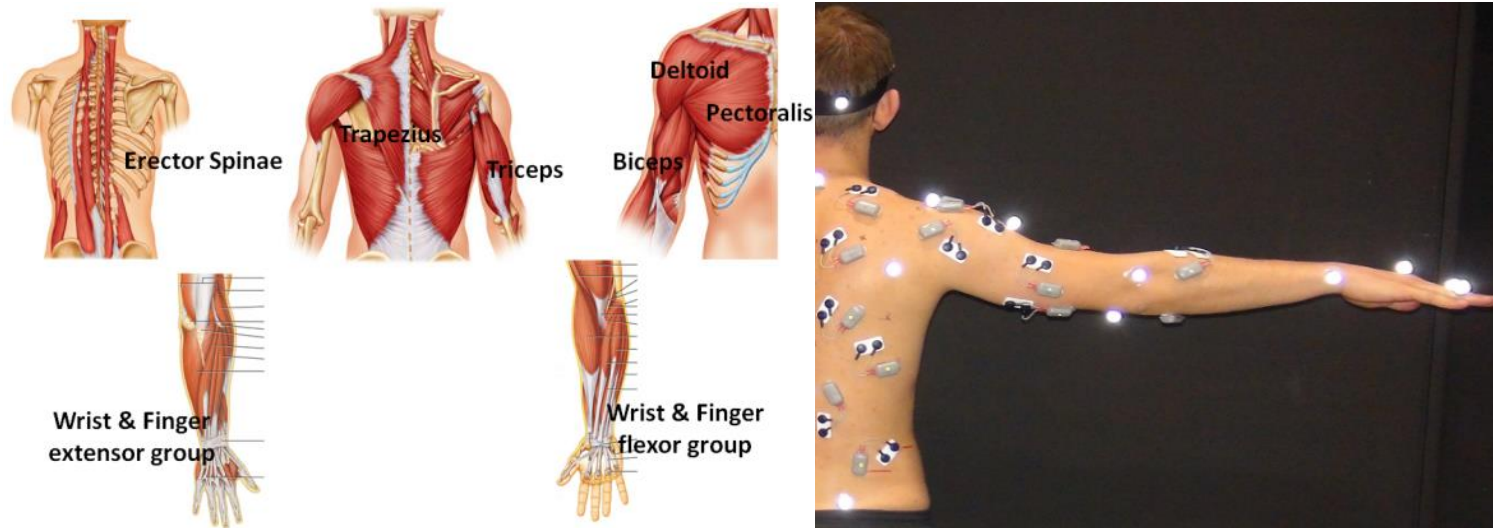


Semelles (et nappes) de pression

Données expérimentales: activité musculaire

Electromyographie

- Activité électrique (ou mécanique) des muscles
- Classiquement voltage entre 2 points de mesure sur le chef musculaire



SENIAM, recommandations pour le placement d'électromyogrammes

Mise à l'échelle des modèles

Géométrie

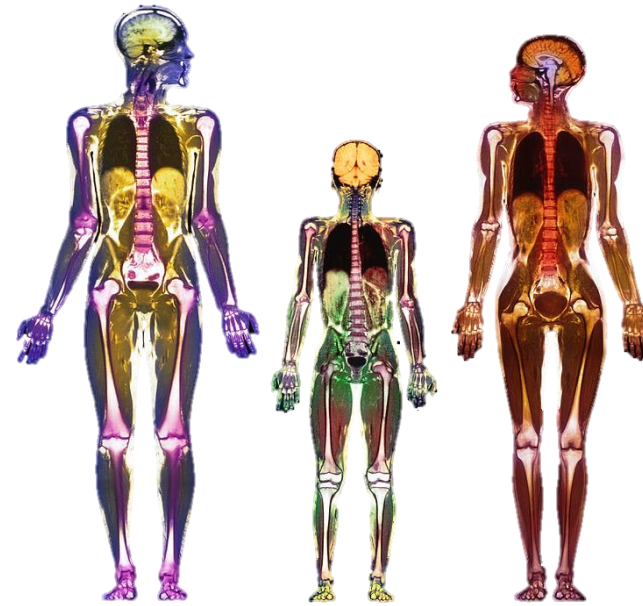
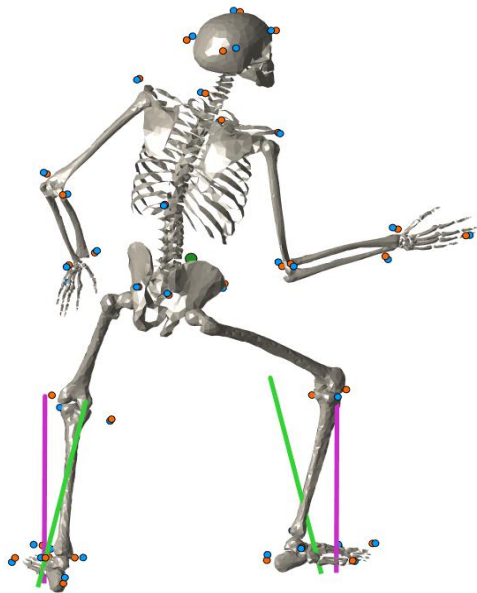
Longueurs segmentaires, Axes d'articulations

Inertielle

Masse et inertie des segments

Musculaire

Paramètres de génération d'effort des muscles



Imagerie médicale

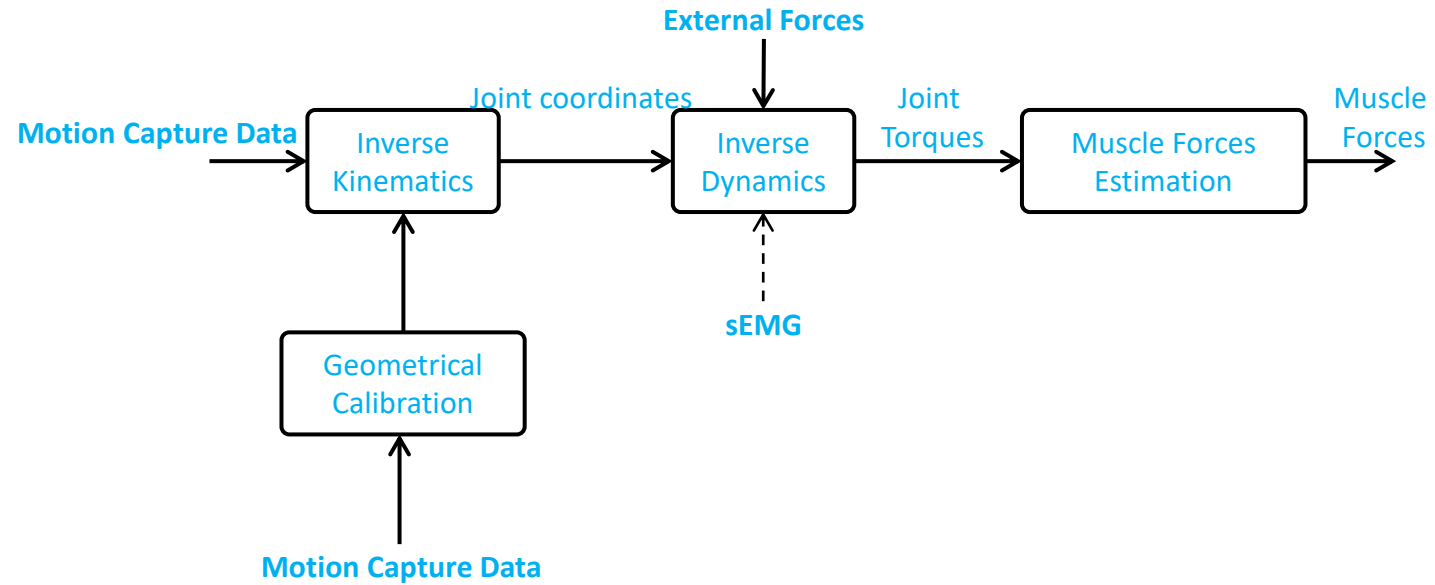


Mesure de force



Capture de mouvement

Analyse par dynamique inverse



Fil rouge

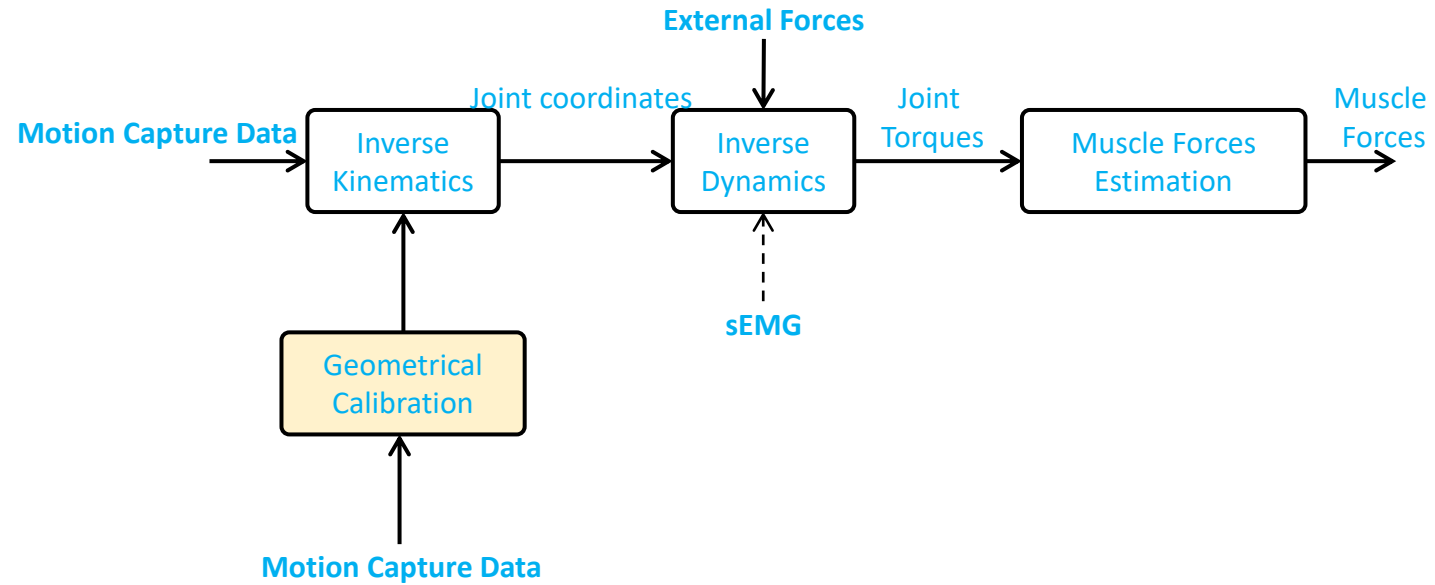
Estimation de la performance de lancer et comparaison aux critères entraîneur (coordination, direction de poussée, alignement articulaire)



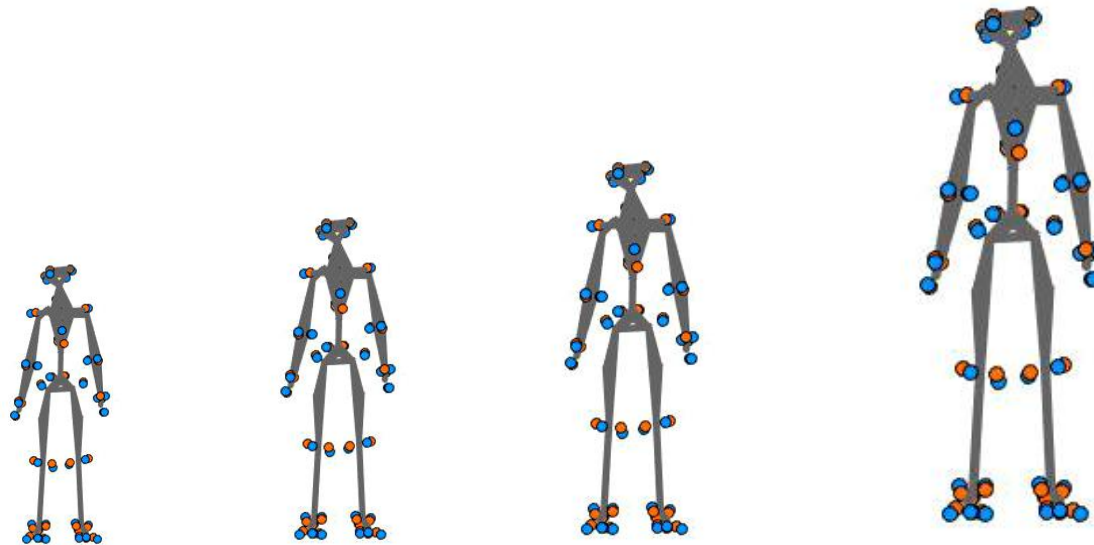
1 sujet (1m85, 111kg, niveau national)
Mocap in situ (site de lancer)
Prédiction des efforts au sol
cinématique
dynamique inverse sous CusToM
3 essais

| angle_sortie (°) | vitesse_sortie (m/s) | hauteur (m) | indicateurPerformance (m) | exercice | essai |
|------------------|----------------------|-------------|---------------------------|-----------|-------|
| 40,10 | 23,67 | 1,76 | 58,30 | exercice5 | 1 |
| 37,91 | 23,56 | 1,68 | 56,94 | exercice5 | 2 |
| 36,55 | 24,43 | 1,80 | 60,55 | exercice5 | 3 |

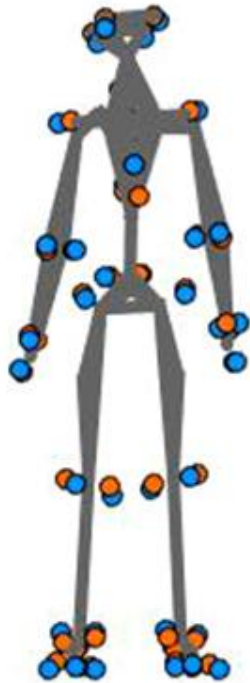
Analyse par dynamique inverse



Focus: **calibration géométrique**



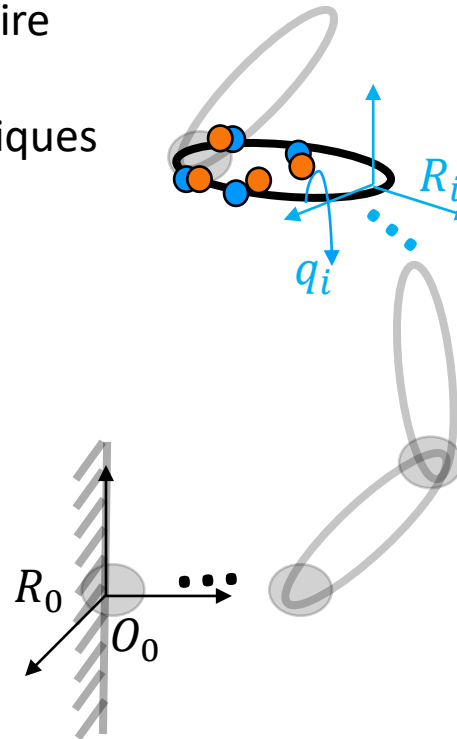
Modèle **osteo-articulaire**



Repérage des solides aux centres articulaires

Paramétrage articulaire

Paramètres géométriques



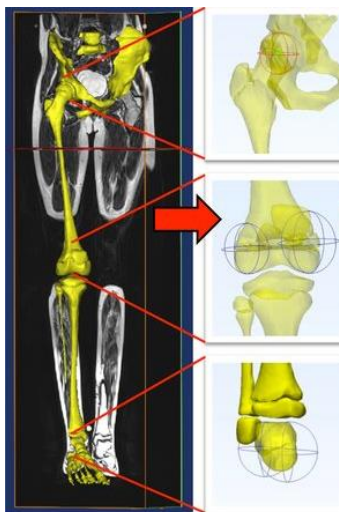
- Marqueurs expérimentaux
- Marqueurs du modèle
- q Vecteur des coordonnées articulaires

Pleins d'autres repérages/paramétrages possibles !

Calibration géométrique

Calibrer les longueurs de segments, les positions des marqueurs, les axes de rotation

A partir d'imagerie



Kainz et al., 2016

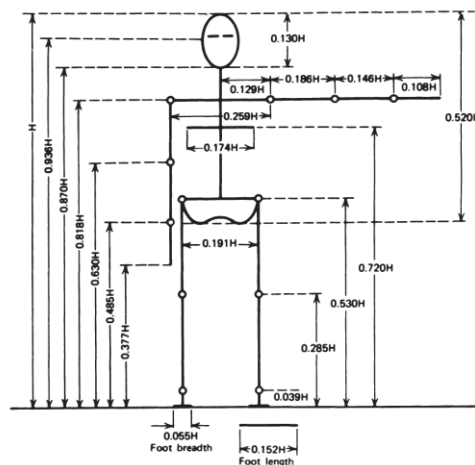
A partir de modèles cadavériques



Carbone et al., 2015

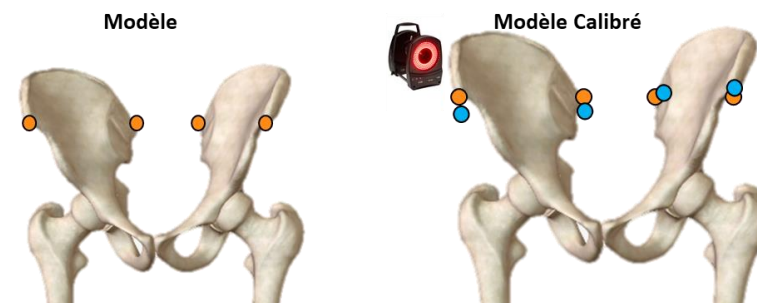


Horsmann et al., 2007



Carbone et al., 2015

A partir de capture de mouvement



Mise à l'échelle par optimisation

Sur plusieurs poses

Van den Bogert et al. 1994
Andersen et al. 2010;
Lund et al. 2015

Minimisation des distances entre les **marqueurs des modèles** et les **marqueurs expérimentaux**

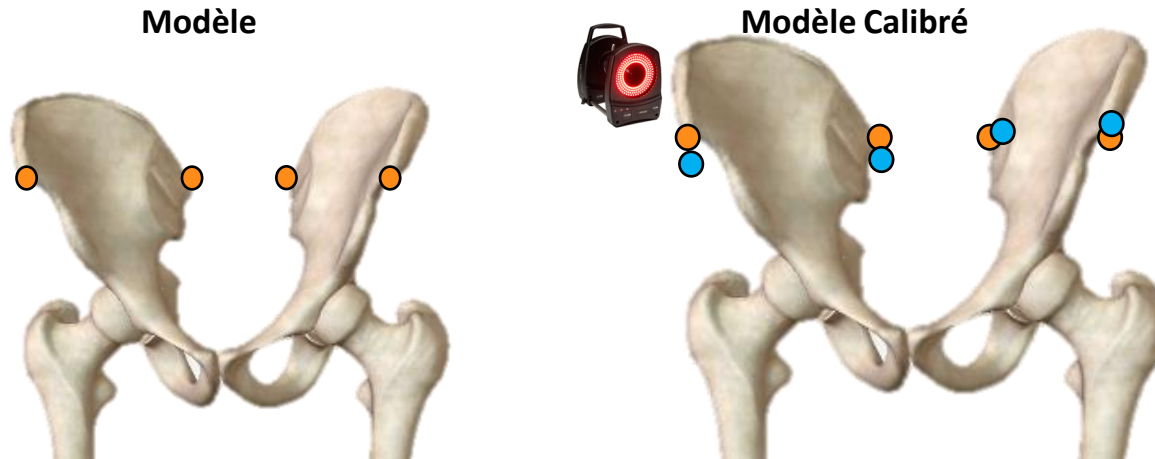
Limite les erreurs dues aux placements de marqueurs et aux artefacts de tissus mous

Mise à l'échelle individuelle des segments

Sur une unique pose

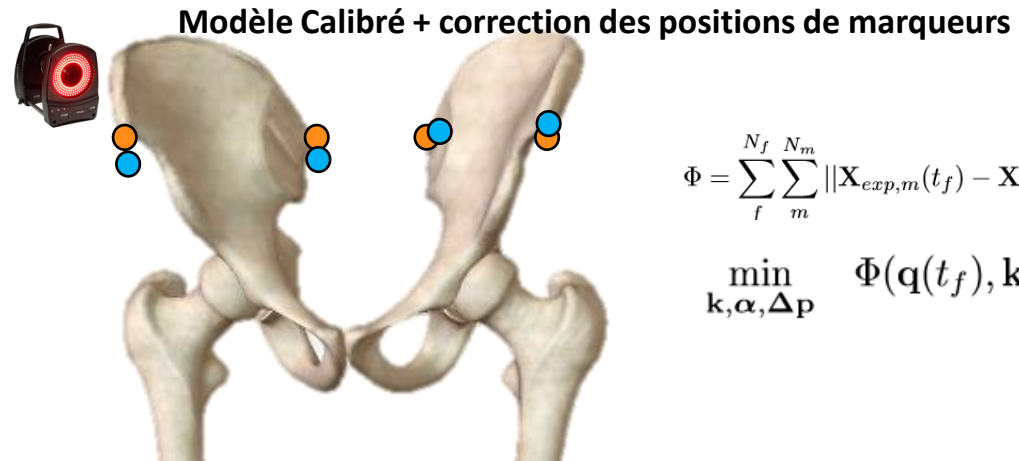
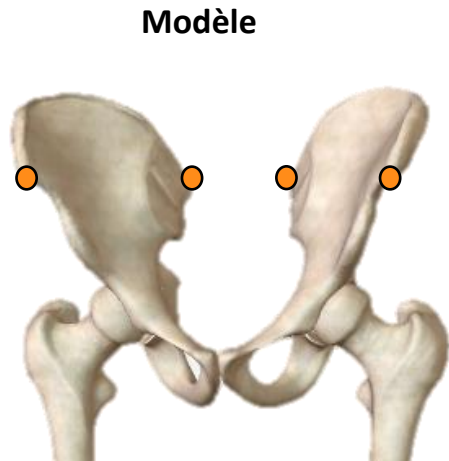
Delp et al. 2007
Ding et al. 2019;
Nolte et al. 2020

Calibration des longueurs segmentaires



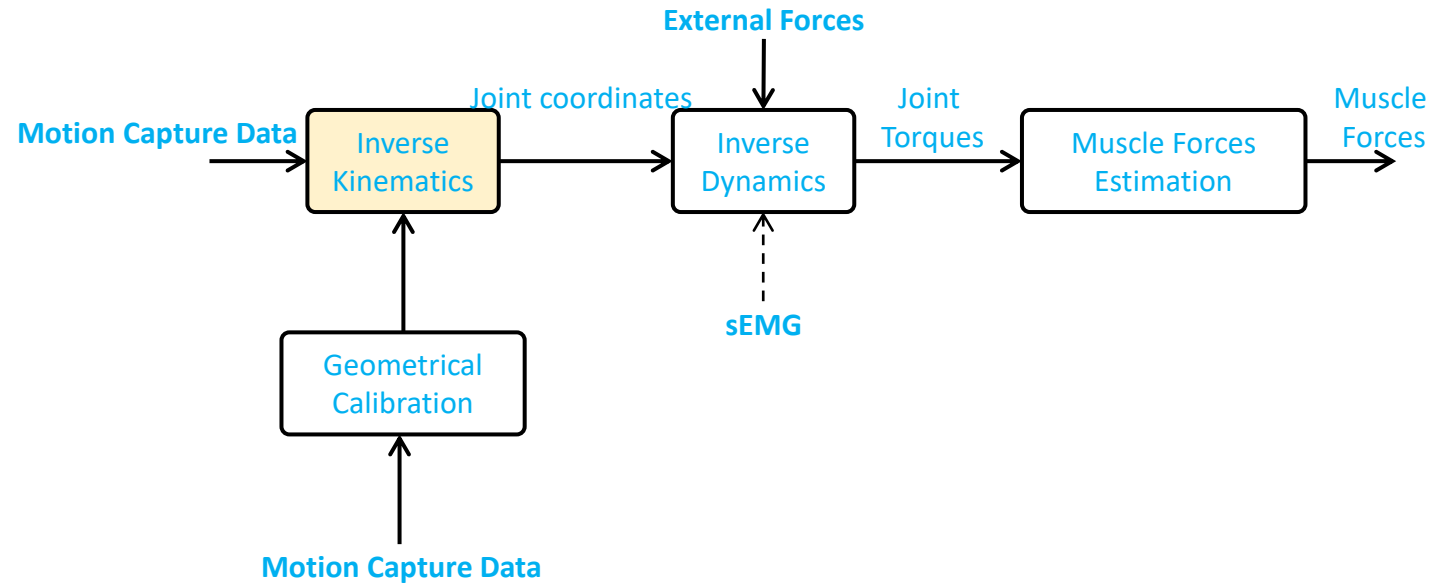
$$\Phi = \sum_f^{N_f} \sum_m^{N_m} \|X_{exp,m}(t_f) - X_{mod,m}^{Global}(\mathbf{q}(t_f), \mathbf{k}, \alpha, \Delta \mathbf{p})\|^2$$
$$\min_{\mathbf{k}, \alpha, \Delta \mathbf{p}} \Phi(\mathbf{q}(t_f), \mathbf{k}, \alpha, \Delta \mathbf{p})$$

Calibration des positions anatomiques des marqueurs

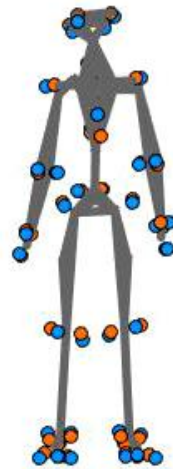


$$\Phi = \sum_f^{N_f} \sum_m^{N_m} \|X_{exp,m}(t_f) - X_{mod,m}^{R_{global}}(q(t_f), k, \alpha, \Delta p)\|^2$$
$$\min_{k, \alpha, \Delta p} \Phi(q(t_f), k, \alpha, \Delta p)$$

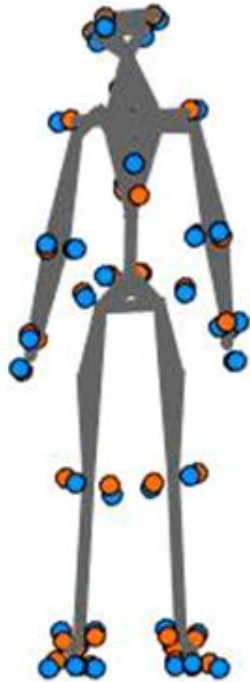
Analyse par dynamique inverse



Focus: optimisation cinématique multicorps



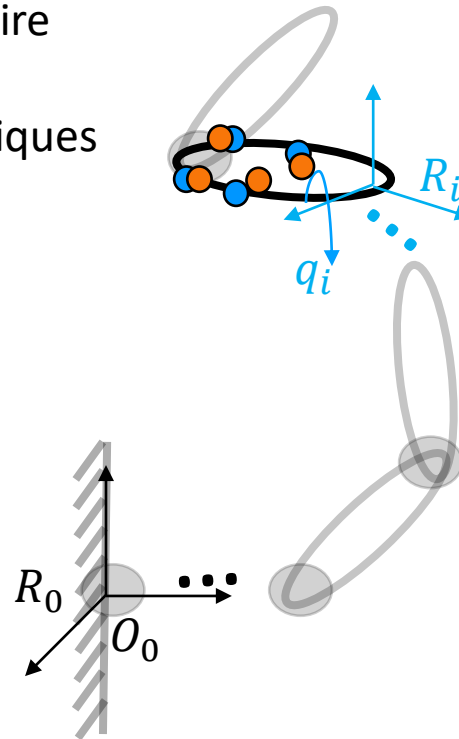
Modèle osteo-articulaire






Repérage des solides aux centres articulaires

Paramétrage articulaire

Paramètres géométriques



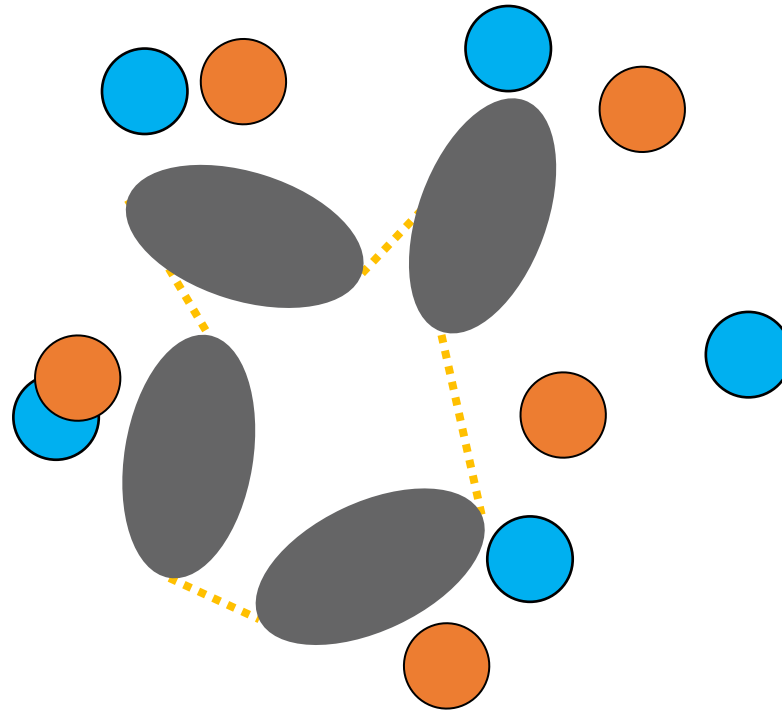
-  Marqueurs expérimentaux
-  Marqueurs du modèle
-  Vecteur des coordonnées articulaires

Pleins d'autres repérages/paramétrages possibles !

Optimisation cinématique multicorps

$$\min_{\mathbf{q} \in Q} \sum_{i=1}^m \|\mathbf{x}_{exp}^i - \mathbf{x}_{mod}^i(\mathbf{q})\|^2$$

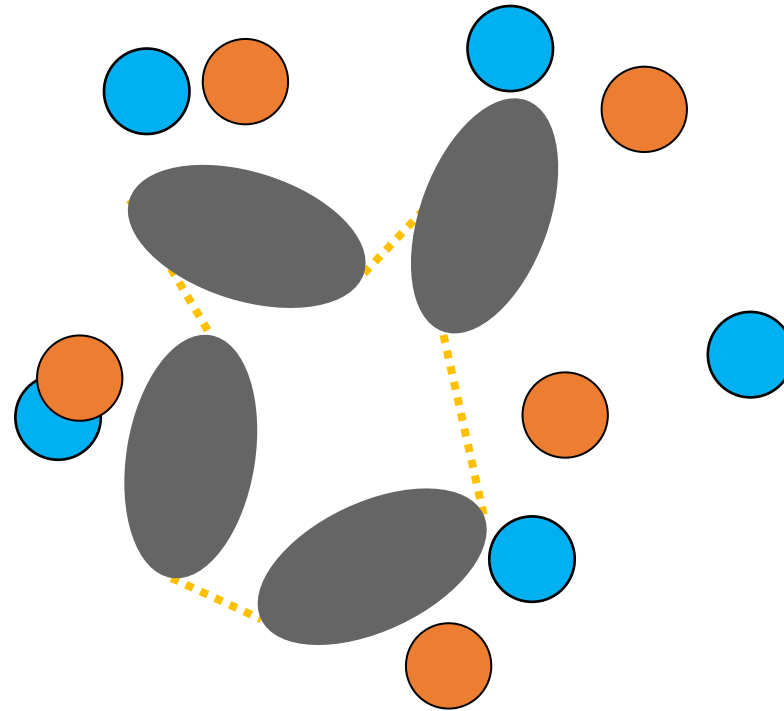
tel que $\mathbf{h}(\mathbf{q}) = \mathbf{0}$



Optimisation cinématique multicorps

$$\min_{\mathbf{q} \in Q} \sum_{i=1}^m \|\mathbf{x}_{exp}^i - \mathbf{x}_{mod}^i(\mathbf{q})\|^2$$

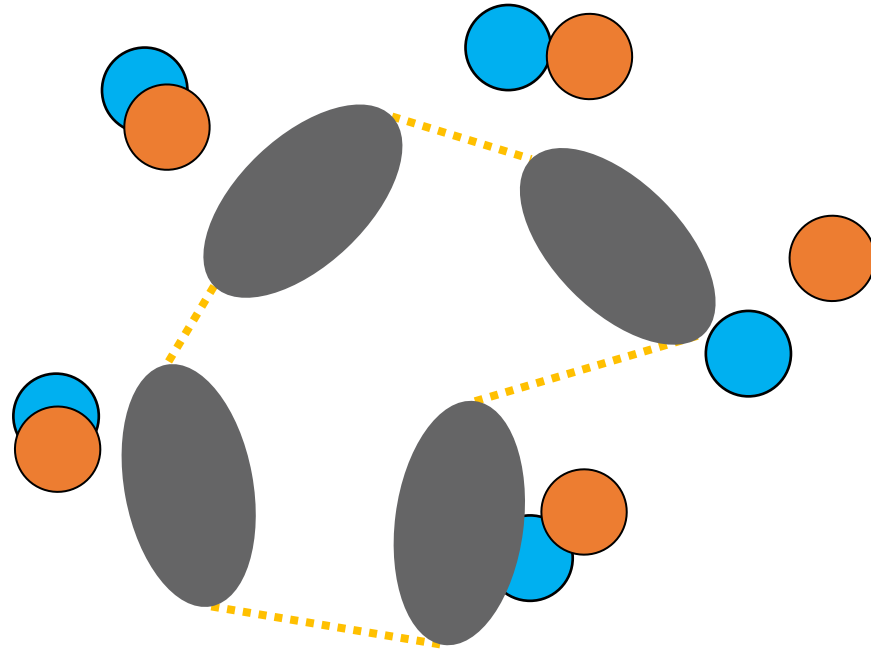
tel que $\mathbf{h}(\mathbf{q}) = \mathbf{0}$



Optimisation cinématique multicorps

$$\min_{\mathbf{q} \in Q} \sum_{i=1}^m \|\mathbf{x}_{exp}^i - \mathbf{x}_{mod}^i(\mathbf{q})\|^2$$

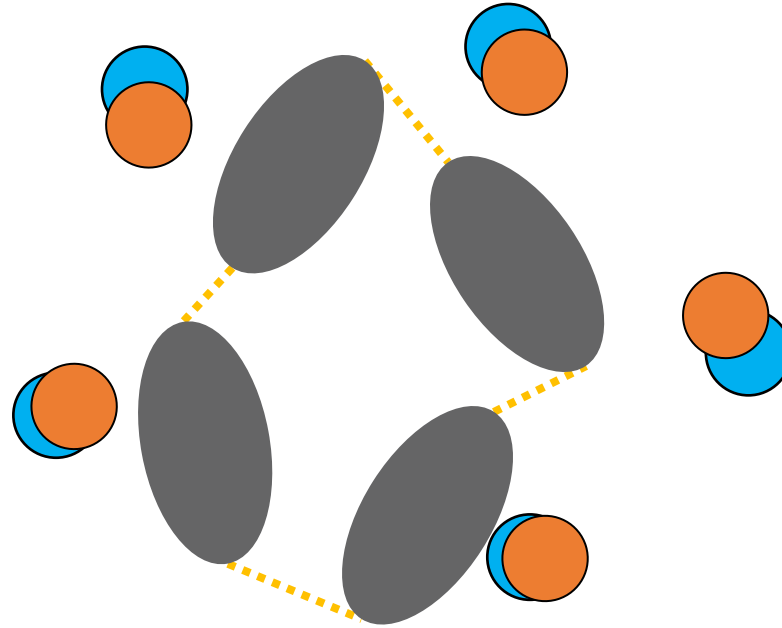
tel que $\mathbf{h}(\mathbf{q}) = \mathbf{0}$



Optimisation cinématique multicorps

$$\min_{\mathbf{q} \in Q} \sum_{i=1}^m \left\| \mathbf{x}_{exp}^i - \mathbf{x}_{mod}^i(\mathbf{q}) \right\|^2$$

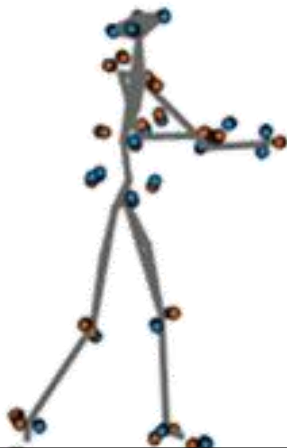
tel que $\mathbf{h}(\mathbf{q}) = \mathbf{0}$



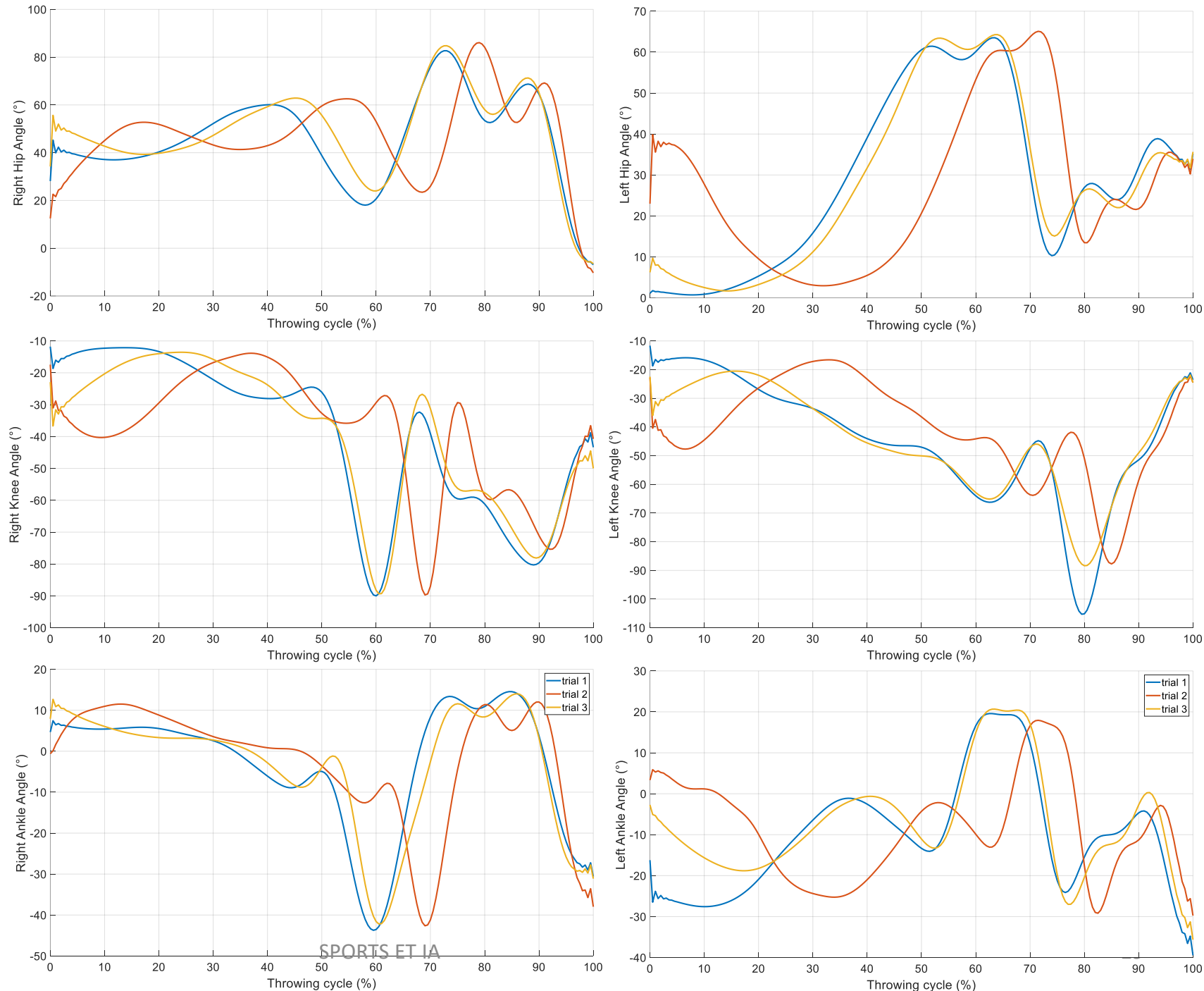
Avec un algorithme d'optimisation adapté (SQP, Levenberg-Marquardt)

De nombreuses méthodes concurrentes (estimateur type Kalman étendu, machine learning...)

Fil rouge



| Performance (m) | essai |
|-----------------|-------|
| 58,30 | 1 |
| 56,94 | 2 |
| 60,55 | 3 |



Optimisation cinématique multicorps

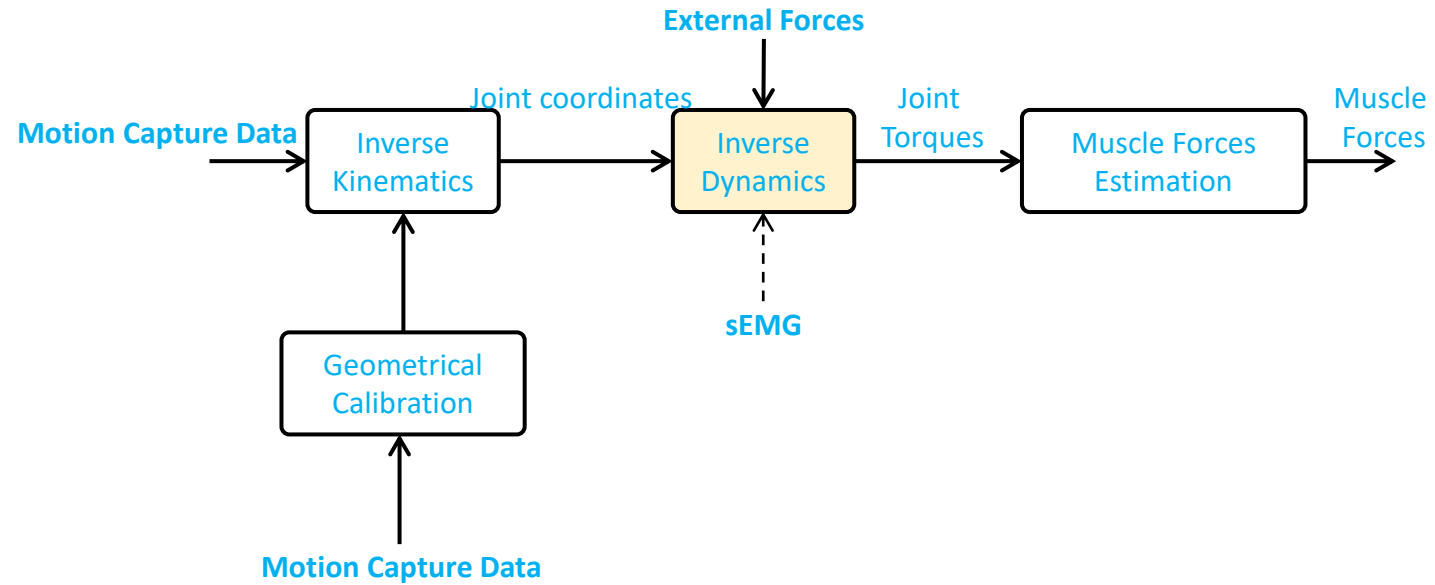
Begon, M., Andersen, M. S., & Dumas, R. (2018). Multibody kinematics optimization for the estimation of upper and lower limb human joint kinematics: a systematized methodological review. *Journal of biomechanical engineering*, 140(3), 030801.

Bonnet, V., Richard, V., Camomilla, V., Venture, G., Cappozzo, A., & Dumas, R. (2017). Joint kinematics estimation using a multi-body kinematics optimisation and an extended Kalman filter, and embedding a soft tissue artefact model. *Journal of biomechanics*, 62, 148-155.

Fohanno, V., Begon, M., Lacouture, P., & Colloud, F. (2014). Estimating joint kinematics of a whole body chain model with closed-loop constraints. *Multibody System Dynamics*, 31(4), 433-449.

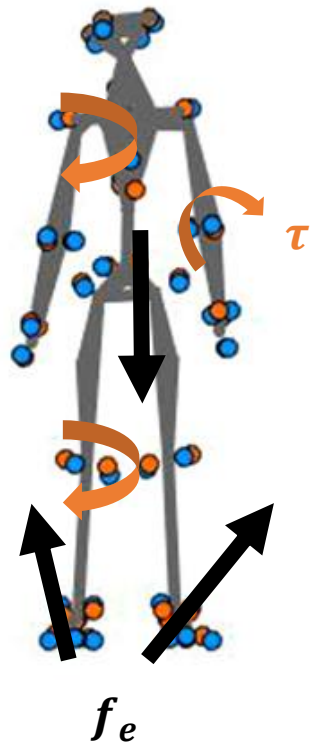
Livet, C., Rouvier, T., Sauret, C., Pillet, H., Dumont, G., & Pontonnier, C. (2022). A penalty method for constrained Multibody kinematics optimisation using a Levenberg-Marquardt algorithm. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*.

Analyse par dynamique inverse



Focus: algorithme de Newton-Euler

Dynamique d'un système de solides rigides polyarticulés (sans contrainte)



Soit un système de n_b
solides polyarticulés avec n_q liaisons

Paramètres inertiels (m_i, CoM_i, I_i)

$$H(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} = f_e + \tau$$

Quantités d'accélération

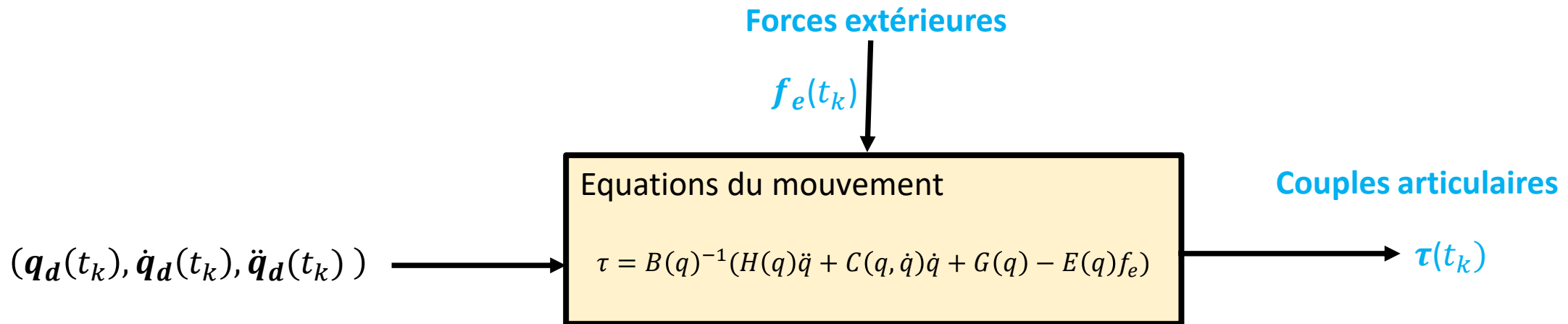
Forces extérieures

Couples articulaires (« moteurs »)

Les n_q équations peuvent prendre cette forme matricielle

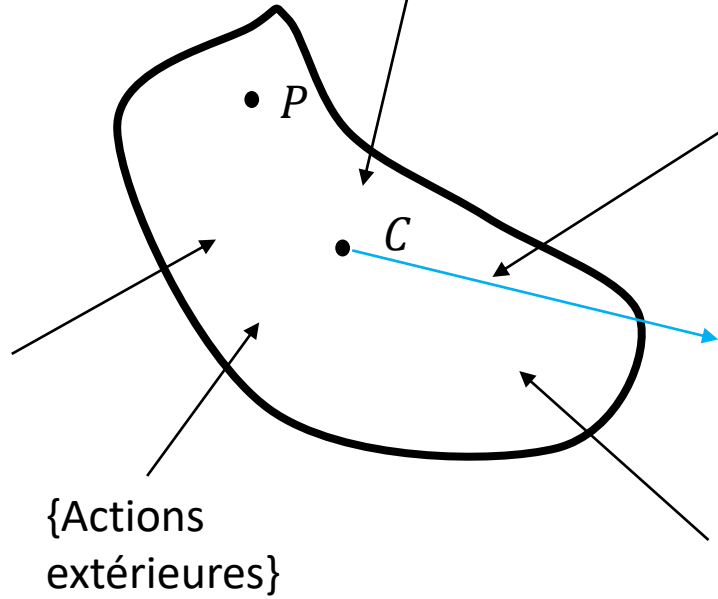
Newton-Euler

Au temps t_k



Angles, vitesses, accélérations

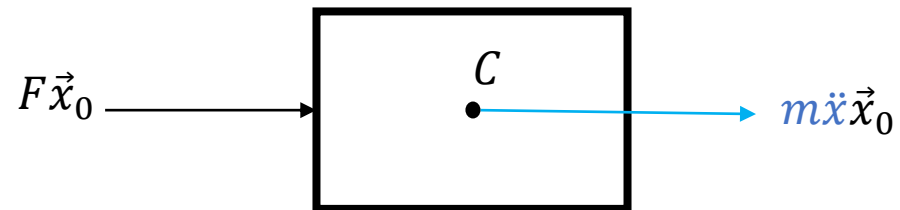
Equilibre d'un solide S



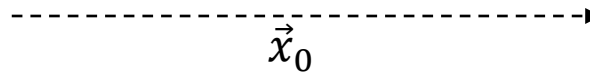
{Quantités d'accélération}={Forces extérieures}

{Quantités d'accélération}

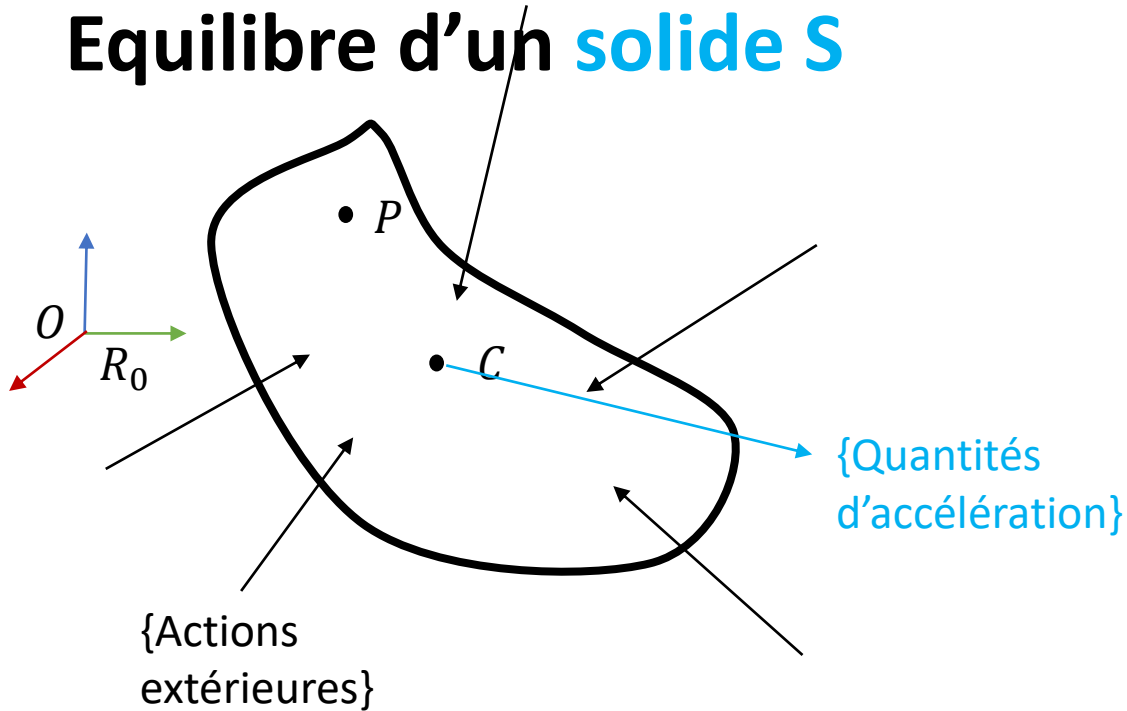
"Pour un solide en translation..."



$$m\ddot{x} = F$$



Equilibre d'un solide S



Au centre de masse

$$\begin{cases} \mathbf{f} = m\ddot{\mathbf{c}} & (1) \\ \boldsymbol{\tau}^{(c)} = \mathbf{I}\dot{\boldsymbol{\omega}} + \boldsymbol{\omega} \times \mathbf{I}\boldsymbol{\omega} & (2) \end{cases}$$

\mathbf{f} actions extérieures

m masse du solide

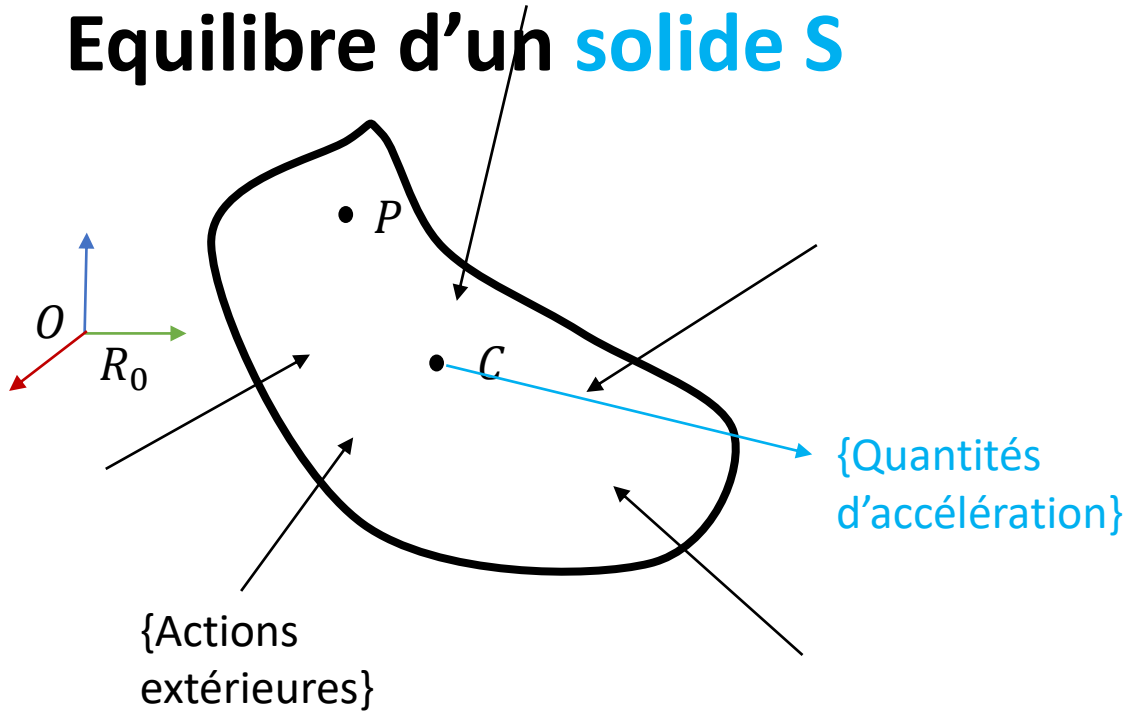
\mathbf{c} Centre de masse du solide dans R_0 (repère fixe)

$\boldsymbol{\omega}$ vitesse angulaire du solide / R_0 et exprimée dans R_0

\mathbf{I} Matrice d'inertie du solide exprimée dans R_0

$\boldsymbol{\tau}^{(c)}$ couple associé aux actions extérieures, exprimé au centre de masse dans R_0

Equilibre d'un solide S

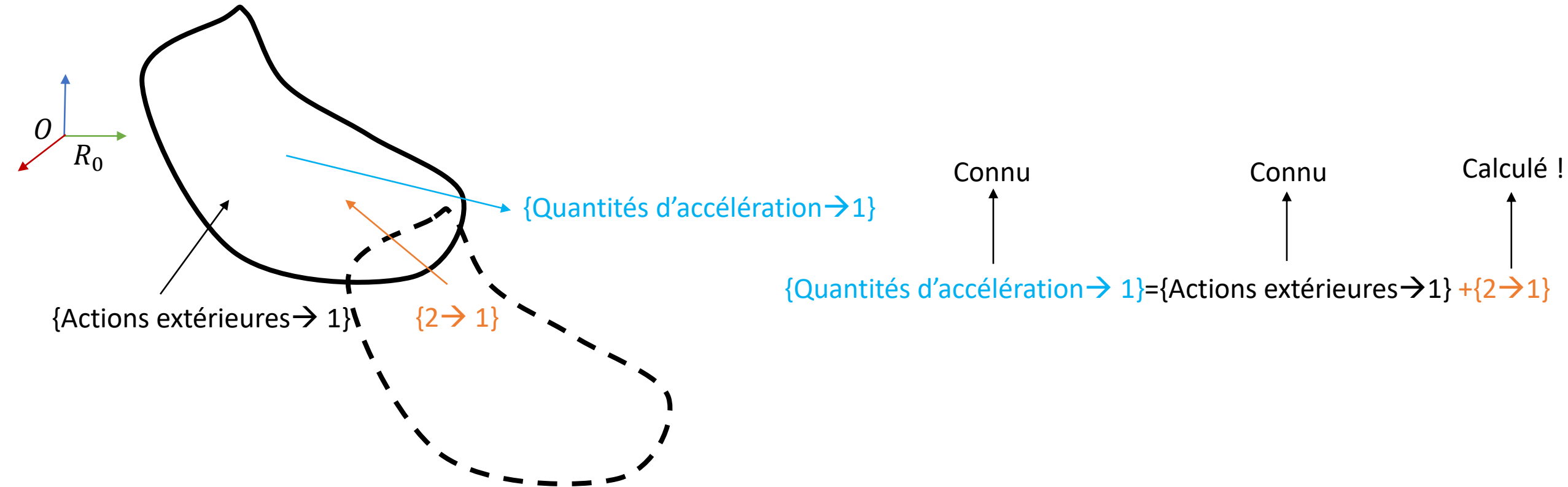


Au centre de masse

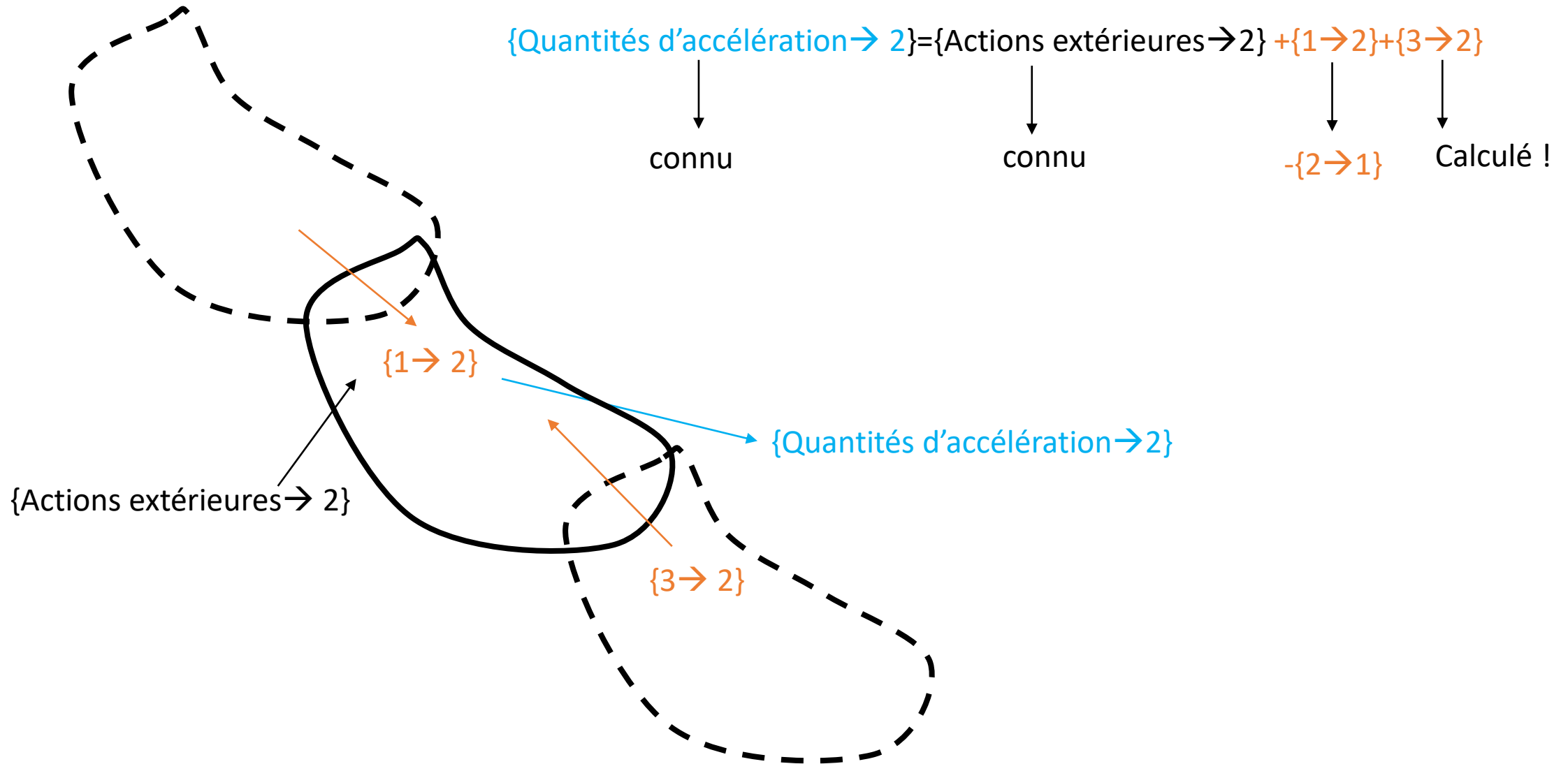
$$\begin{cases} \mathbf{f} = m\ddot{\mathbf{c}} & (1) \\ \boldsymbol{\tau}^{(c)} = \mathbf{I}\dot{\boldsymbol{\omega}} + \boldsymbol{\omega} \times \mathbf{I}\boldsymbol{\omega} & (2) \end{cases}$$

- \mathbf{f} actions extérieures → connu (mesuré/modélisé)
- m masse du solide → connu (mesuré/modélisé)
- \mathbf{c} Centre de masse du solide dans R_0 (repère fixe) → connu (calculé grâce à \mathbf{q})
- $\boldsymbol{\omega}$ vitesse angulaire du solide / R_0 et exprimée dans R_0 → connu (calculé grâce à \mathbf{q})
- \mathbf{I} Matrice d'inertie du solide exprimée dans R_0 → connu (mesuré/modélisé)
- $\boldsymbol{\tau}^{(c)}$ couple associé aux actions extérieures, exprimé au centre de masse dans R_0 → connu (mesuré/modélisé)

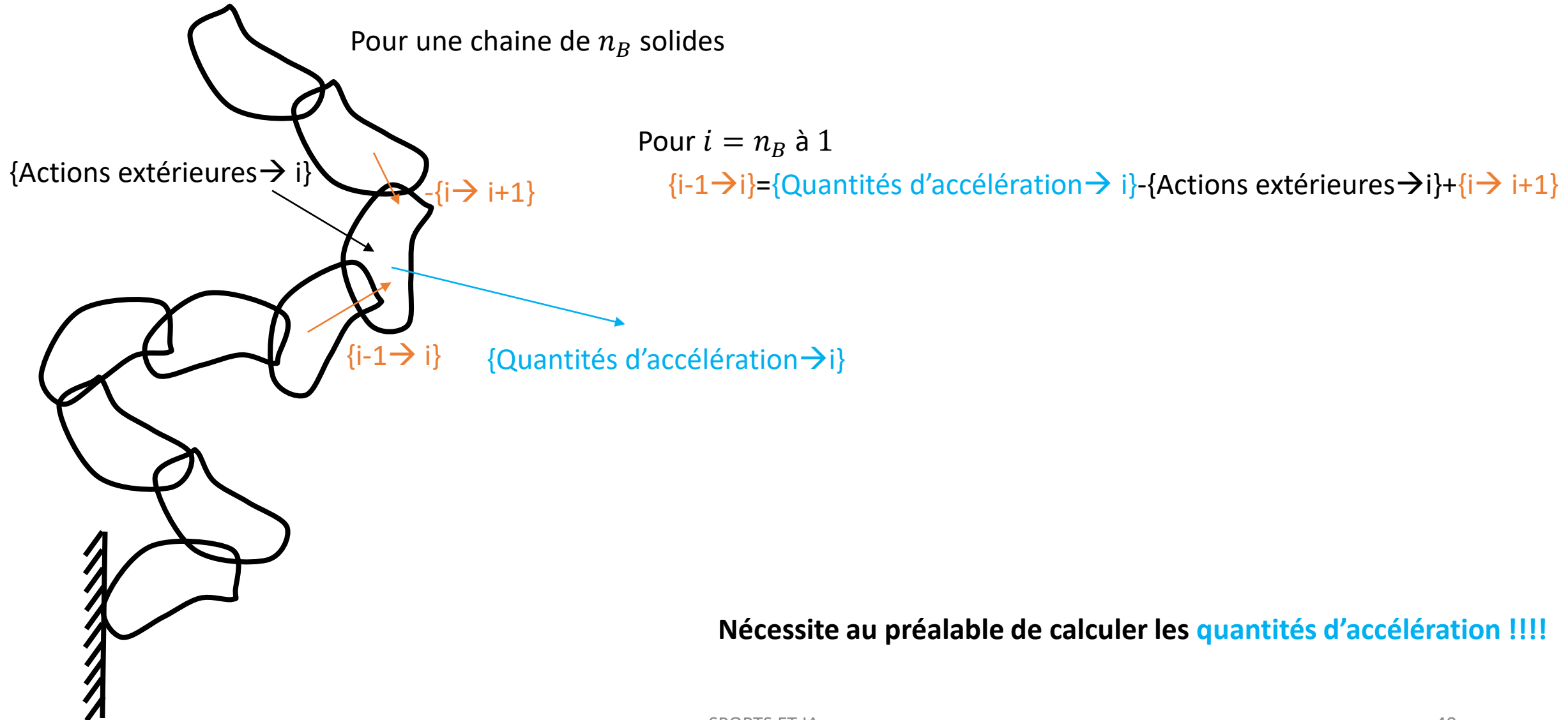
Equilibre d'une chaîne de solides



Equilibre d'une chaîne de solides

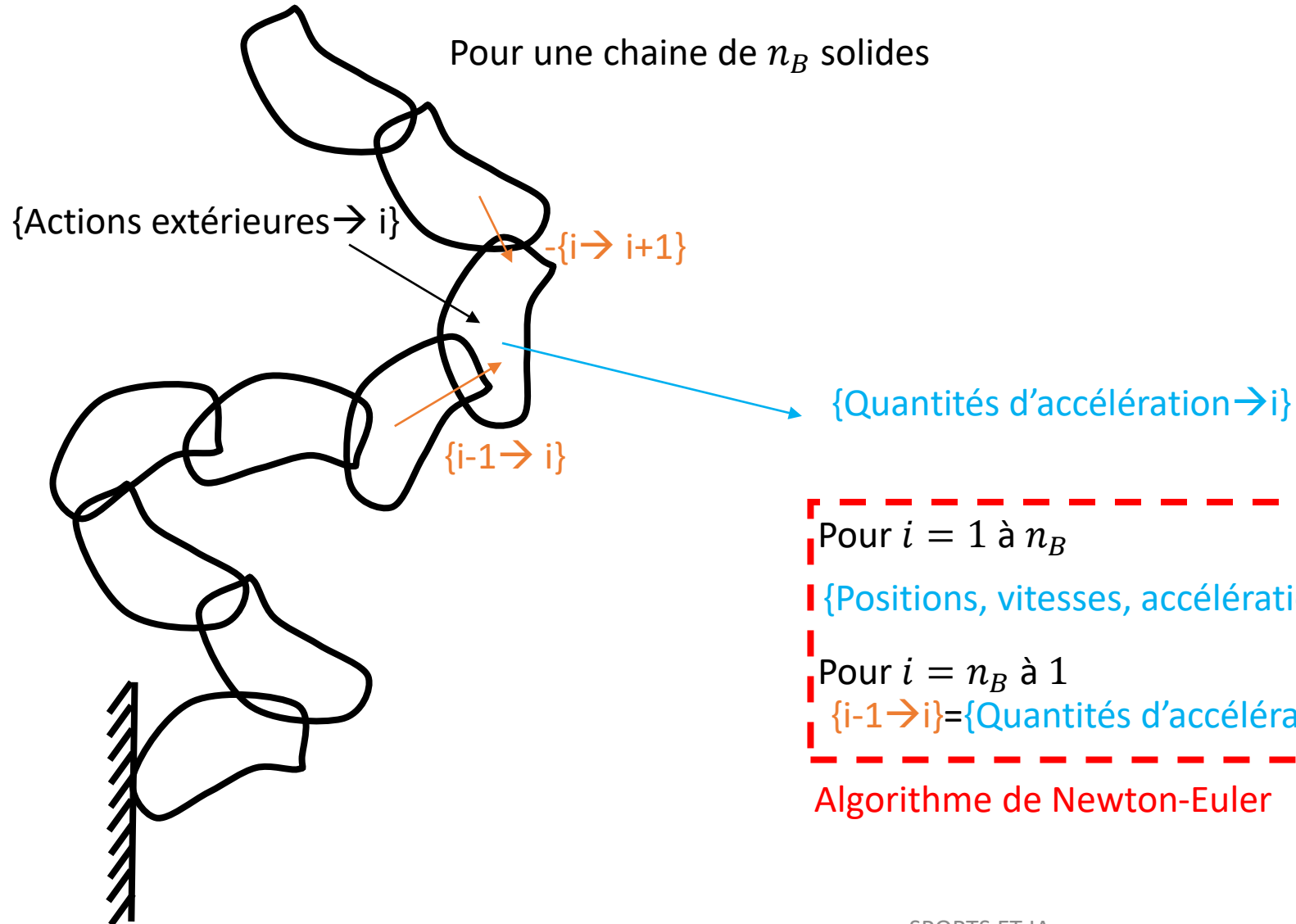


Newton-Euler



Nécessite au préalable de calculer les **quantités d'accélération !!!!**

Newton-Euler



Pour $i = 1$ à n_B

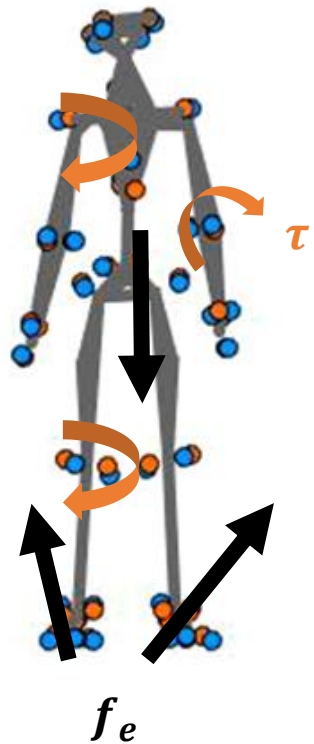
$\{Positions, vitesses, accélérations\}_i = f(\mathbf{q}, \mathbf{dq}, \mathbf{ddq})$

Pour $i = n_B$ à 1

$\{i-1 \rightarrow i\} = \{Quantités\ d'accélération \rightarrow i\} - \{Actions\ extérieures \rightarrow i\} + \{i \rightarrow i+1\}$

Algorithme de Newton-Euler

Dynamique d'un système de solides rigides polyarticulés (avec contraintes)



Soit un système de n_b
solides polyarticulés avec n_q liaisons

Paramètres inertiels (m_i, CoM_i, I_i)

$$H(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} = f_e + \tau + K^t \lambda$$

Newton Euler Friendly

Optimisation

Actions de contraintes
(pour des contraintes de la forme)

$$\varphi(q) = 0$$

$$K\dot{q} = 0$$

$$K\ddot{q} = k$$

Newton-Euler

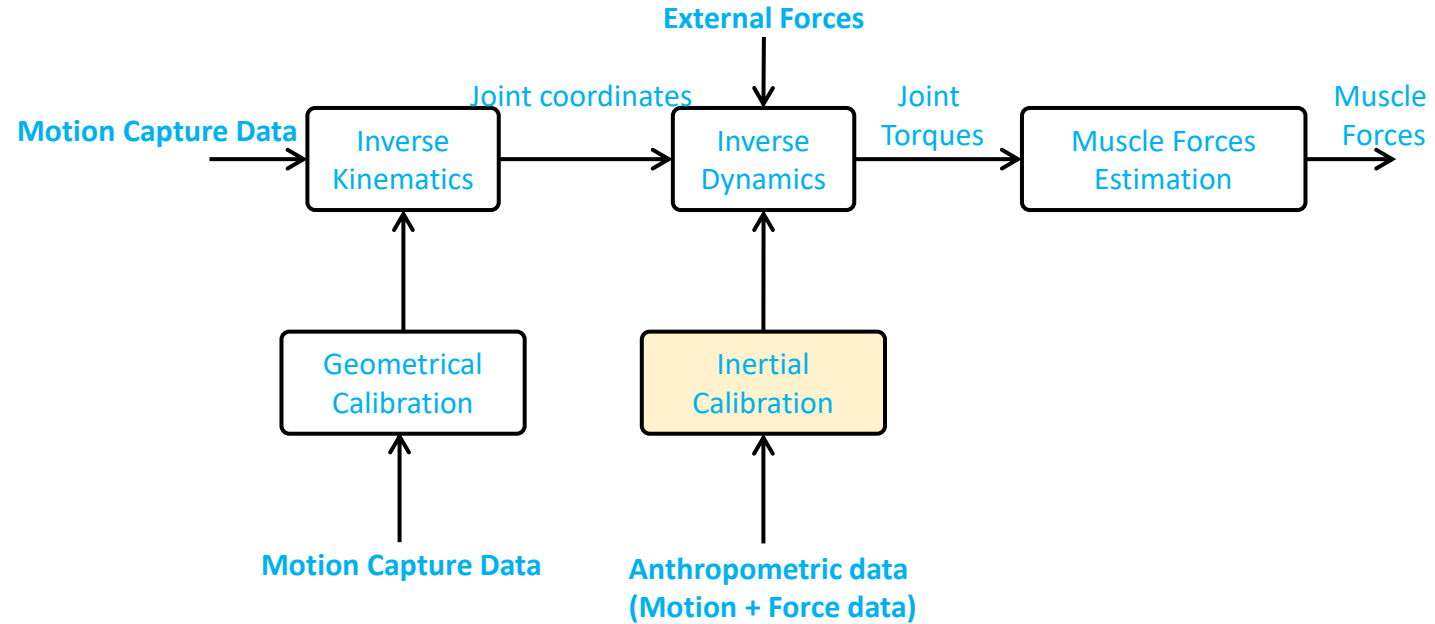
Featherstone, R. (2014). *Rigid body dynamics algorithms*. Springer.

Erdemir, A., McLean, S., Herzog, W., & van den Bogert, A. J. (2007). Model-based estimation of muscle forces exerted during movements. *Clinical biomechanics*, 22(2), 131-154.

Van Den Bogert, A. J., & Su, A. (2008). A weighted least squares method for inverse dynamic analysis. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 11(1), 3-9.

Mes cours en vidéo <https://youtu.be/VThk5yo-zOo>

Analyse par dynamique inverse

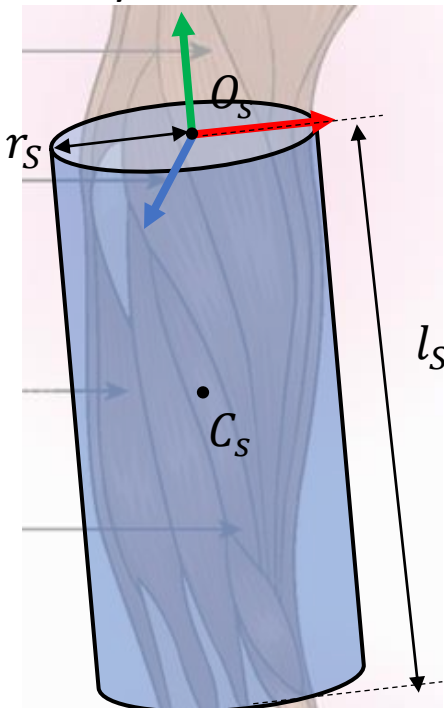


Méthodes expérimentales: aucune vraiment performante

Segment

Solide rigide (indéformable) défini par une géométrie, un ou plusieurs repères et des **propriétés inertielles** (masse, centre de masse, inertie)

Un Cylindre...



Repère associé $R_S(O_S, \vec{x}_S, \vec{y}_S, \vec{z}_S)$

Paramètres géométriques l_S, r_S

Paramètres inertiels

C_S centre de masse du solide

m_S masse du solide

$\bar{I}(C_S, S) = \begin{bmatrix} I_{xx} & -I_{xy} & -I_{xz} \\ -I_{xy} & I_{yy} & -I_{yz} \\ -I_{xz} & -I_{yz} & I_{zz} \end{bmatrix}_{(\vec{x}_S, \vec{y}_S, \vec{z}_S)}$ Matrice d'inertie du solide définie au centre de masse exprimée dans la base associée au solide



Pour un cylindre

$$\bar{I}(C_S, S) = m_S \begin{bmatrix} \frac{r_S^2}{4} + \frac{l_S^2}{12} & 0 & 0 \\ 0 & \frac{r_S^2}{4} + \frac{l_S^2}{12} & 0 \\ 0 & 0 & \frac{r_S^2}{2} \end{bmatrix}_{(\vec{x}_S, \vec{y}_S, \vec{z}_S)}$$

Tables **inertielle**s



Journal of Biomechanics

Volume 29, Issue 9, September 1996, Pages 1223-1230



Journal of Biomechanics 40 (2007) 543–553

**JOURNAL
OF
BIOMECHANICS**

www.elsevier.com/locate/jbiomech
www.JBiomech.com

Technical note

Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters

Paolo de Leva *

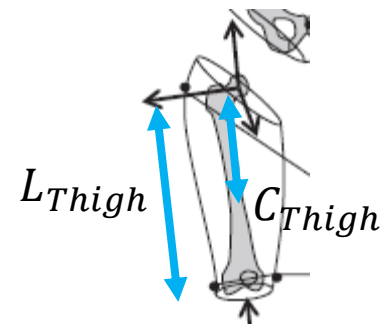
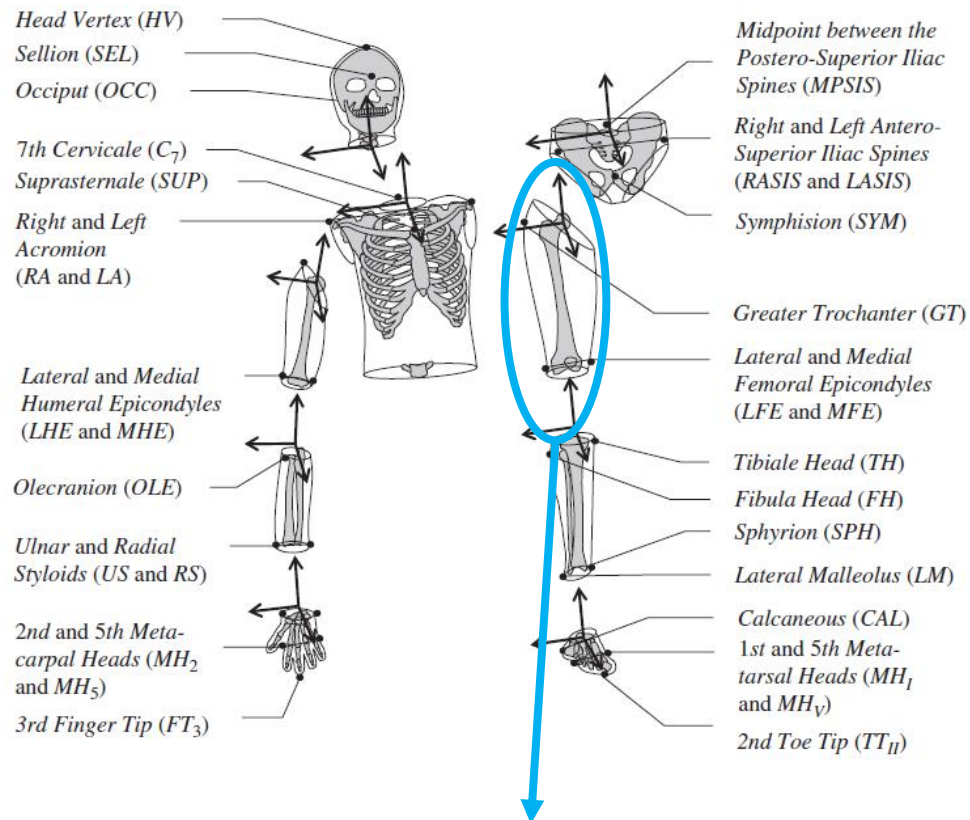
Adjustments to McConville et al. and Young et al. body segment inertial parameters

R. Dumas*, L. Chèze, J.-P. Verriest

*Laboratoire de Biomécanique et Modélisation Humaine, Université Claude Bernard Lyon 1 – INRETS, Bâtiment Omega,
43 Boulevard du 11 novembre 1918, 69 622 Villeurbanne cedex, France*

Accepted 21 February 2006

Mise en œuvre (Dumas et al. 2006)



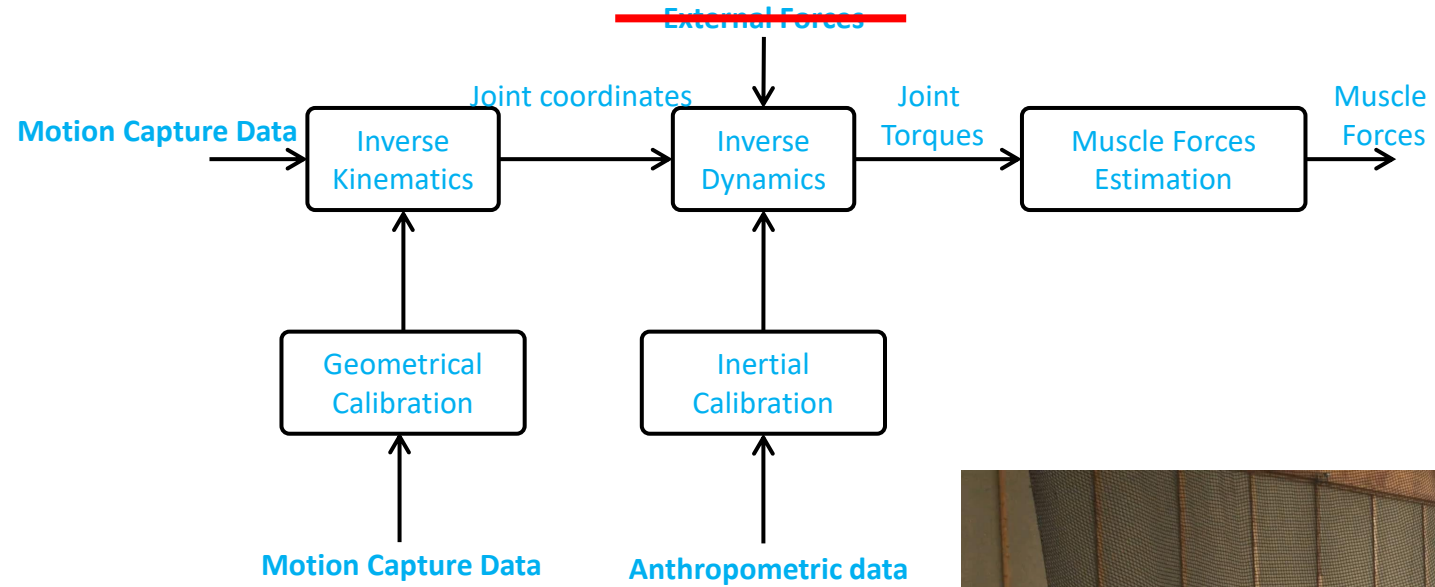
$$m_{Thigh} = 0,123m_{Body}$$

$$C_{Thigh} = \begin{bmatrix} -0.041L_{Thigh} \\ -0.429L_{Thigh} \\ 0.033L_{Thigh} \end{bmatrix} \text{ and}$$

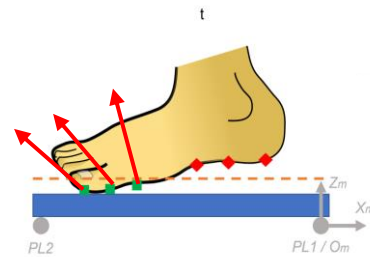
$$\bar{I}(C_{Thigh}, S) = \begin{bmatrix} (0.29L_{Thigh})^2 & (0.07L_{Thigh})^2 & (0.02iL_{Thigh})^2 \\ (0.07L_{Thigh})^2 & (0.15L_{Thigh})^2 & (0.07iL_{Thigh})^2 \\ (0.02iL_{Thigh})^2 & (0.07iL_{Thigh})^2 & (0.30L_{Thigh})^2 \end{bmatrix} \times 0.123m_{Body},$$

| Segment | Length definition | Origin of SCS | Gender | Length L (in mm) | Scaling factor for mass m (%) | Scaling factors for position of centre of mass | | | Scaling factors for tensor of inertia | | | | | |
|---------|-------------------|---------------|--------|------------------|-------------------------------|--|-------|-------|---------------------------------------|---------------------|---------------------|---------------------|---------------------|---------------------|
| | | | | | | X (%) | Y (%) | Z (%) | r _{xx} (%) | r _{yy} (%) | r _{zz} (%) | r _{xy} (%) | r _{xz} (%) | r _{yz} (%) |
| Thigh | HJC to KJC | HJC | F | 379 | 14.6 | -7.7 | -37.7 | 0.9 | 31 | 19 | 32 | 7 | 2(i) | 7(i) |
| | | | M | 432 | 12.3 | -4.1 | -42.9 | 3.3 | 29 | SPORTS EXP | IA | 7 | 2(i) | 7(i) |

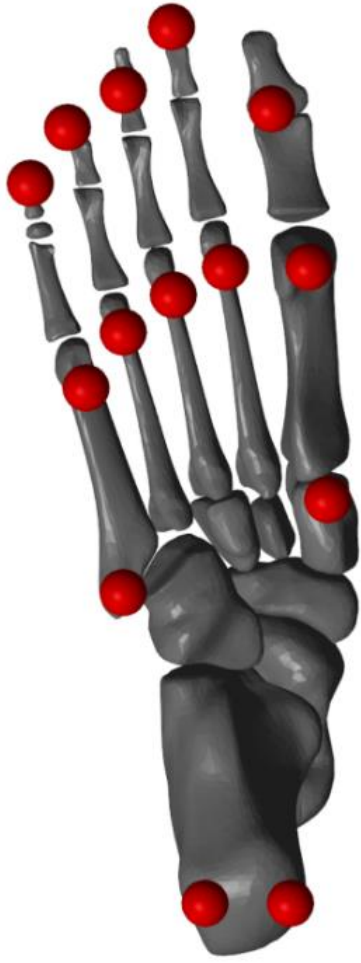
Fil Rouge



Focus: Prédiction des efforts d'interaction



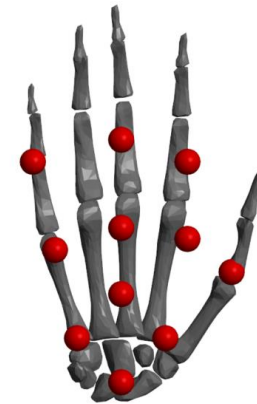
Modèle de contact



Points anatomiques définis sur le pied comme des « points de contact »

On limite la force max par point de contact

On définit des seuils pour la détection du contact (position et vitesse)



Généralisable à toutes les parties du corps potentiellement en contact

Méthode

$$\min_{\mathbf{f}_e} \sum_{i=1}^{2N_f} \|\mathbf{F}_i\|^2$$

On minimise la somme de la norme des forces au carré en chaque point de contact

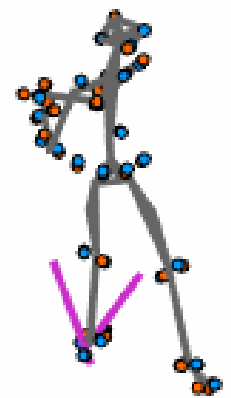
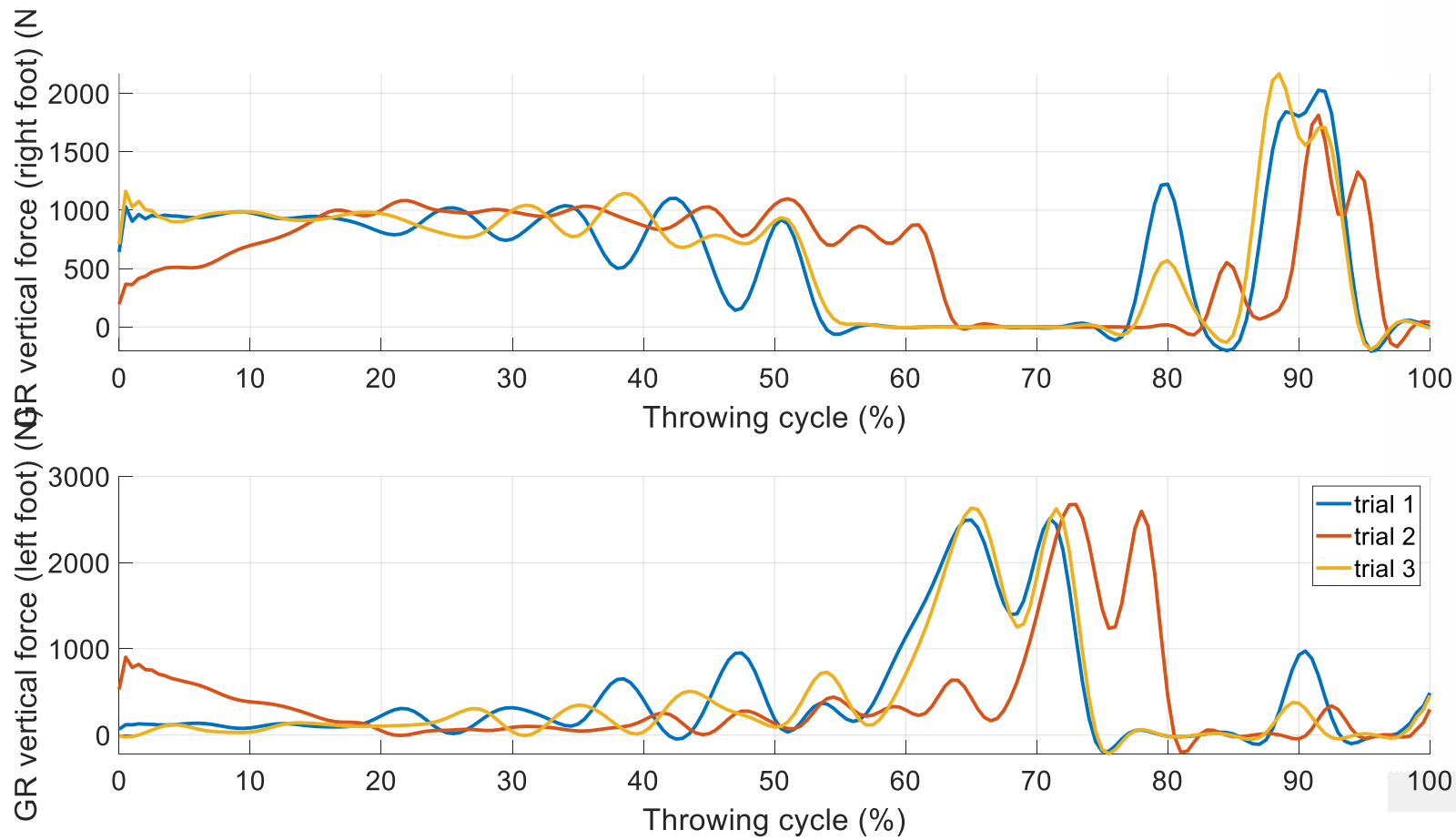
$$s. t. \begin{cases} M_s(\mathbf{q})\ddot{\mathbf{q}} + C_s(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}) + G_s(\mathbf{q}) + \mathbf{f}_e = \mathbf{0} \\ \forall i \in [1, 2(N_f + N_h)], \mathbf{F}_i < \mathbf{F}_{i_{max}} \end{cases}$$

En respectant l'équilibre dynamique
et les forces maximales disponibles par point de contact

Des méthodes concurrentes (machine learning, répartitions analytiques)

Méthodes « aidées » (semelles de pression etc...)

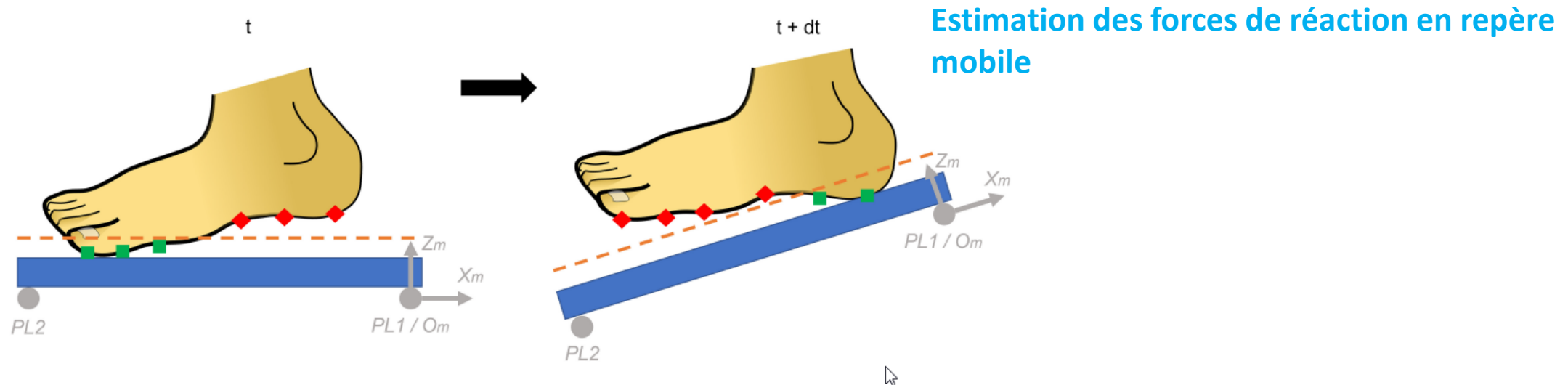
Fil rouge



| indicateurPerformance (m) | exercice | essai |
|---------------------------|-----------|-------|
| 58,30 | exercice5 | 1 |
| 56,94 | exercice5 | 2 |
| 60,55 | exercice5 | 3 |



Encore mieux



Demestre, L., Morin, P., May, F., Bideau, N., Nicolas, G., Pontonnier, C., & Dumont, G. (2022). Motion-based ground reaction forces and moments prediction method for interaction with a moving and/or non-horizontal structure. *Journal of Biomechanical Engineering*.

Prédiction des forces de réaction

R. Fluit, M. S. Andersen, S. Kolk, N. Verdonschot, and H. F. Koopman, “Prediction of ground reaction forces and moments during various activities of daily living,” *Journal of biomechanics* vol. 47, no. 10, pp. 2321–2329, 2014

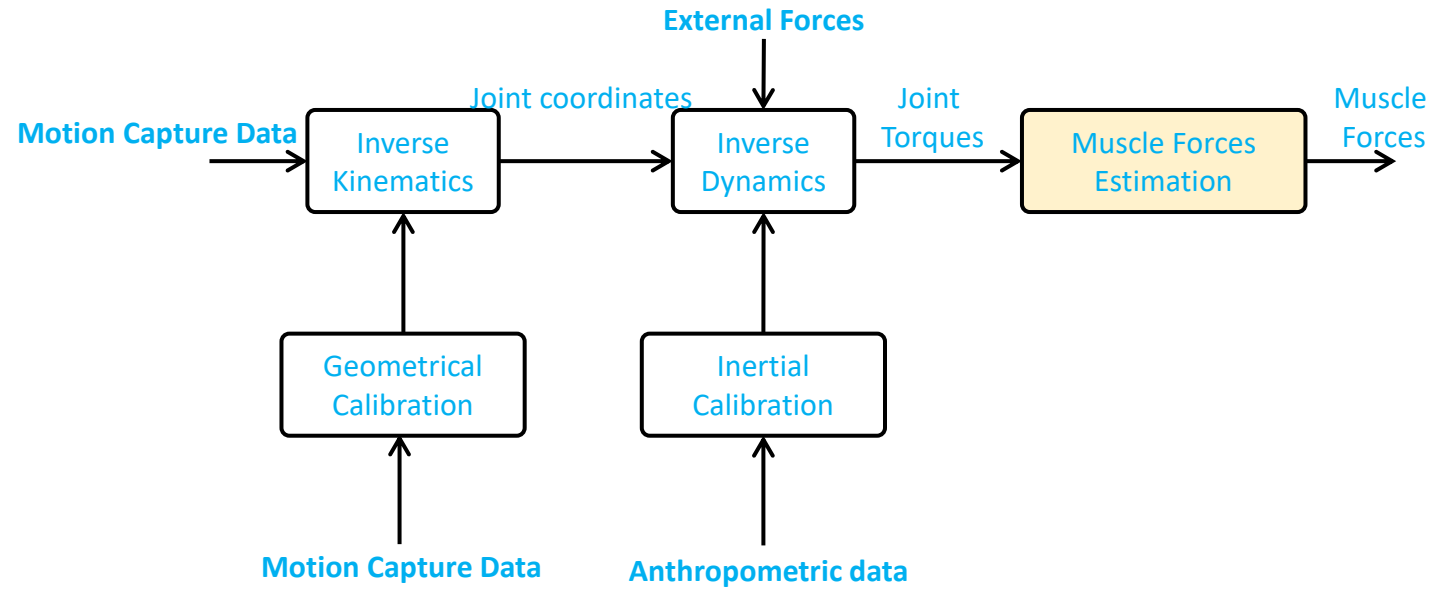
S. Skals, M. K. Jung, M. Damsgaard, and M. S. Andersen, “Prediction of ground reaction forces and moments during sports-related movements,” *Multibody system dynamics*, vol. 39, no. 3, pp. 175–195, 2017

Muller, A., Pontonnier, C., & Dumont, G. (2019). Motion-based prediction of hands and feet contact efforts during asymmetric handling tasks. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 67(2), 344-352.

Muller, A., Pontonnier, C., Robert-Lachaine, X., Dumont, G., & Plamondon, A. (2020). Motion-based prediction of external forces and moments and back loading during manual material handling tasks. *Applied ergonomics*, 82, 102935.

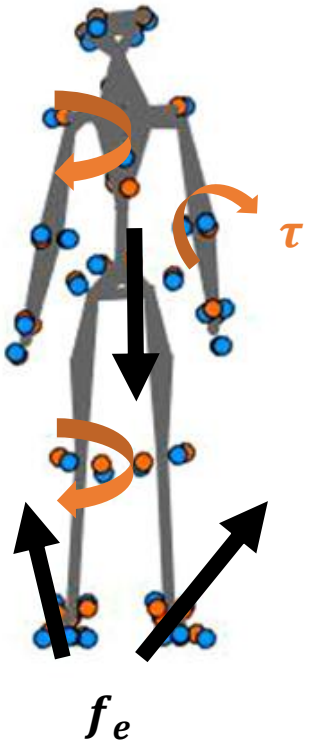
Demestre, L., Morin, P., May, F., Bideau, N., Nicolas, G., Pontonnier, C., & Dumont, G. (2022). Motion-based ground reaction forces and moments prediction method for interaction with a moving and/or non-horizontal structure. *Journal of Biomechanical Engineering*.

Analyse par dynamique inverse



Focus: Estimation des efforts musculaires

Dynamique d'un système de solides rigides polyarticulés (avec contraintes)



$$H(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} = f_e + \tau + K^t \lambda$$

Conséquence de l'action musculaire

Action musculaire

Topologie musculaire

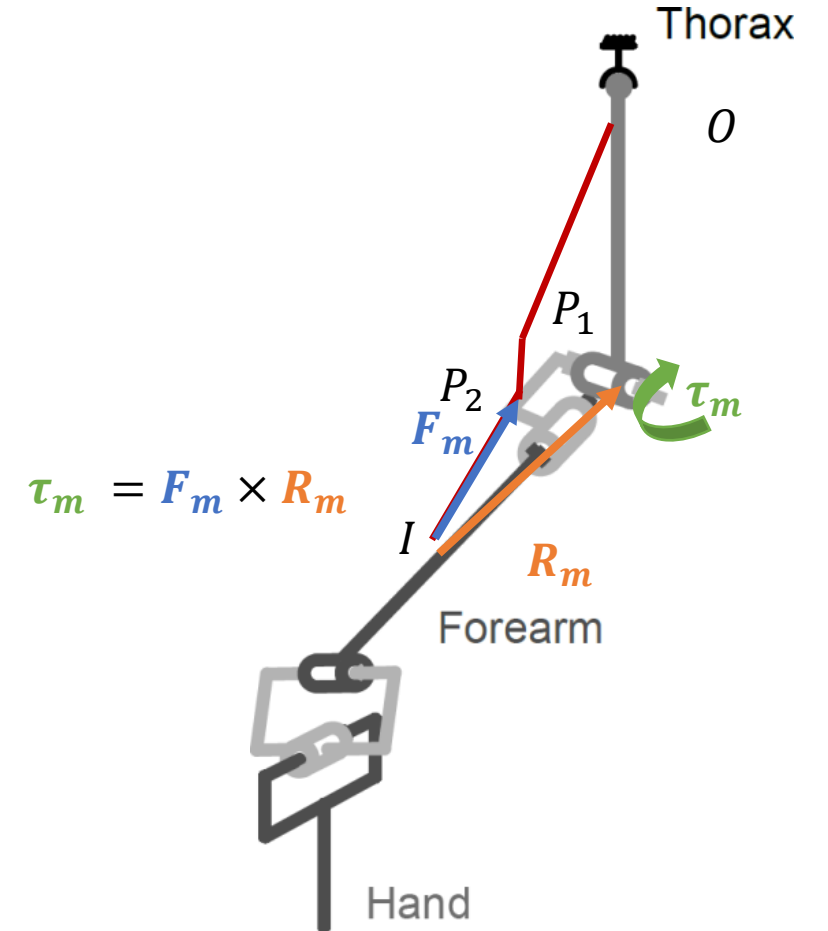
Action globale des muscles sur le modèle

$$\tau = RF$$

τ couples articulaires

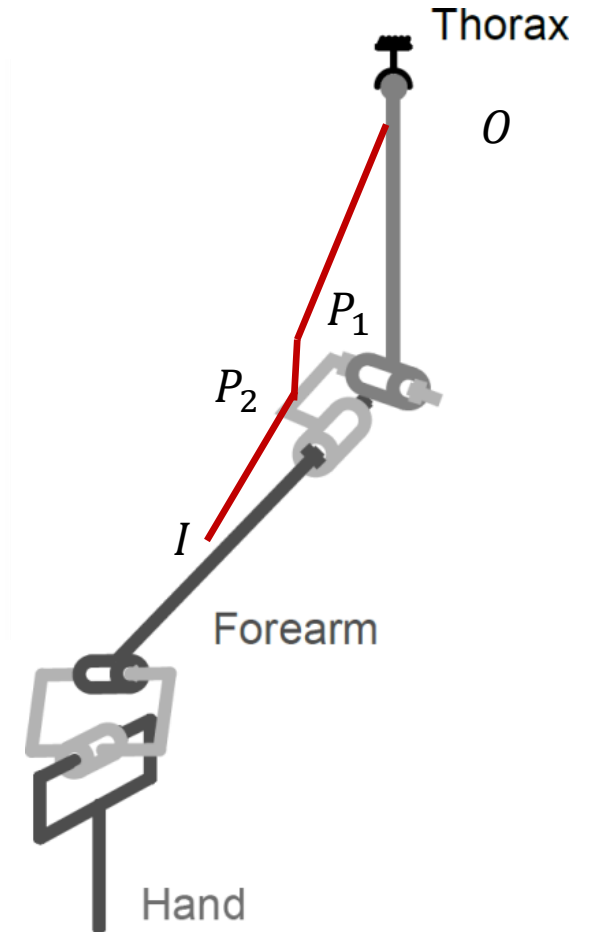
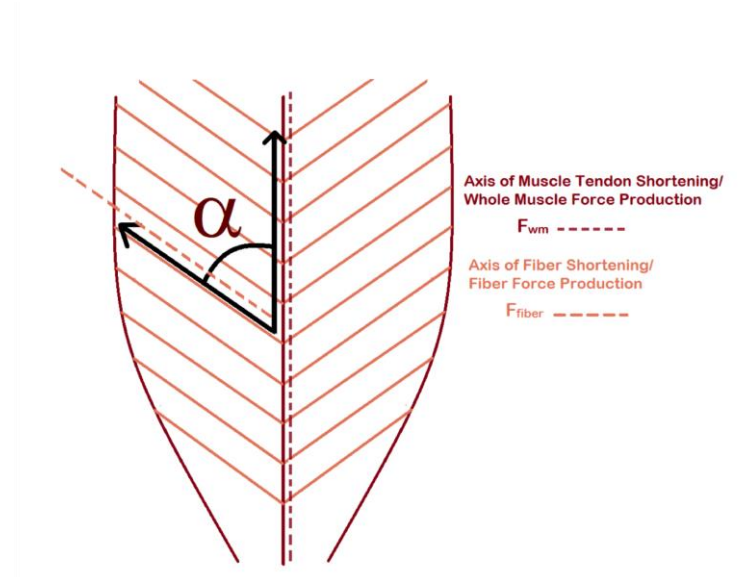
R matrice des bras de levier

F vecteur des forces musculaires



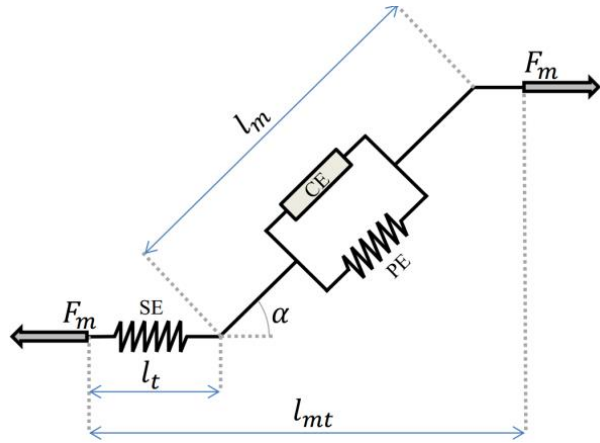
Action musculaire

Modèle de génération d'effort



Action musculaire

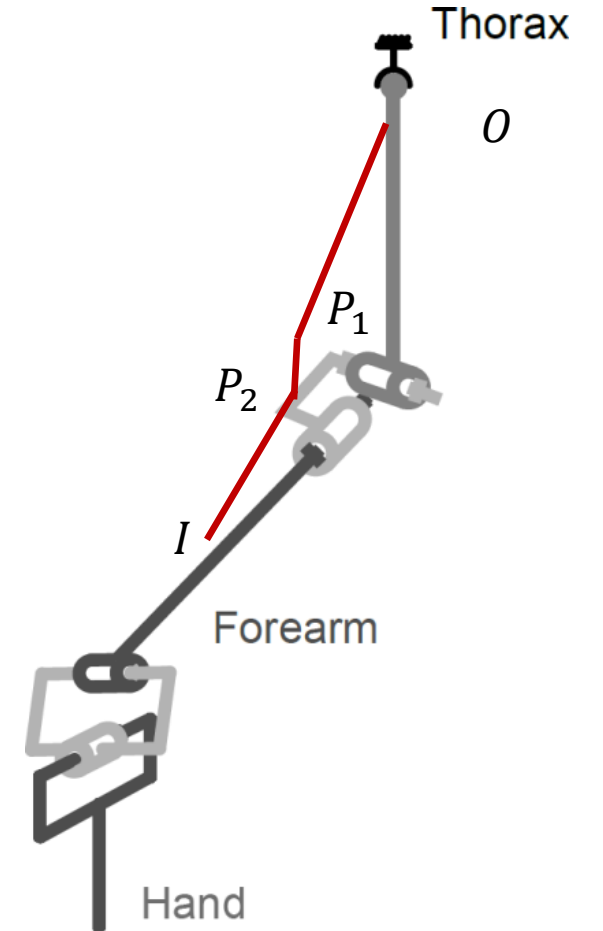
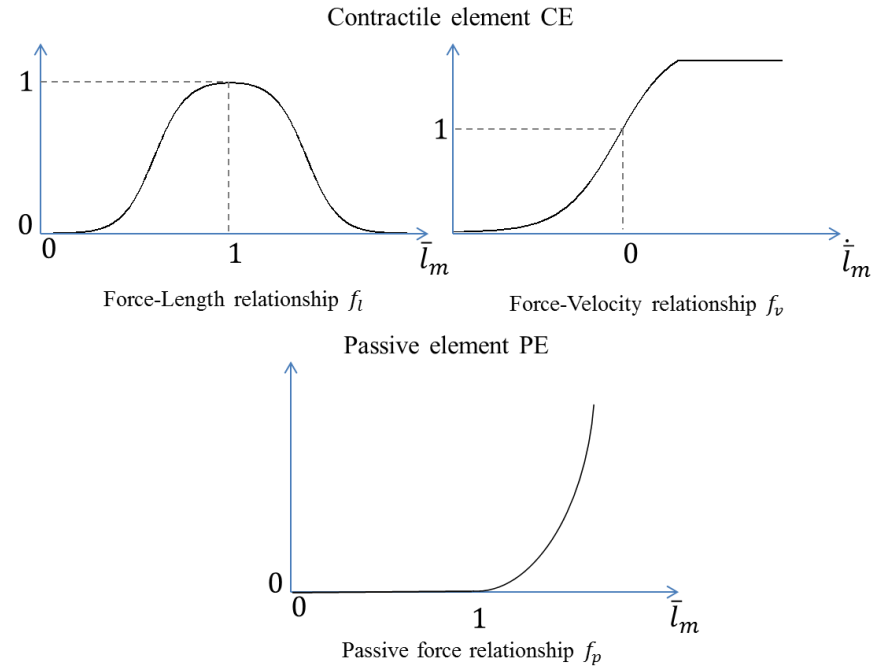
Modèle de génération d'effort



Hill model [Hill1938]

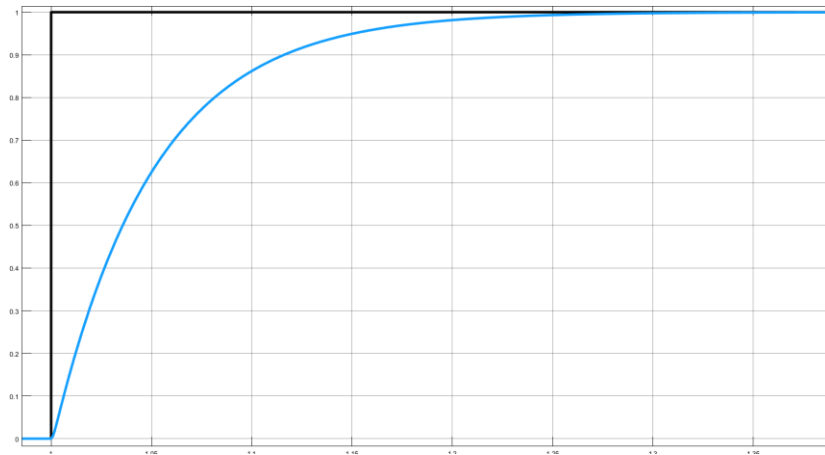
$$F_{m,j} = \left[f_p(\bar{l}_{m,j}) + f_a(a_j, \bar{l}_{m,j}, \dot{\bar{l}}_{m,j}) \right] F_{o,j}$$

Loi visco-élastique



Action musculaire

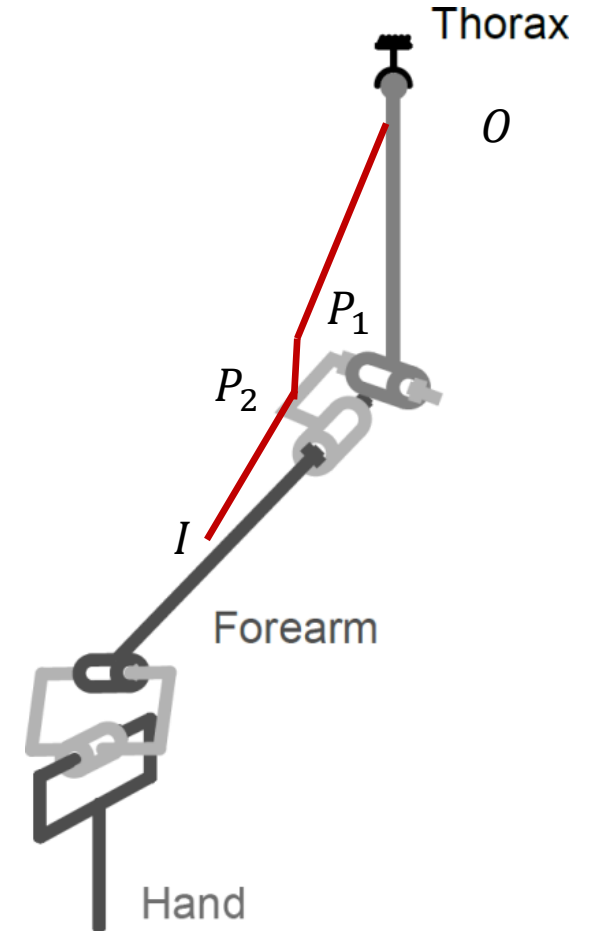
Dynamique d'activation



$$\dot{e}_j = (u_j - e_j) / \tau_{ne}$$
$$\dot{a}_j = \begin{cases} (e_j - a_j) / \tau_{act} & , \quad e_j \geq a_j \\ (e_j - a_j) / \tau_{deact} & , \quad e_j < a_j \end{cases}$$



Délai électromécanique (10 à 100ms)



Résolution

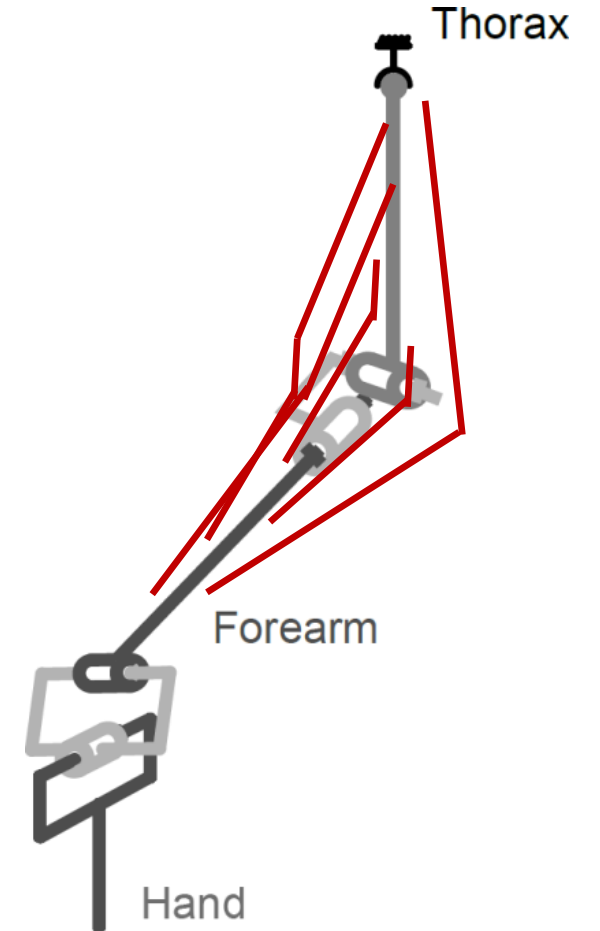
Redondance **musculaire** $\text{len}(F) > \text{len}(q)$

Minimiser une fonction de cout représentant un principe moteur

$$\begin{aligned} \min f(F) &\xrightarrow{\text{classiquement}} f(F) = \sum_n \left(\frac{F_{m_i}}{F_{\max_i}} \right)^p \\ \text{s.t. } \quad \tau &= RF \\ F_{\min_i} &< F_{m_i} < F_{\max_i} \end{aligned}$$

Plus p est grand, plus les muscles agissent en synergie

Plus p est petit, plus les muscles les plus puissants sont recrutés en priorité



Résolution

Redondance musculaire

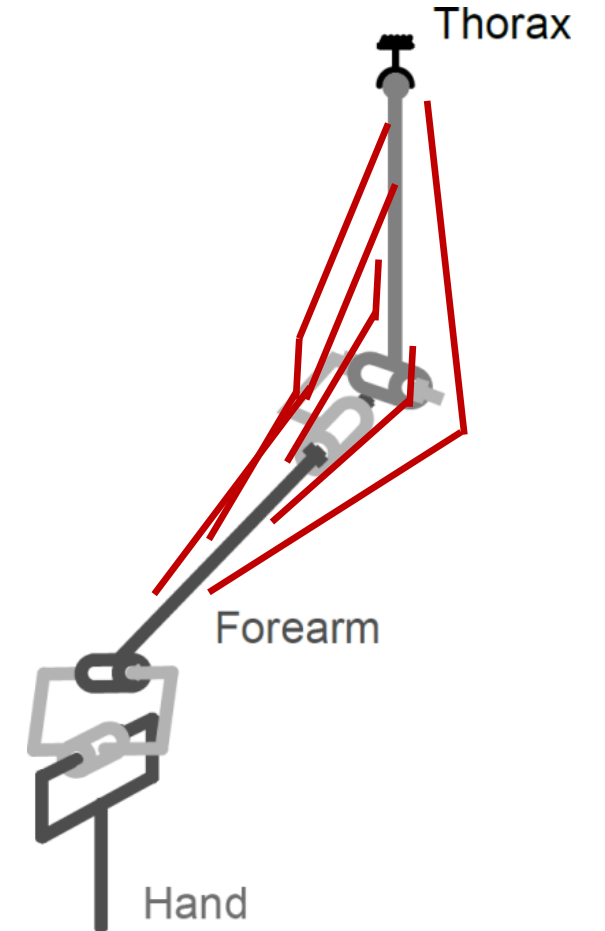
$$\begin{aligned} & \min_{\mathbf{F}} f(\mathbf{F}) \\ \text{s.t.} \quad & \boldsymbol{\tau} = \mathbf{R}\mathbf{F} \\ & F_{\min_i} < F_{m_i} < F_{\max_i} \end{aligned}$$

Peut être couplé avec la dynamique inverse

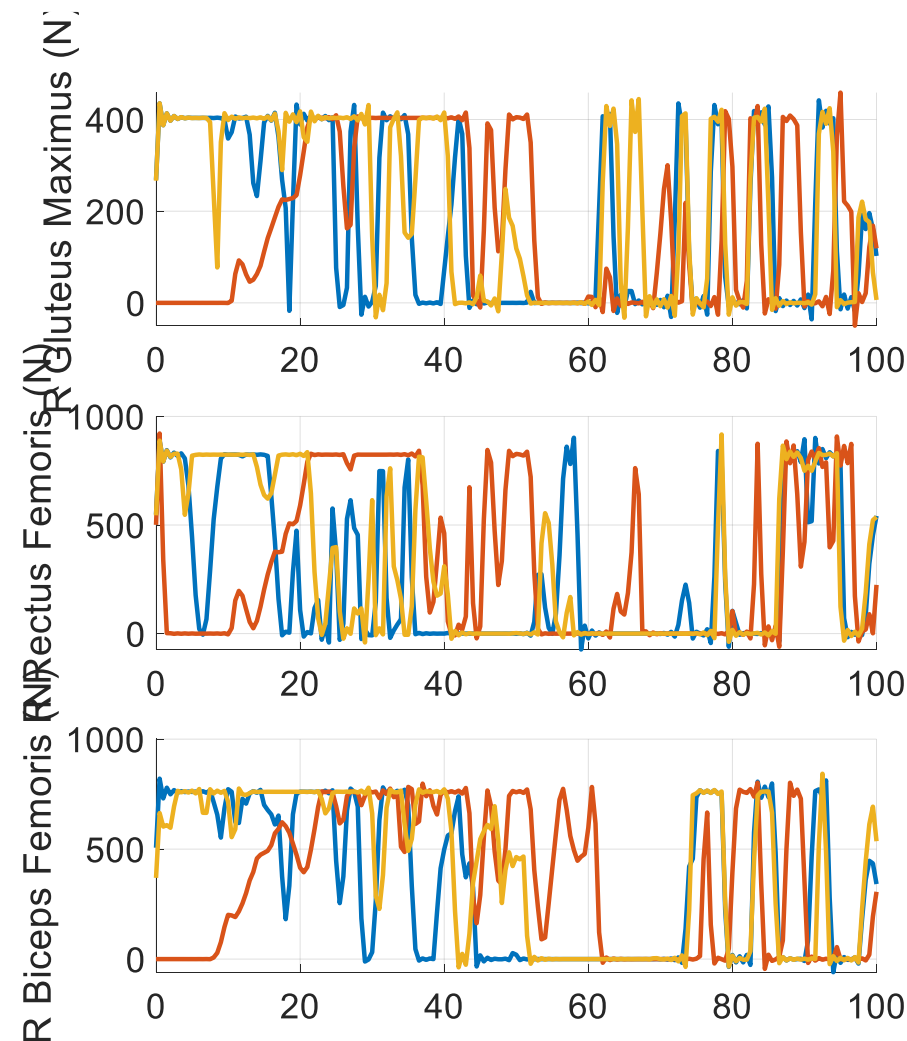
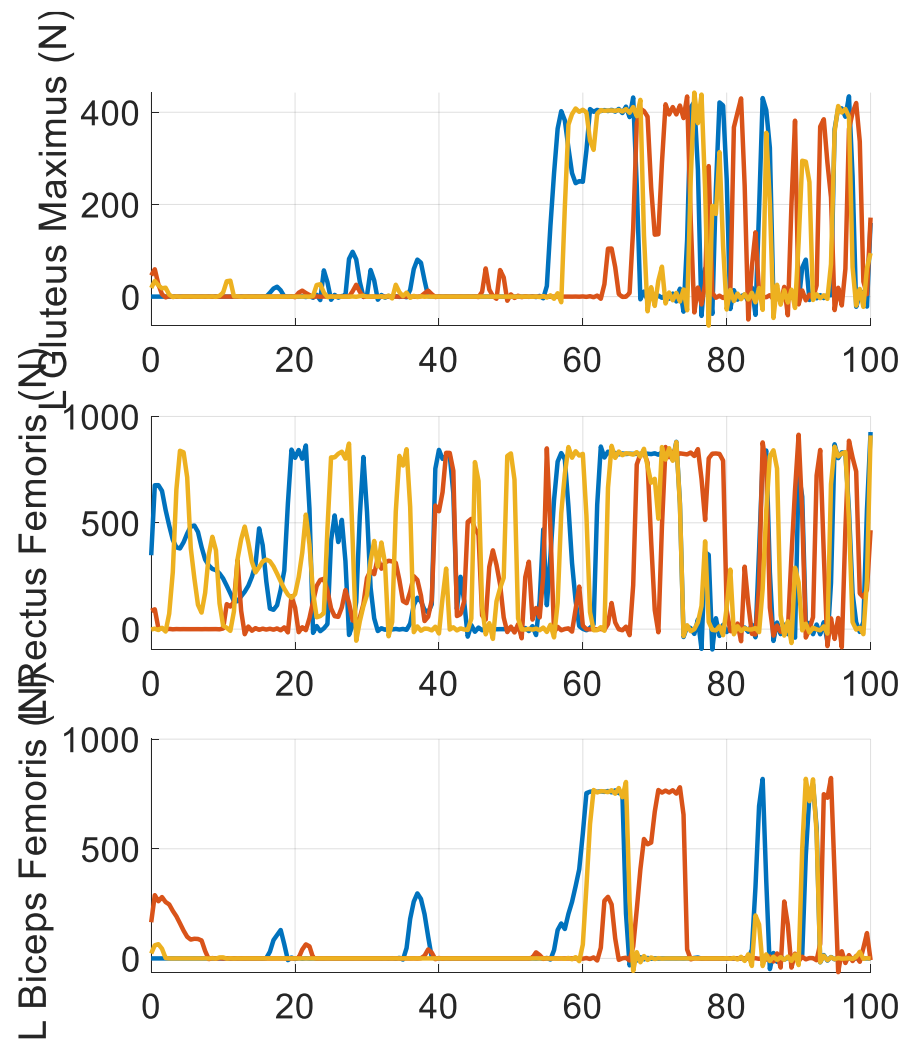
$$\begin{aligned} & \min_{\mathbf{F}, \boldsymbol{\lambda}} f(\mathbf{F}, \boldsymbol{\lambda}) \\ \text{s.t.} \quad & \boxed{H(\mathbf{q})\ddot{\mathbf{q}} + C(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})\dot{\mathbf{q}} + G(\mathbf{q}) = \mathbf{f}_e} + \boxed{\mathbf{R}\mathbf{F} + \mathbf{K}^t \boldsymbol{\lambda}} \\ & F_{\min_i} < F_{m_i} < F_{\max_i} \end{aligned}$$

Newton euler friendly

Forcément par optimisation



Fil rouge



| indicateurPerformance (m) | exercice | essai |
|---------------------------|-----------|-------|
| 58,30 | exercice5 | 1 |
| 56,94 | exercice5 | 2 |
| 60,55 | exercice5 | 3 |

Fil rouge

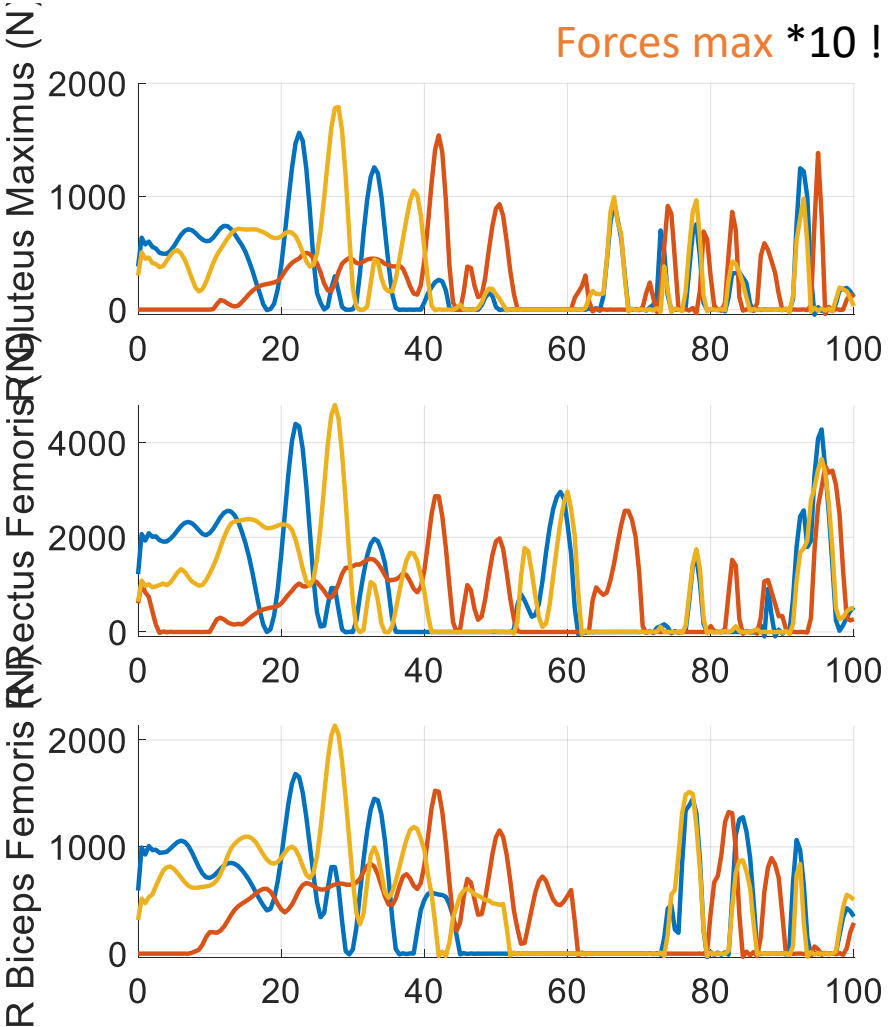
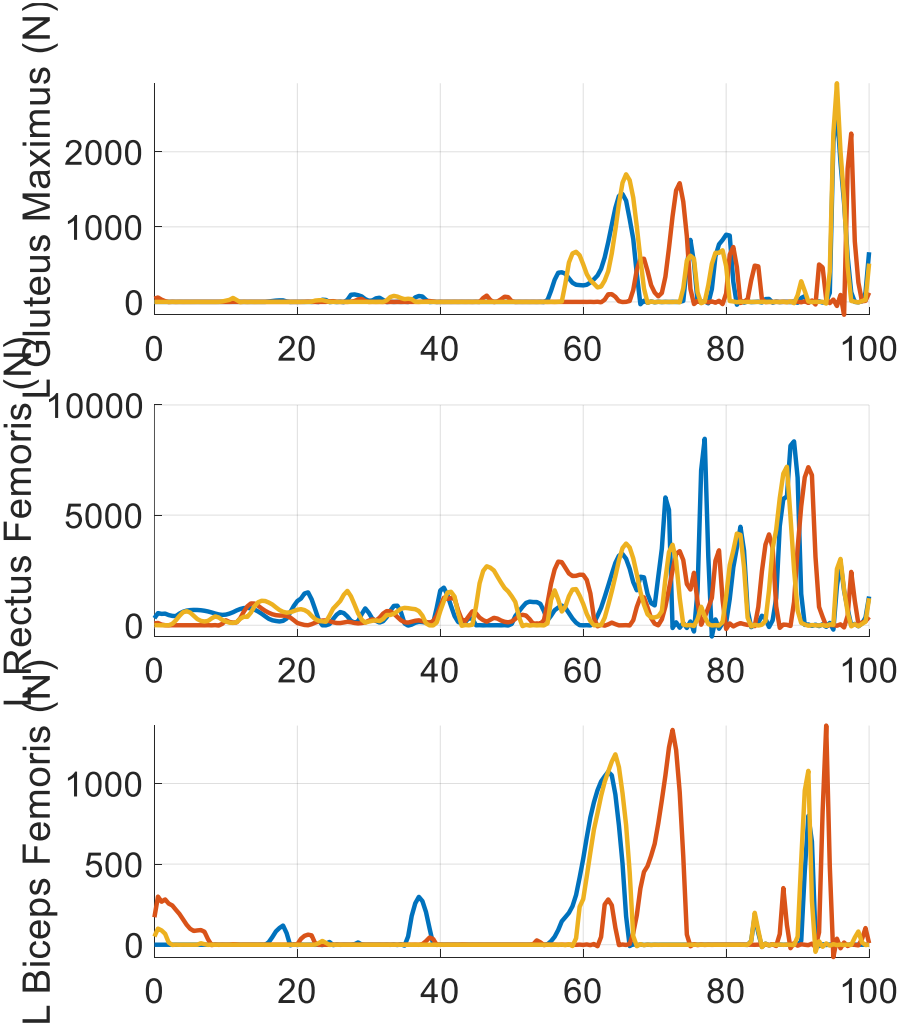
1,85m

111kg

Vs

1,70m

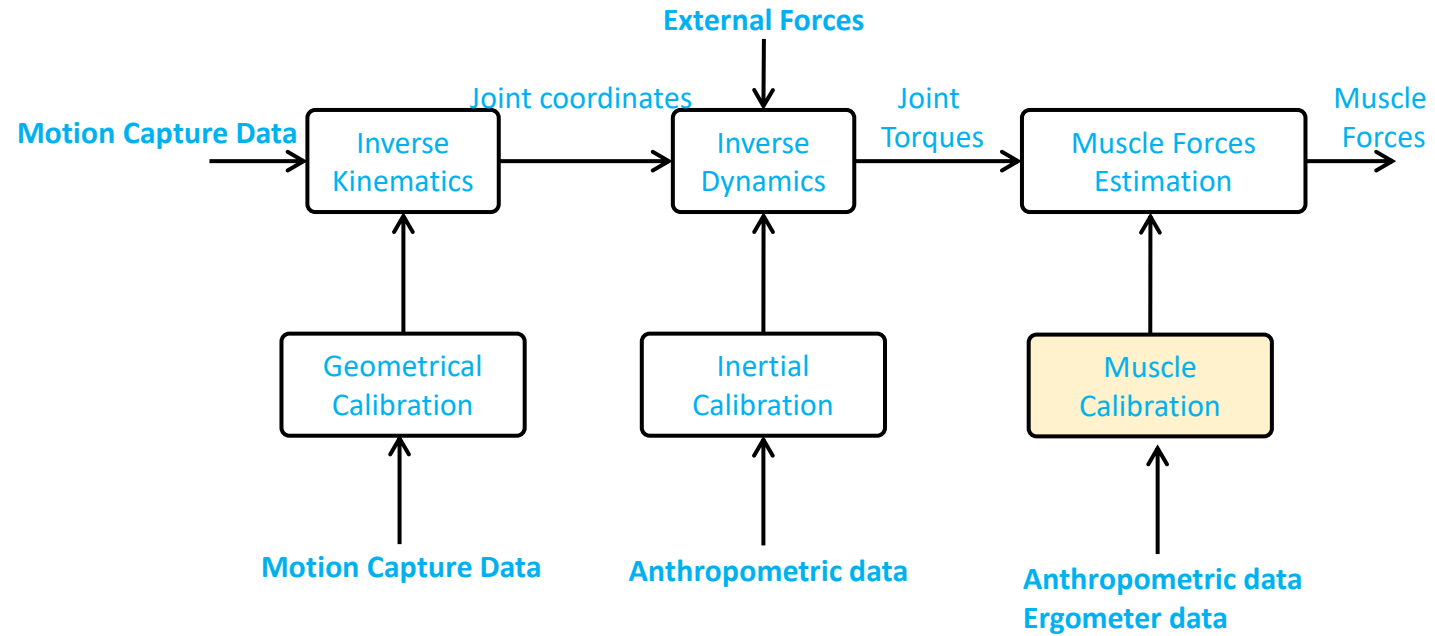
65kg



| indicateur | Performance (m) | exercice | essai |
|------------|-----------------|-----------|-------|
| | 58,30 | exercice5 | 1 |
| | 56,94 | exercice5 | 2 |
| | 60,55 | exercice5 | 3 |



Analyse par dynamique inverse



Calibration musculaire

Mesure de capacité de génération d'efforts

Sujets :

43

26 civils

17 militaires



Matériels :

Ergomètre isocinétique

Tâches :

Efforts maximaux

3 articulations

2 mouvements Flexion / Extension

5 essais isométriques

3 essais isocinétiques



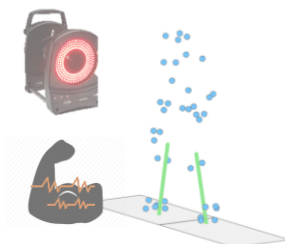
Cheville



Genou



Hanche



Caractérisation musculo-squelettique du membre inférieur

CPP SOOM I, France no. 2018-A00484-51

Calibration musculaire

Mesure de capacité de génération d'efforts

Captures de mouvement

Sujets :

43

26 civils

17 militaires



Matériels :

Ergomètre isocinétique

Tâches :

Efforts maximaux

3 articulations

2 mouvements Flexion / Extension

5 essais isométriques

3 essais isocinétiques

Matériels :

22 Caméras Optoélectroniques (200 Hz)

50 marqueurs

16 électrodes EMG (8/jambe)

2 plateformes de forces

1 sujet

Locomotion

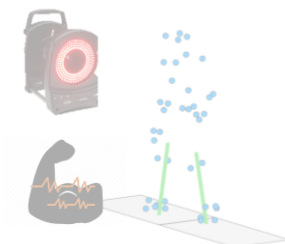
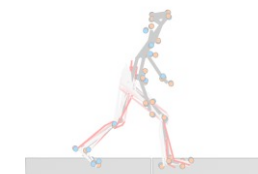
Marche

Course

Changement de direction

Saut

Port de charge (10, 20, 30 kg)

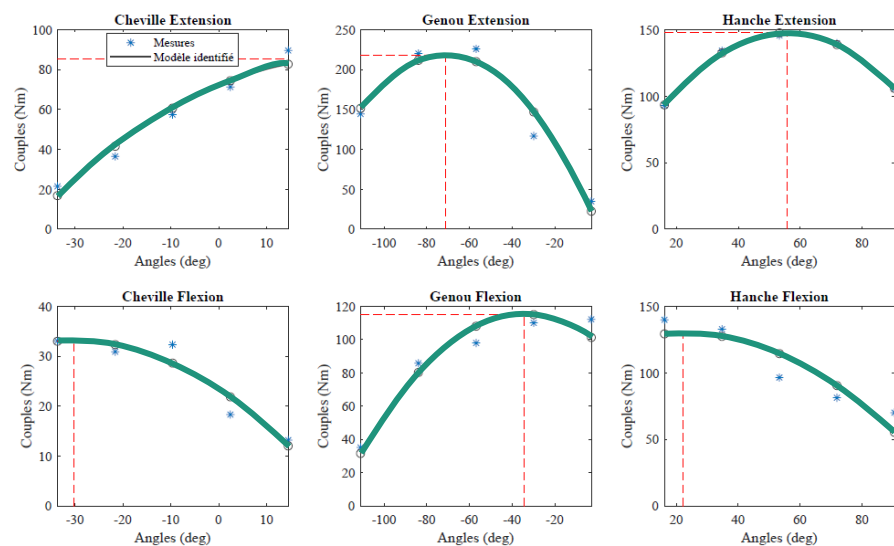


Caractérisation musculo-squelettique du membre inférieur

CPP SOOM I, France no. 2018-A00484-51

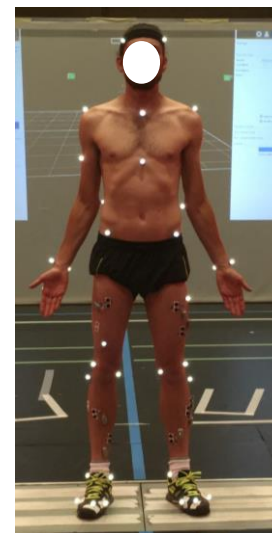
Calibration musculaire

Mesure de capacité de génération d'efforts

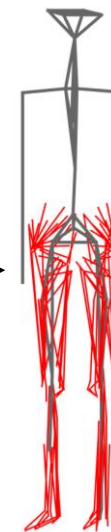


- **6 Courbes couple-angle**
50 points par courbe
300 points
Correspondant à 300
configurations articulaires

Captures de mouvement



Calibration
géométrique

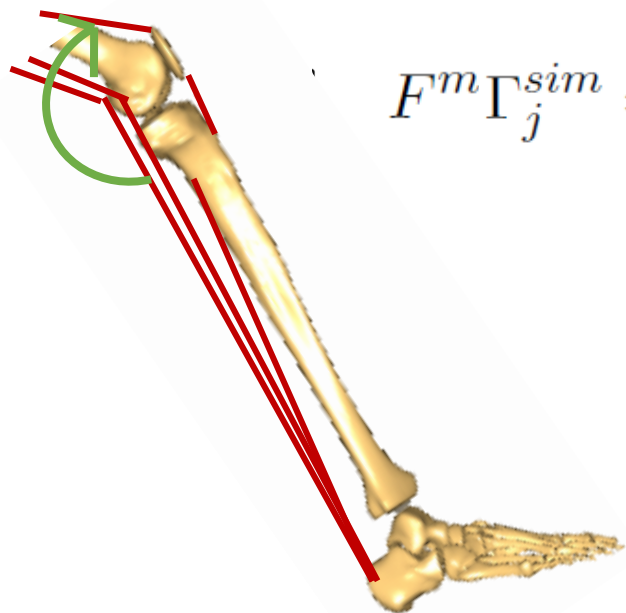


18 segments
17 articulations
41 muscles / jambe

Lund et al., 2018

Calibration musculaire

Modèle musculaire



Paramètres à identifier

$$F^m \Gamma_j^{sim} = \sum_i^{N_m} R_{ji}(\mathbf{q}) \cdot \boxed{F_0^{m_i}} \left(a^{m_i} f_l^a \left(\tilde{l}^{m_i}(\mathbf{q}) \right) + f_l^p \left(\tilde{l}^{m_i}(\mathbf{q}) \right) \right)$$

Rajagopal, 2016
Scott and Winter, 1991

Bras de levier

Activation
0 ou 100%

Hasson and Cadwell 2012
Carbone 2016

Muller et al., 2017

$$\tilde{l}^{m_i}(\mathbf{q}) = \frac{l^{mt_i}(\mathbf{q}) - \boxed{l_s^t}}{\boxed{l_0^{m_i}}}$$

Paramètres musculaires :

- l_0^m la longueur optimale de fibre
- F_0^m la force maximale isométrique
- l_s^t la longueur de détente du tendon

Calibration musculaire

$$F_0^m$$

$$l_0^m$$

$$l_s^t$$

Modèle initial

 *init*

$$F_{0,init}^m = F_0^m \left(\frac{h_{subject}}{h_{model}} \right)^2 \quad \text{Steele et al., 2012}$$

$$\frac{l_0^m}{l_s^t} = cste \quad \text{Delp et al., 2007}$$

Modèle mis à l'échelle

 *scaled*

$$c^m = \frac{\max(\Gamma^{exp})}{\max(\Gamma^{sim})}$$

$$\frac{l_0^m}{l_s^t} = cste$$

$$F_{0,scaled}^m = c^m F_{0,init}^m$$

Modèle optimisé

 *opt*

Optimisation

$$l_0^m = \frac{l_{max}^{mt} - l_{min}^{mt}}{\tilde{l}_{max}^m - \tilde{l}_{min}^m}$$

Garner and Pandy, 2003

$$l_s^t = \frac{l_{min}^{mt} \tilde{l}_{max}^m - l_{max}^{mt} \tilde{l}_{min}^m}{\tilde{l}_{max}^m - \tilde{l}_{min}^m}$$

Calibration musculaire

$$J(\mathbf{c}_{opt}^m, \tilde{l}_{min}^m, \tilde{l}_{max}^m) = \sum_{j=1}^{N_{jt}} \sum_{c=1}^{N_c} \left(\Gamma_{jc}^{exp} - \Gamma_{jc}^{sim}(\mathbf{c}_{opt}^m, \tilde{l}_{min}^m, \tilde{l}_{max}^m) \right)^2$$

$$\min_{\mathbf{c}_{opt}^m, \tilde{l}_{min}^m, \tilde{l}_{max}^m} J(\mathbf{c}_{opt}^m, \tilde{l}_{min}^m, \tilde{l}_{max}^m)$$

$$\text{s.c. } 0,5 < \mathbf{c}_{opt}^m < 1,5$$

$$0 < \tilde{l}_{min}^m < 0,8$$

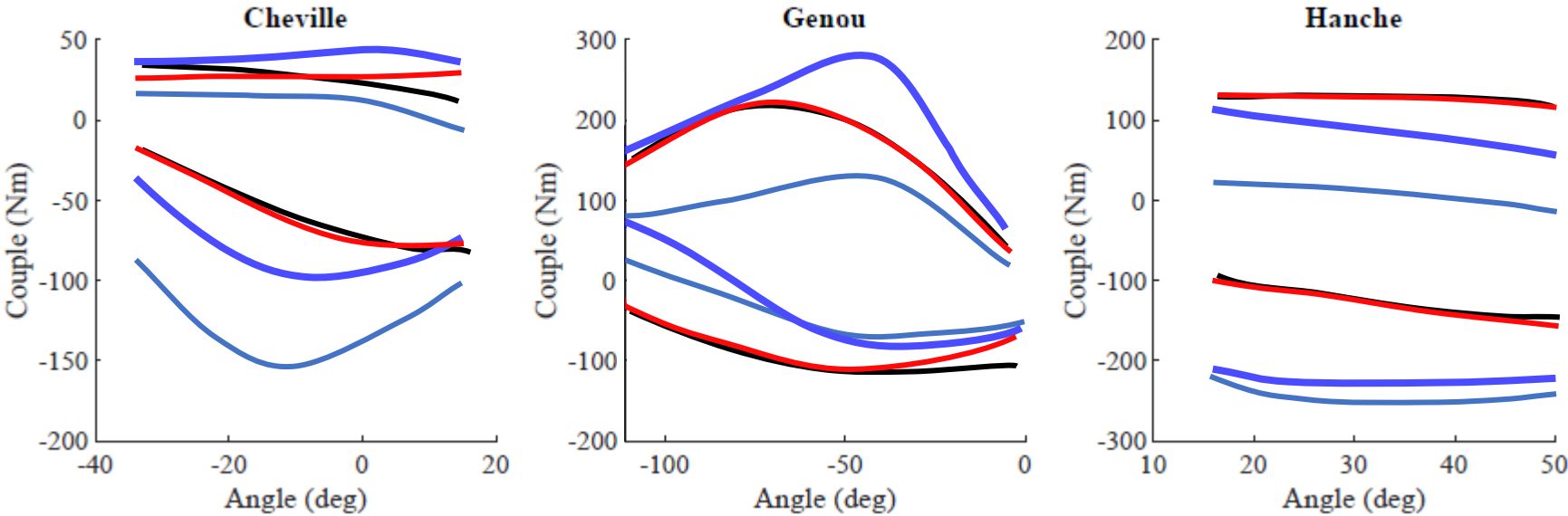
$$1,2 < \tilde{l}_{max}^m < 2,0$$

$$l_s^t > 0$$

Modèle optimisé

 opt

Calibration musculaire



| | | | |
|--|--|--|---|
| Données Expérimentales | Modèle initial | Modèle mis à l'échelle | Modèle optimisé |
|  |  <i>init</i> |  <i>scaled</i> |  <i>opt</i> |

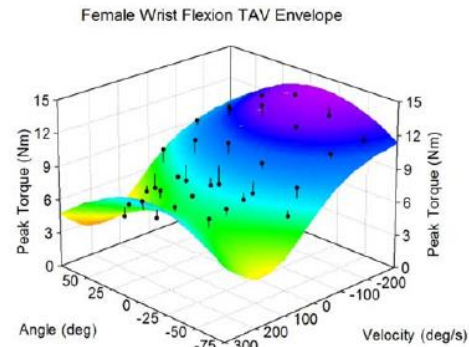
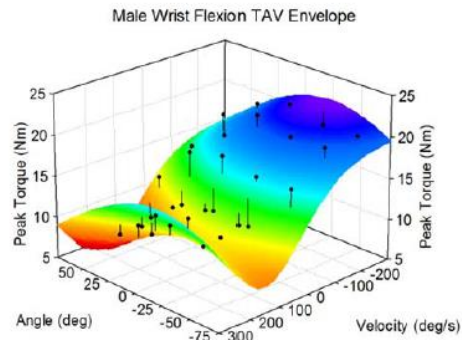
$$\frac{RMSE}{\Gamma_{max}^{exp}}$$

65,8 %

43,7 %

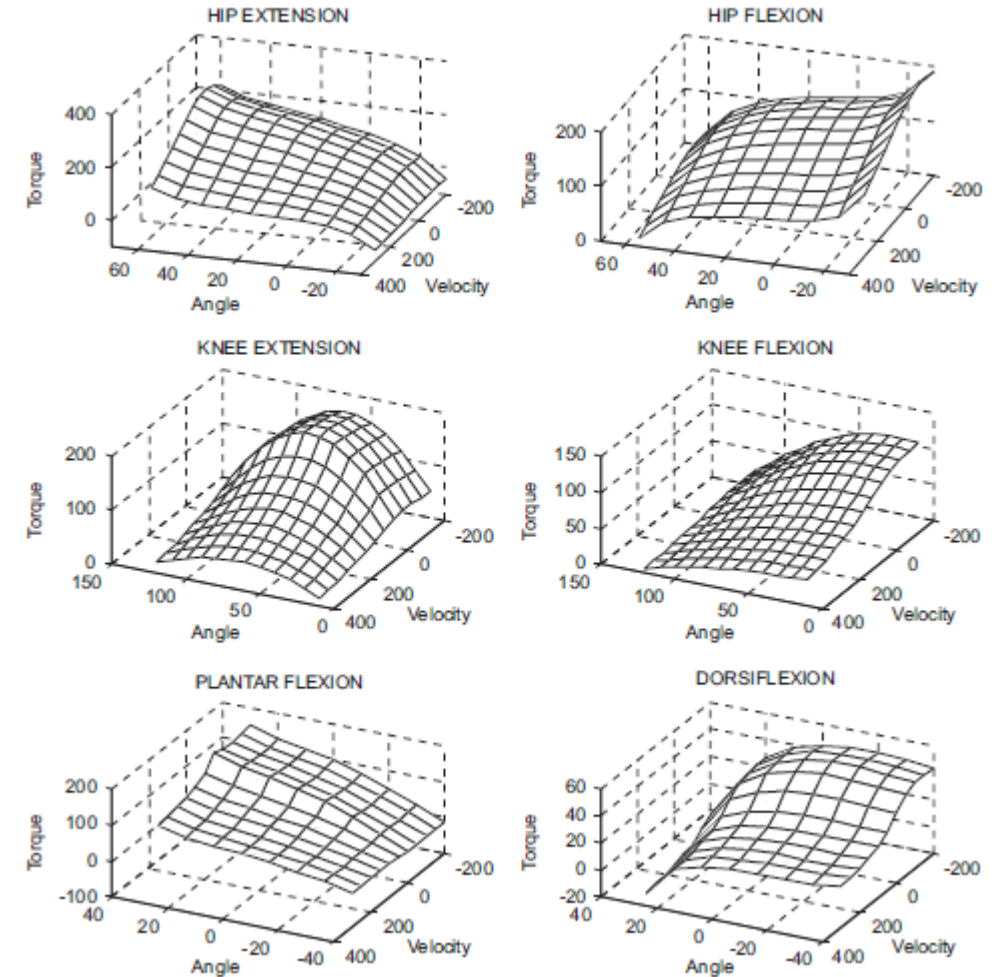
6,8 %

Possible de faire la même chose avec



Xia et al. 2007

Prenez garde à l'overfitting !



Anderson et al. 2007

Estimation des efforts musculaires

Rasmussen, J., Damsgaard, M., & Voigt, M. (2001). Muscle recruitment by the min/max criterion—a comparative numerical study. *Journal of biomechanics*, 34(3), 409-415.

Buchanan, T. S., Lloyd, D. G., Manal, K., & Besier, T. F. (2004). Neuromusculoskeletal modeling: estimation of muscle forces and joint moments and movements from measurements of neural command. *Journal of applied biomechanics*, 20(4), 367.

Erdemir, A., McLean, S., Herzog, W., & van den Bogert, A. J. (2007). Model-based estimation of muscle forces exerted during movements. *Clinical biomechanics*, 22(2), 131-154.

Halilaj, E., Rajagopal, A., Fiterau, M., Hicks, J. L., Hastie, T. J., & Delp, S. L. (2018). Machine learning in human movement biomechanics: Best practices, common pitfalls, and new opportunities. *Journal of biomechanics*, 81, 1-11.

Muller, A., Pontonnier, C., & Dumont, G. (2018). The MuslC method: a fast and quasi-optimal solution to the muscle forces estimation problem. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 21(2), 149-160.

Dao, T. T. (2019). From deep learning to transfer learning for the prediction of skeletal muscle forces. *Medical & biological engineering & computing*, 57(5), 1049-1058.

Calibration musculaire

Garner, B. A., & Pandy, M. G. (2003). Estimation of musculotendon properties in the human upper limb. *Annals of biomedical engineering*, 31(2), 207-220.

Modenese, L., Ceseracciu, E., Reggiani, M., & Lloyd, D. G. (2016). Estimation of musculotendon parameters for scaled and subject specific musculoskeletal models using an optimization technique. *Journal of biomechanics*, 49(2), 141-148.

Muller, A., Haering, D., Pontonnier, C., & Dumont, G. (2017, August). Non-invasive techniques for musculoskeletal model calibration. In *Congrès Français de Mécanique*.

Haering, D., Pontonnier, C., Bideau, N., Nicolas, G., & Dumont, G. (2019). Using Torque-Angle and Torque–Velocity Models to Characterize Elbow Mechanical Function: Modeling and Applied Aspects. *Journal of Biomechanical Engineering*, 141(8).

Heinen, F., Sørensen, S. N., King, M., Lewis, M., Lund, M. E., Rasmussen, J., & de Zee, M. (2019). Muscle-tendon unit parameter estimation of a Hill-type musculoskeletal model based on experimentally obtained subject-specific torque profiles. *Journal of biomechanical engineering*, 141(6), 061005.

Conclusions

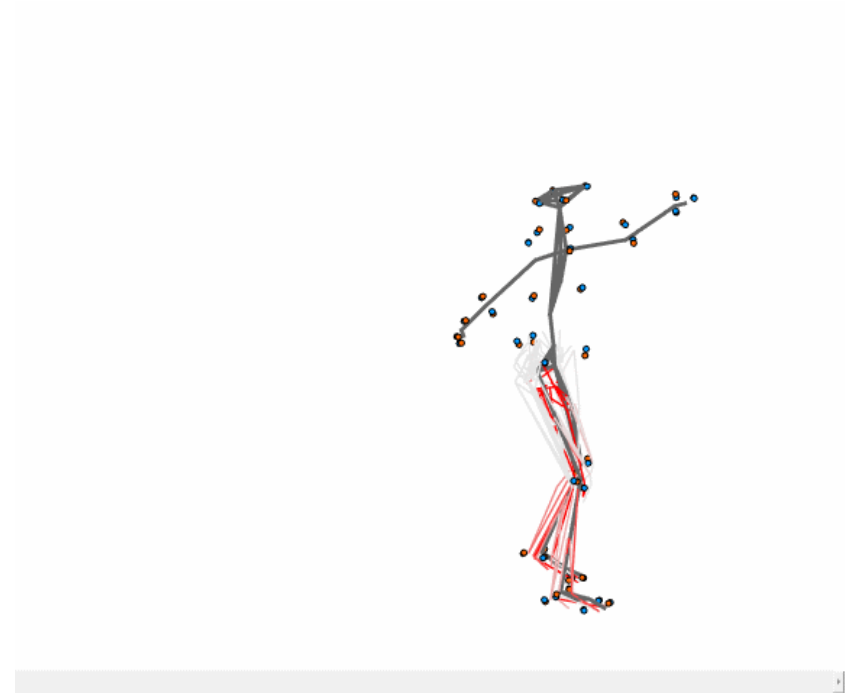
Une présentation riche et solide



De nombreux outils existants et exploitables

De nombreux challenges à relever:

- Nouveaux outils de capture
- Mise à l'échelle des modèles
- Sortir du laboratoire
- Accélérer les process
- Exploiter l'interaction avec l'environnement/le matériel (cosimulation)
- Valider les modèles



Mise en pratique: analyses de fentes en escrime