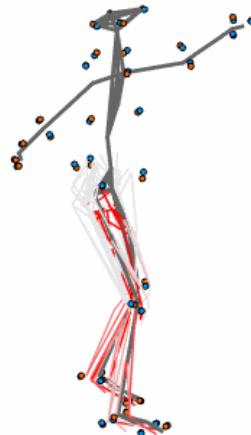
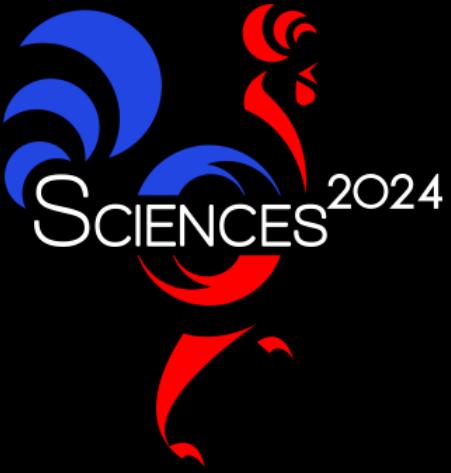


Modélisation musculo-squelettique



École d'été
2023

► Charles Pontonnier

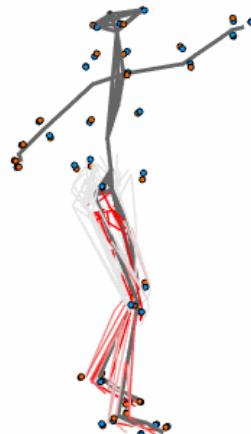


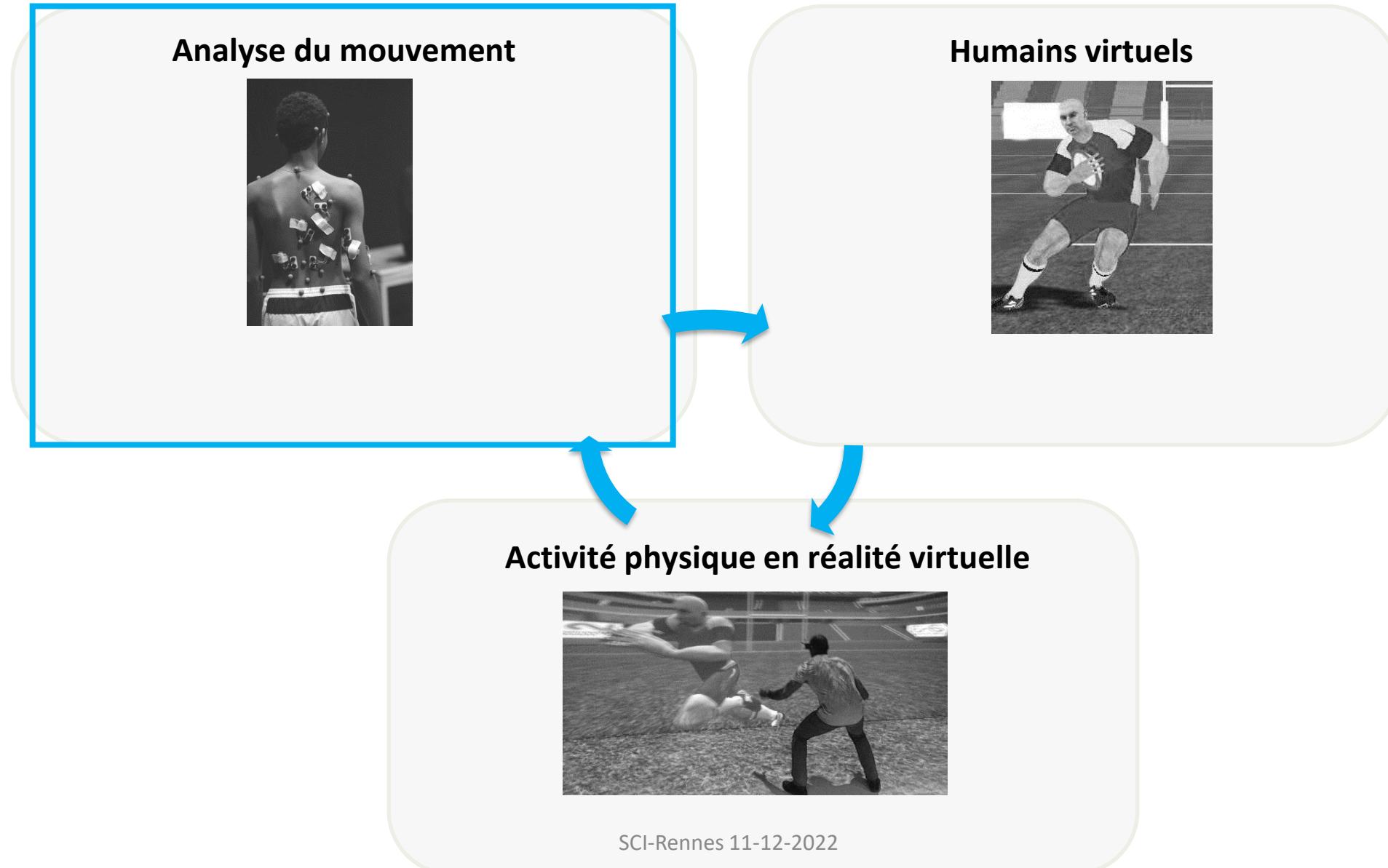
École d'été

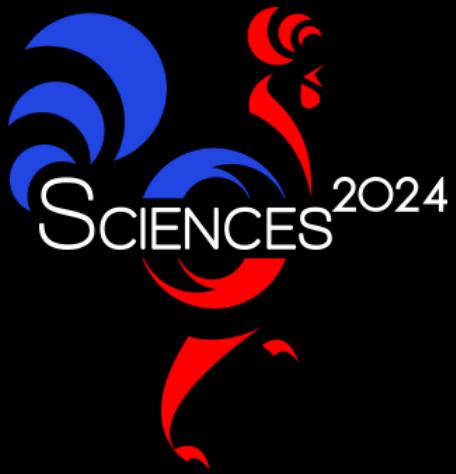
2023

► Charles Pontonnier

Qui suis-je ?



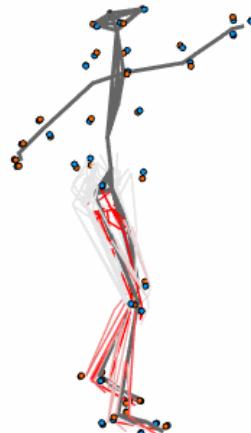




École d'été

2023

Biomécanique du mouvement

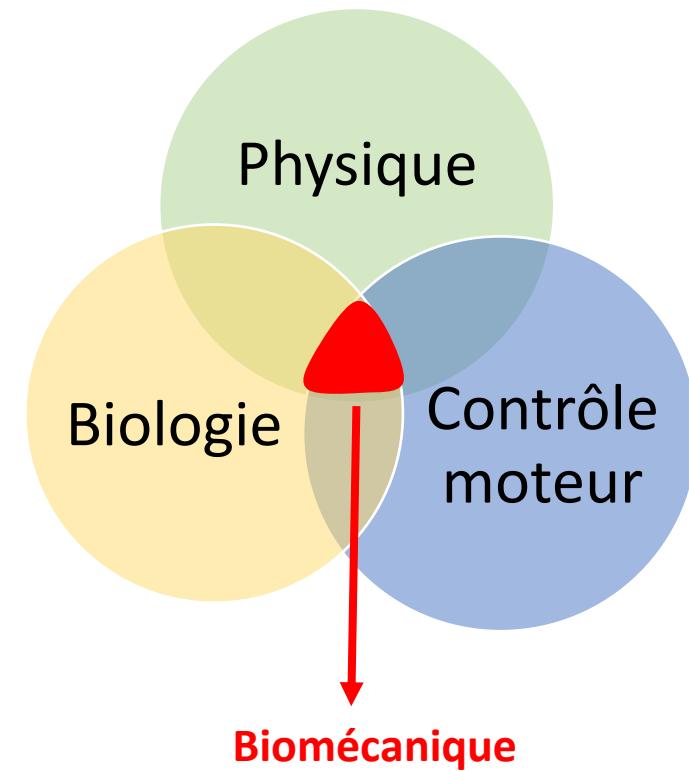


► Charles Pontonnier

Biomécanique : définition

Etude des forces et du mouvement des organismes vivants et de leurs composantes

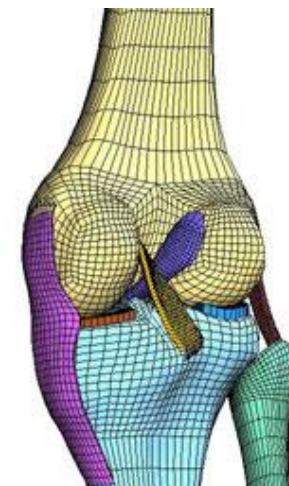
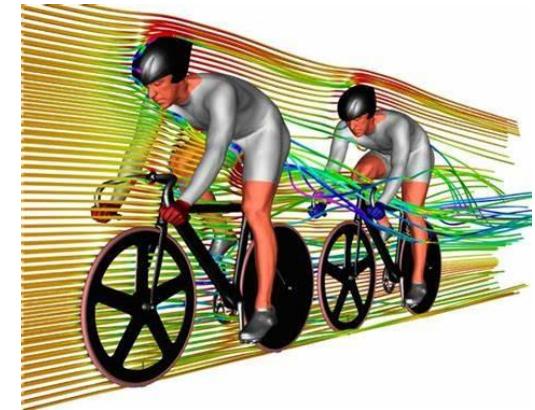
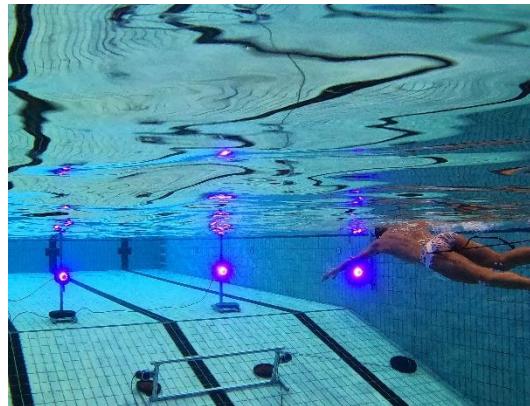
- **Biomécanique à l'échelle microscopique**
 - Protéines (e.g. collagène)
 - Filaments d'ADN
 - Cellules musculaires
- **Biomécanique à l'échelle macroscopique**
 - Tissus biologiques (os, muscles, tendon, etc)
 - Segments corporels
 - Corps complet
 - Aérodynamique & hydrodynamique



A chaque échelle correspond un type de modélisation

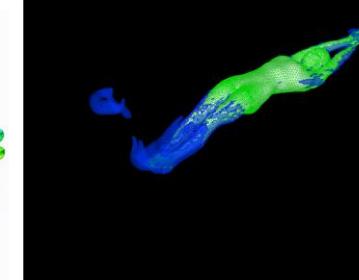
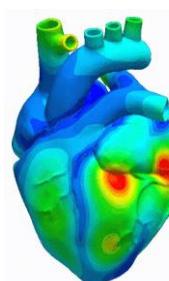
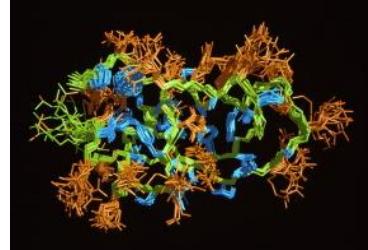
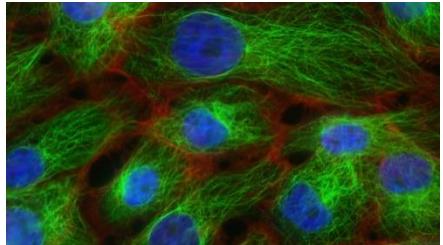
Biomécanique : applications principales

- **Biomécanique du sport**
 - Optimisation de la performance
 - Prévention des blessures et diagnostic
- **Clinique et ingénierie biomédicale**
 - Ingénierie tissulaire
 - Ingénierie et chirurgie orthopédique
 - Rééducation
 - Compréhension de pathologies
- **Ergonomie**
 - Ingénierie tissulaire
 - Ingénierie et chirurgie orthopédique



Partie intégrante des sciences du sport et de la médecine

La modélisation mécanique selon les échelles



Mécanique quantique

Mécanique moléculaire

Mécanique brownienne et réseaux

Mécanique des milieux continus

Mécanique du solide rigide

Mécanique du point

Mécanotransduction

Biologie moléculaire

Filaments

Os
Tissus mous
Fluides biologiques

Squelette
Segments corporels

Ballon
Marche
Natation

Atomes

Protéines

cytosquelette

cellules

organes

Segments corporels

organismes

10^{-10}

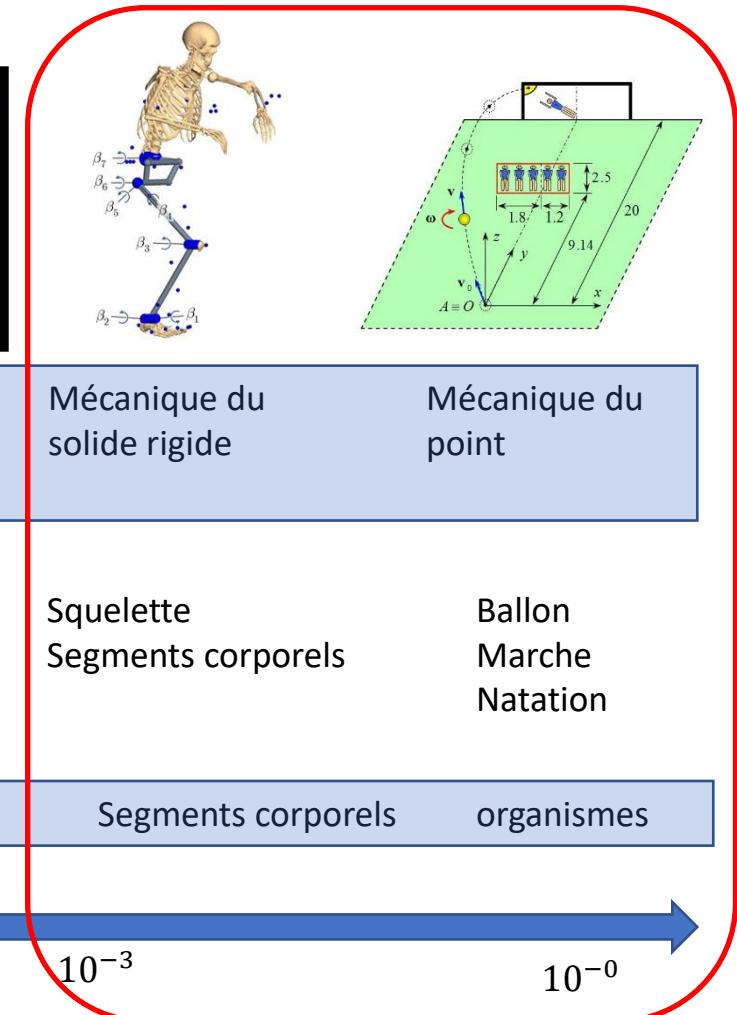
10^{-9}

10^{-6}

10^{-3}

10^{-0}

Cours Modélisation Biomécanique



Analyse de mouvement : quantités d'intérêt

→ De nombreuses **quantités accessibles à la mesure** / données externes

- Les choses que l'on peut mesurer :

- Position/orientations segmentaires (e.g. Capture de mouvement)
 - Forces externes (e.g. plateforme de force)
 - Couples/moment mono- articulaires (e.g. ergomètre isocinétique)
 - Activations des muscles superficiels (e.g. EMG)
- 
- Cinématique
Dynamique
Electrique

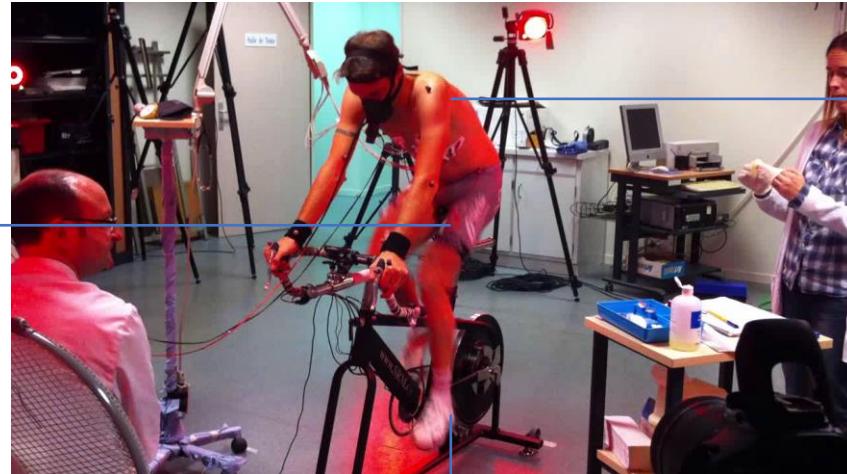
→ D'autres **quantités fondamentales inaccessibles à la mesure** / données internes

- Angles articulaires 3D
- Efforts inter-segmentaires (Couples et forces articulaires)
- Forces musculo-tendineuses
- Activité des muscles profonds

L'analyse de mouvement nécessite l'utilisation de **modèles biomécaniques couplés à des données expérimentales**

Variables biomécaniques accessibles à la mesure

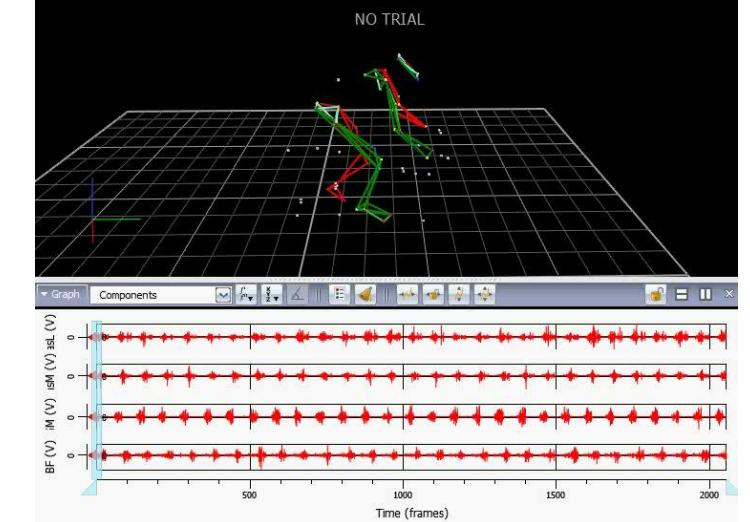
En situation d'exercice



Activité électrique musculaire



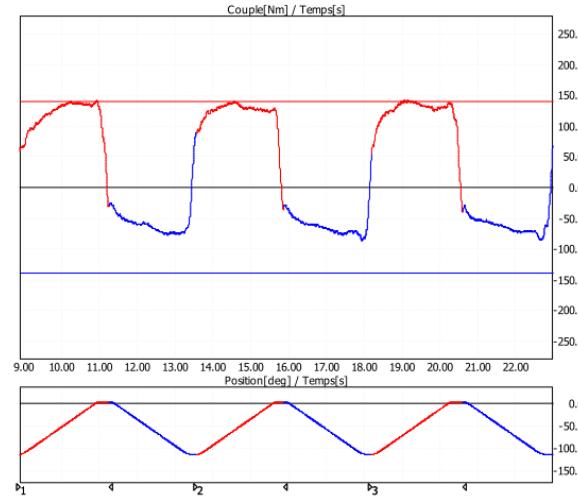
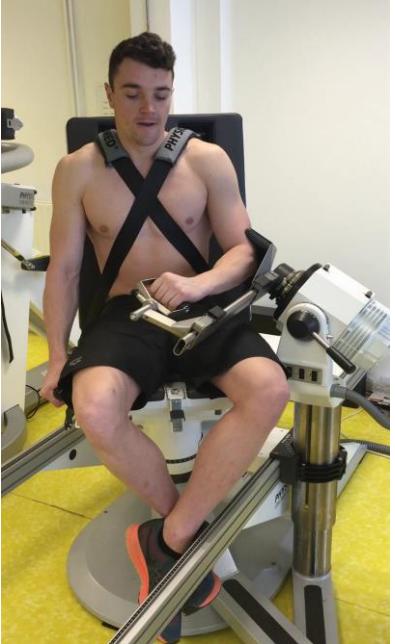
Forces externes (contact)



Position de points anatomiques

Variables biomécaniques accessibles à la mesure

Hors contexte d'exercice



Poids du sportif → gravité

Couples/moment de forces articulaires → Analyse
de la résultante de la contraction musculaire
« globale » au niveau du système
musculosquelettique ou du système ostéo-articulaire

Variables biomécaniques inaccessibles à la mesure : intérêt de la modélisation

Données expérimentales



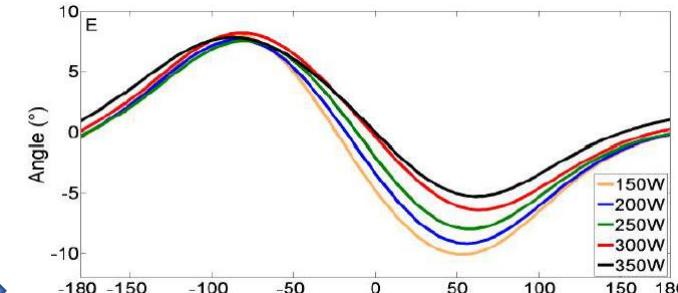
Données externes mesurables

Modèle biomécanique

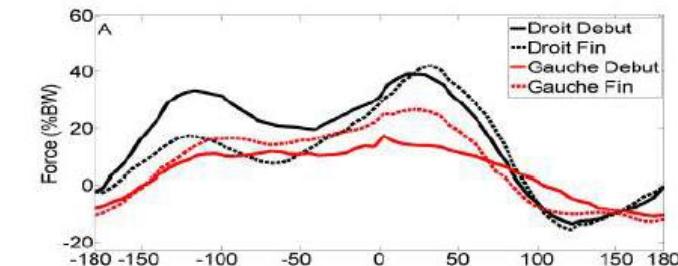


Modèle cinématique
Modèle musculaire
Equations du mouvement
Contraintes
Résolution numérique

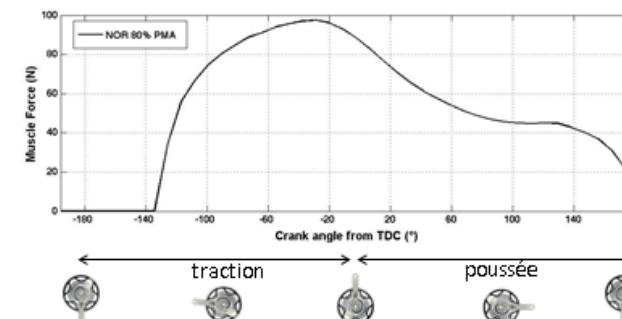
Analyses



Angles articulaires



Efforts articulaires
(forces/moment)



Forces
musculaires

Quelques journaux d'intérêt en biomécanique du sport

Applied Ergonomics

British Journal of Sports Medicine

Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering

Ergonomics

European Journal of Sports Science

Human Movement Science

International journal of Sports Medicine

Journal of Applied Biomechanics

Journal of Biomechanical Engineering

Journal of Biomechanics

Journal of Biomedical Engineering

Journal of Medicine Science Sports & Exercise

Journal of Sports Sciences

PlosOne

Scandinavian Journal of Sports Science

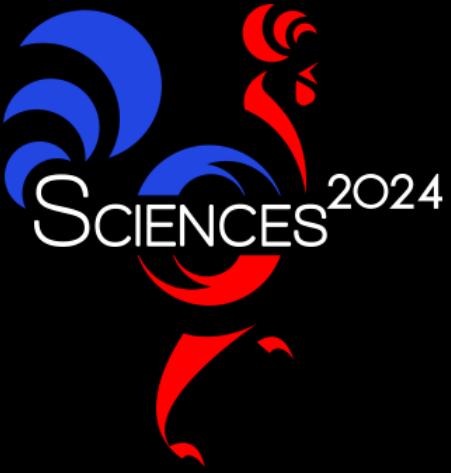
Sensors

Sports Biomechanics

Sports Engineering

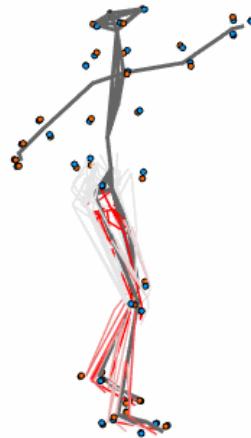
...





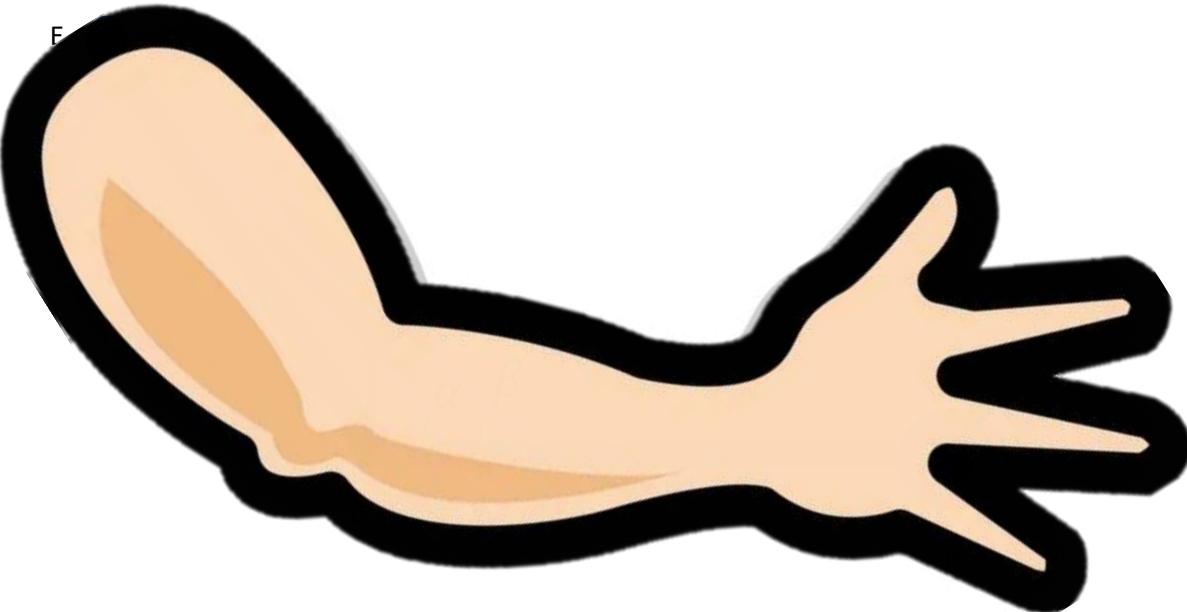
École d'été
2023

Modélisation biomécanique



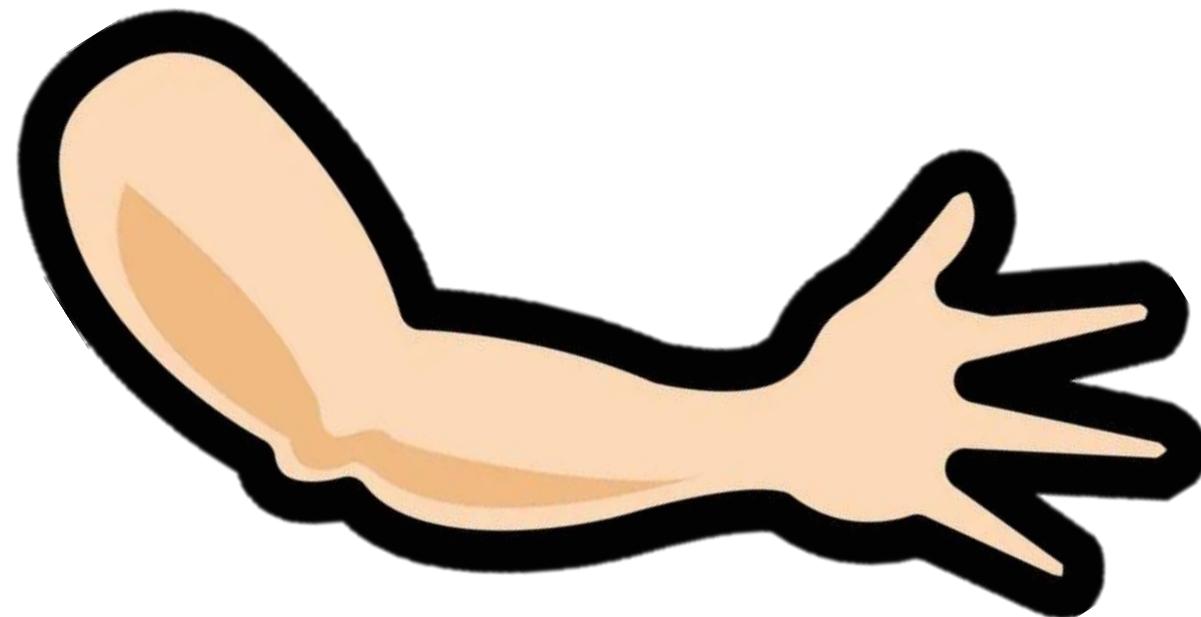
► Charles Pontonnier

Modélisation biomécanique



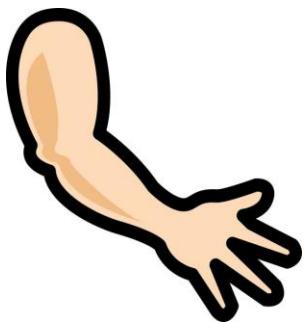
Quelle hypothèses ?
Quelle démarche ?
Quelles conventions ?

Quelles hypothèses ?

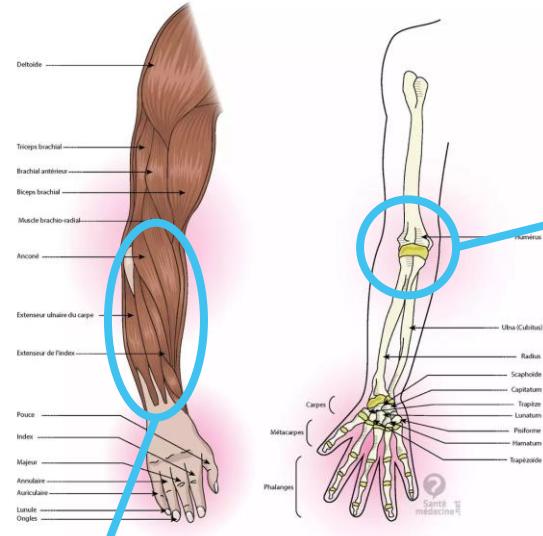


A partir de l'anatomie

Un bras



Une structure tissulaire et ostéo-articulaire



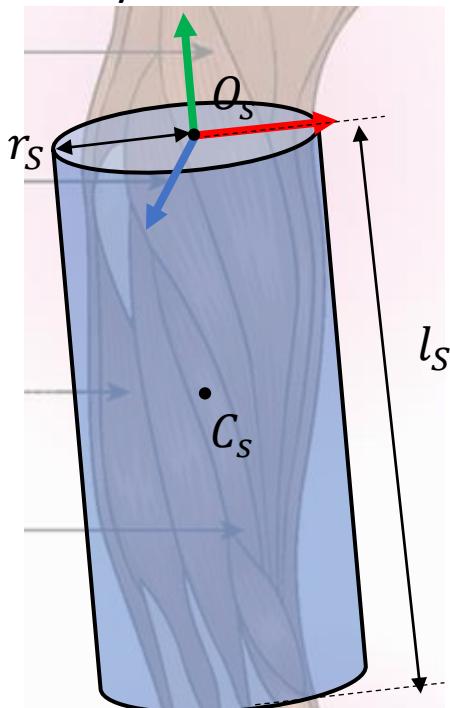
Notion d'articulation (liaison mécanique)

Notion de segment (solide rigide)

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

$$\bar{\bar{I}}(C_s, S) = \begin{bmatrix} I_{xx} & -I_{xy} & -I_{xz} \\ -I_{xy} & I_{yy} & -I_{yz} \\ -I_{xz} & -I_{yz} & I_{zz} \end{bmatrix}_{(\vec{x}_S, \vec{y}_S, \vec{z}_S)}$$

Matrice d'inertie du solide définie au centre de masse exprimée dans la base associée au solide



Pour un cylindre

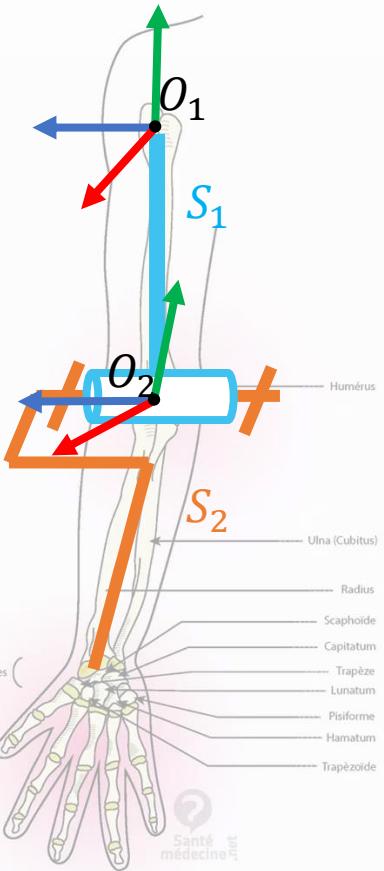
$$\bar{\bar{I}}(C_s, S) = m_s \begin{bmatrix} \frac{r_s^2}{4} + \frac{l_s^2}{12} & 0 & 0 \\ 0 & \frac{r_s^2}{4} + \frac{l_s^2}{12} & 0 \\ 0 & 0 & \frac{r_s^2}{2} \end{bmatrix}_{(\vec{x}_S, \vec{y}_S, \vec{z}_S)}$$

La plupart des segments corporels...

- Ont une forme allongée
- Peuvent être approximés par une géométrie simple
- Ont des propriétés inertielles que l'on peut supposer homogènes

Articulation

Liaison mécanique entre deux solides rigides autorisant une mobilité définie par des degrés de liberté. Elle est définie par un **torseur cinématique résumant ses degrés de liberté**



La liaison entre S_1 et S_2 est une liaison pivot

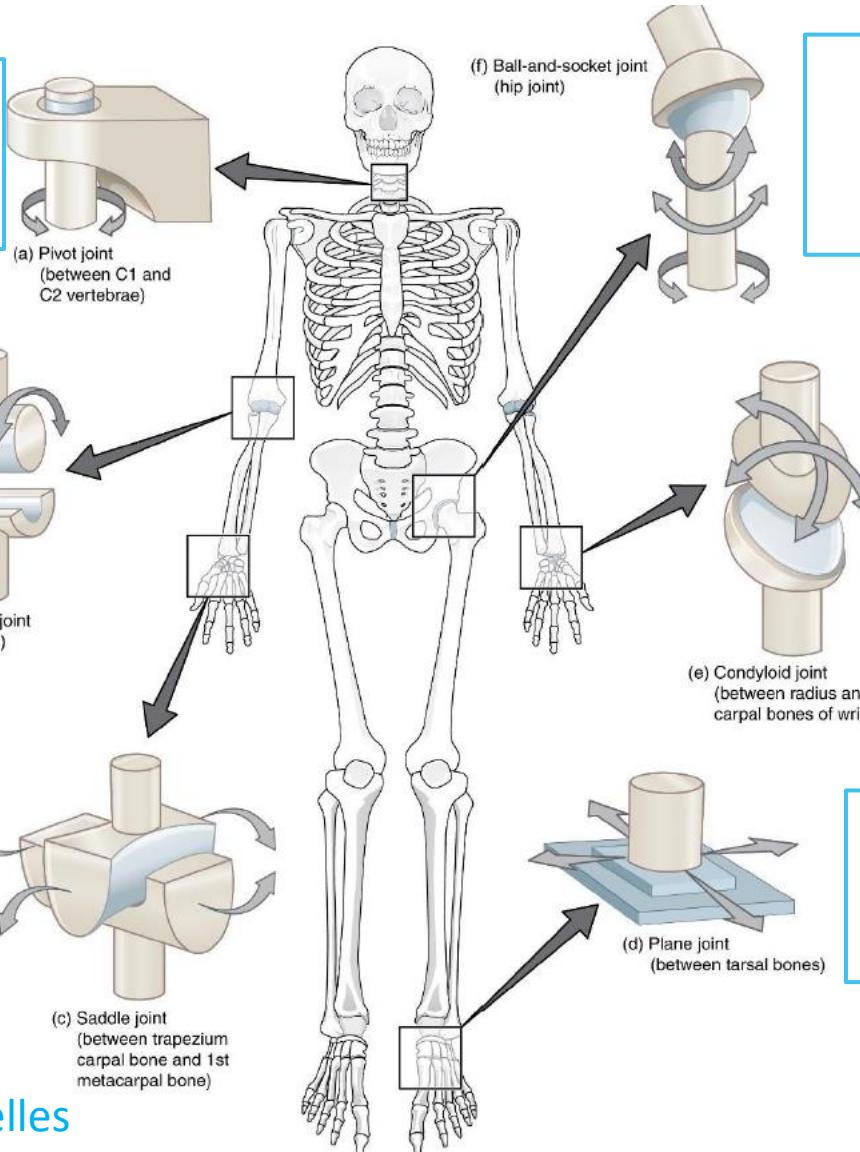
Elle permet la mobilité de S_2 par rapport à S_1 en autorisant une rotation autour de \vec{z}_1 : un degré de liberté que l'on peut ici appeler q_1 (**angle articulaire**)

Le **torseur cinématique** de S_2 par rapport à S_1 peut s'écrire en O_2 (appartenant à l'axe de rotation)

$$\{V(S_2/S_1)\} = \left\{ \begin{matrix} \dot{q}_1 \vec{z}_1 \\ \vec{0} \end{matrix} \right\}_{O_2} = \left\{ \begin{matrix} 0 & 0 \\ 0 & 0 \\ \dot{q}_1 & 0 \end{matrix} \right\}_{O_2}$$

Quelles articulations dans le corps humain ?

$$\{V(S_i/S_{i-1})\} = \begin{pmatrix} 0 & 0 \\ \dot{q}_1 & 0 \\ 0 & 0 \end{pmatrix}_{o_S}$$



$$\{V(S_i/S_{i-1})\} = \begin{pmatrix} \dot{q}_1 & 0 \\ \dot{q}_2 & 0 \\ \dot{q}_3 & 0 \end{pmatrix}_{o_S}$$

$$\{V(S_i/S_{i-1})\} = \begin{pmatrix} 0 & 0 \\ 0 & 0 \\ \dot{q}_1 & 0 \end{pmatrix}_{o_S}$$

$$\{V(S_i/S_{i-1})\} = \begin{pmatrix} \dot{q}_1 & 0 \\ \dot{q}_2 & 0 \\ 0 & 0 \end{pmatrix}_{o_S}$$

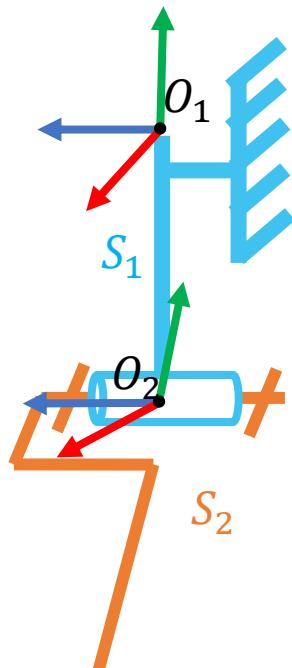
$$\{V(S_i/S_{i-1})\} = ?_{o_S}$$

La plupart des articulations...

- Peuvent être décomposées en plusieurs liaisons simples
- Peuvent être approximées par des liaisons pivot

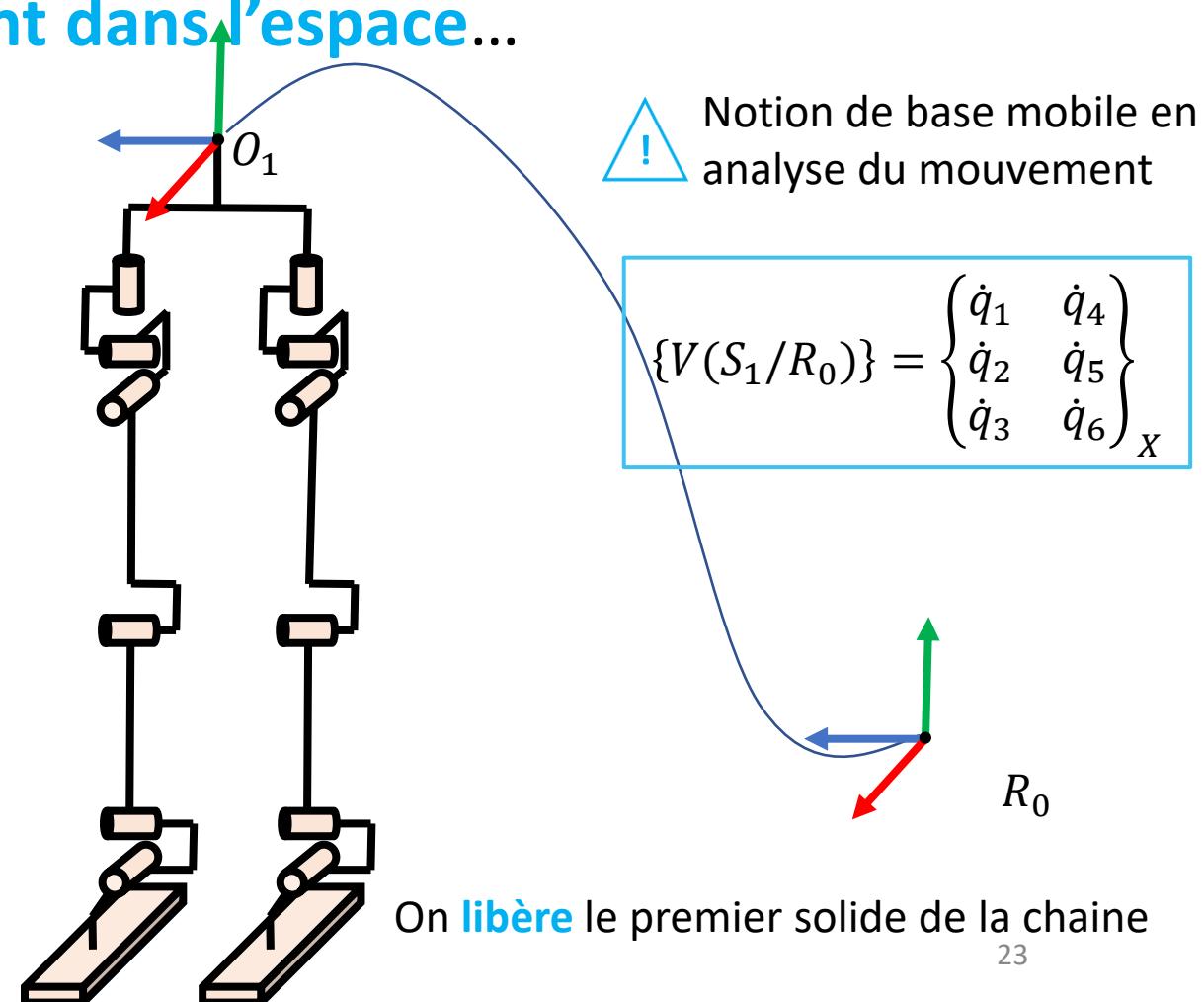
Notion de base

- Les solides ne bougent pas **librement dans l'espace**...



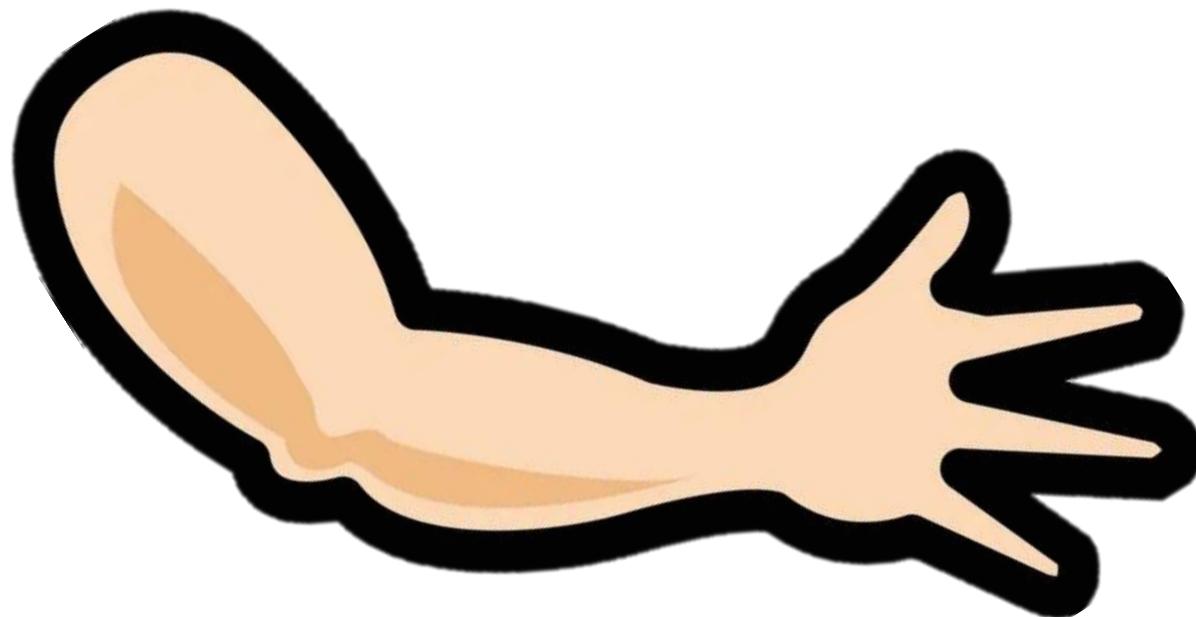
$$\{V(S_1/R_0)\} = \begin{pmatrix} 0 & 0 \\ 0 & 0 \\ 0 & 0 \end{pmatrix}_X$$

On **fixe** le premier solide de la chaîne



On **libère** le premier solide de la chaîne

Quelle démarche ?



Objectif visé → éléments à modéliser

Locomotion



Pratique de la guitare



Service au tennis



Objectif visé → Choix de modélisation



Choix des segments et des articulations

- analyse de la structure osseuse
- analyse des mobilités fonctionnelles

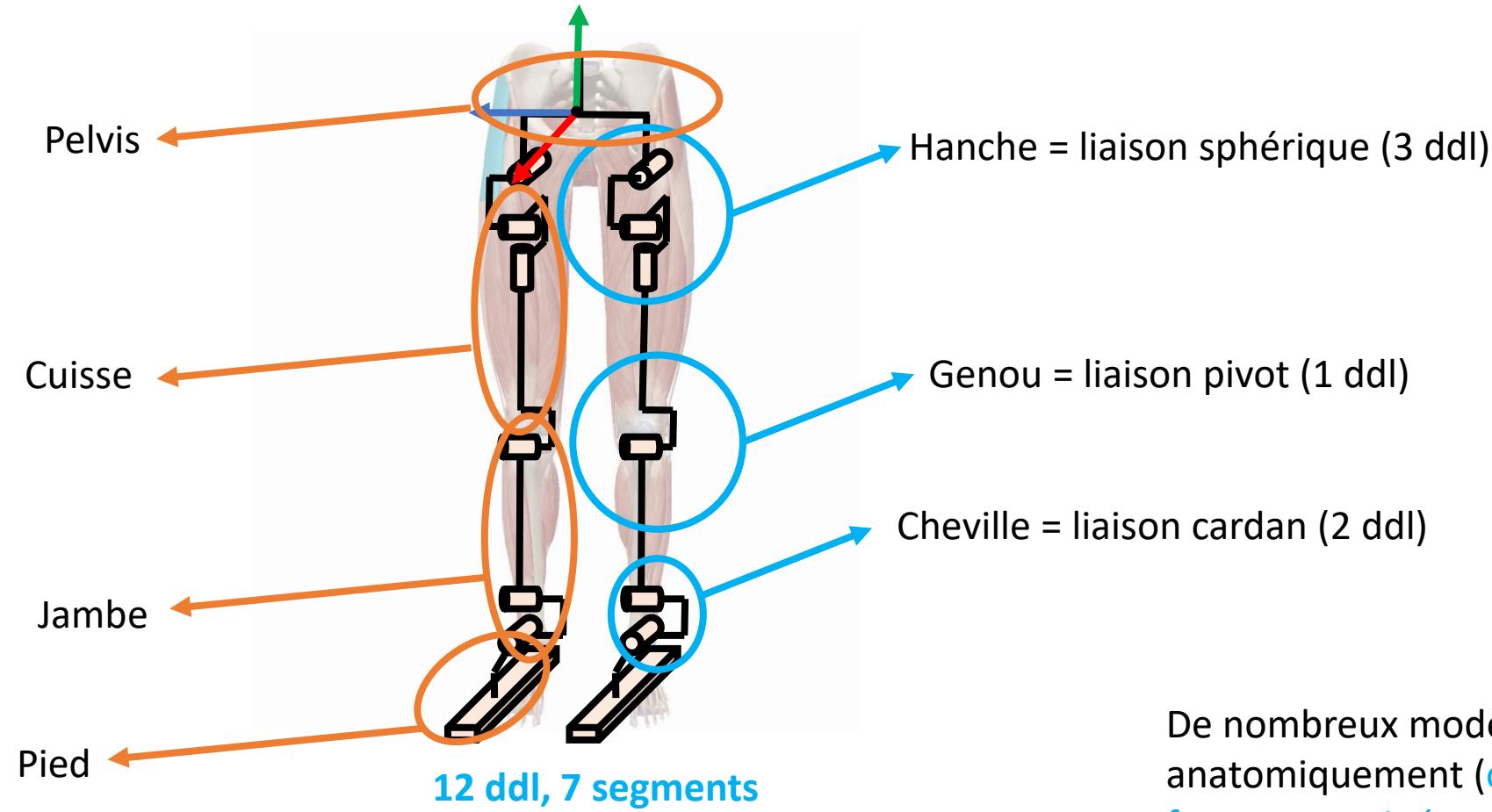
Analyses Macro (marche, course, saut...)

->rarement de détail (orteils, os sésamoïdes, os plats...)

Analyses 2D

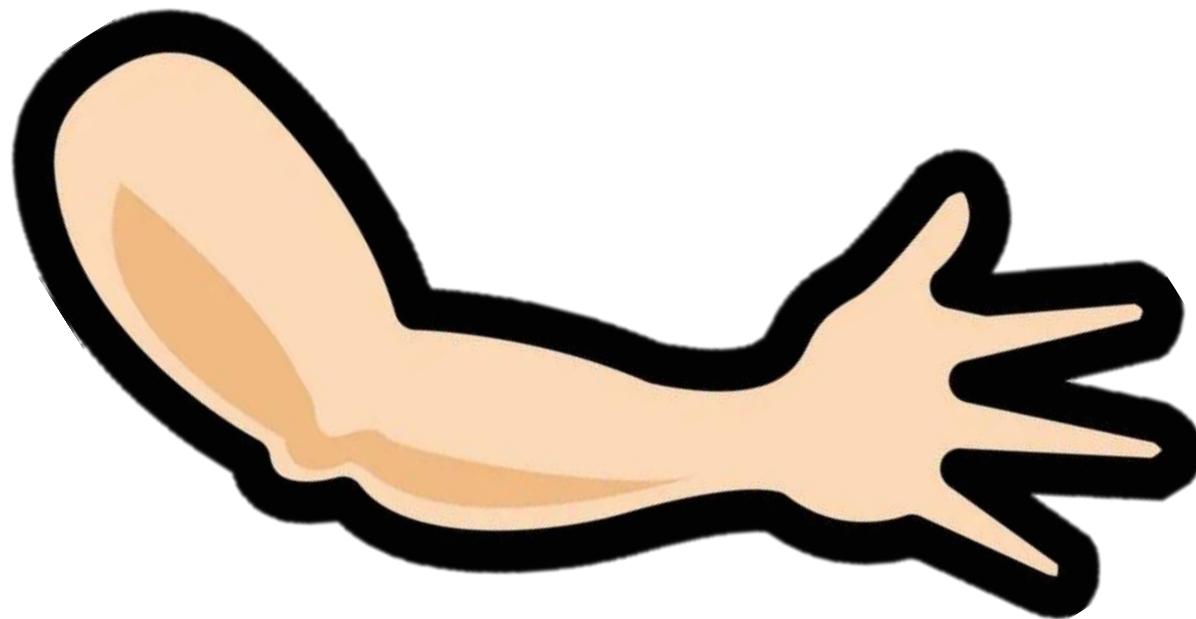
-> ok en première approche pour les mouvements avec une direction principale
(course, saut en longueur,...)

Modèle biomécanique simple membres inférieurs

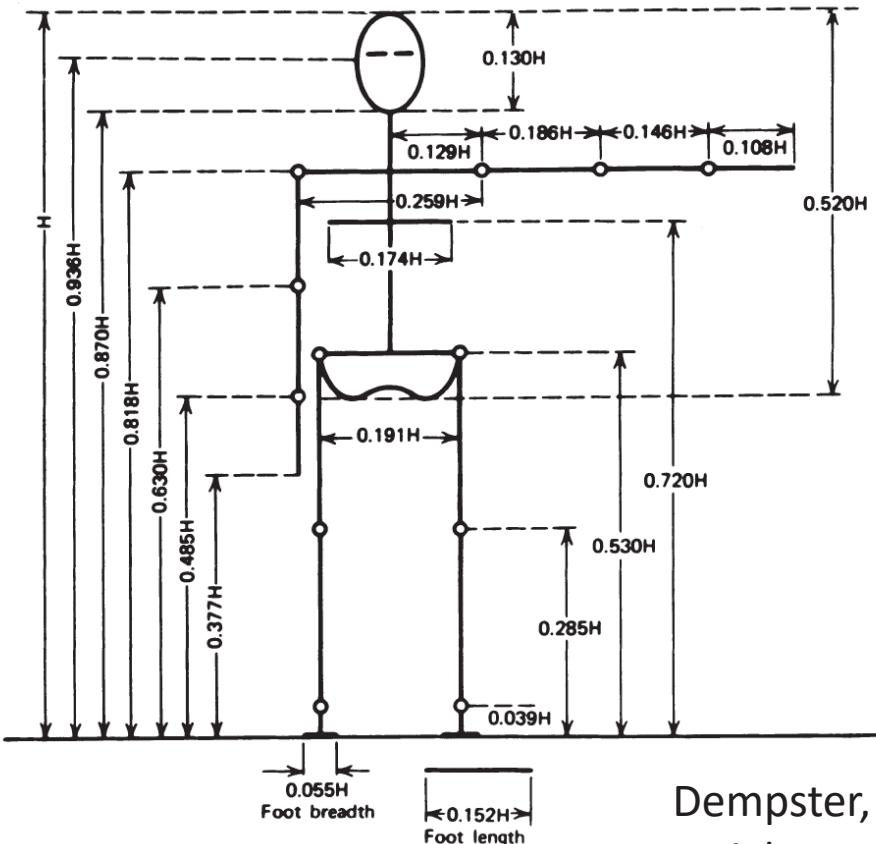


De nombreux modèles + complexes, + fidèles
anatomiquement (orientation des axes de rotation,
fermetures cinématiques, dépendances cinématiques...)

Quelques éléments anthropométriques



Tables anthropométriques



Dempster, W. T. "Space Requirements of the Seated Operator," WADC-TR-55-159, Wright Patterson Air Force Base, 1955.

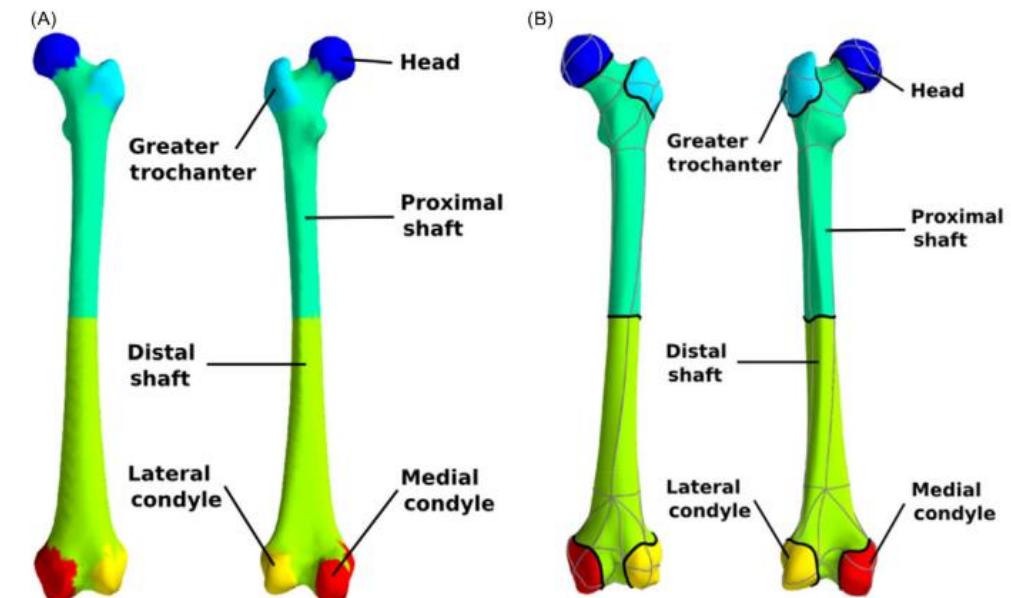
Dempster, W. T., W. C. Gabel, and W. J. L. Felts. "The Anthropometry of Manual Work Space for the Seated Subjects," Am. J. Phys. Anthropol. 17:289–317, 1959.

Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and motor control of human movement*. John Wiley & Sons.

Statistical Shape Modelling

Générer des segments représentatifs de populations

CT scans de populations → segmentation → réduction de dimension → définition d'un modèle statistique sur les variations des composantes identifiées



Fernandez, Justin, et al. "On the use of population-based statistical models in biomechanics." Encyclopedia of biomedical engineering (2019).

Campbell, J. Q., & Petrella, A. J. (2016). Automated finite element modeling of the lumbar spine: using a statistical shape model to generate a virtual population of models. *Journal of biomechanics*, 49(13), 2593-2599.

Tables inertielles



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 *

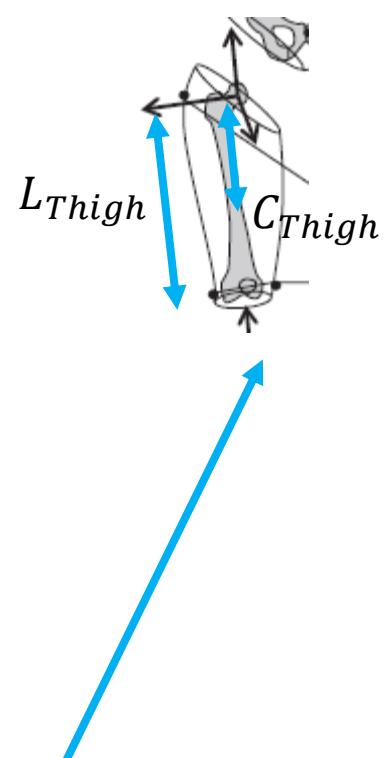
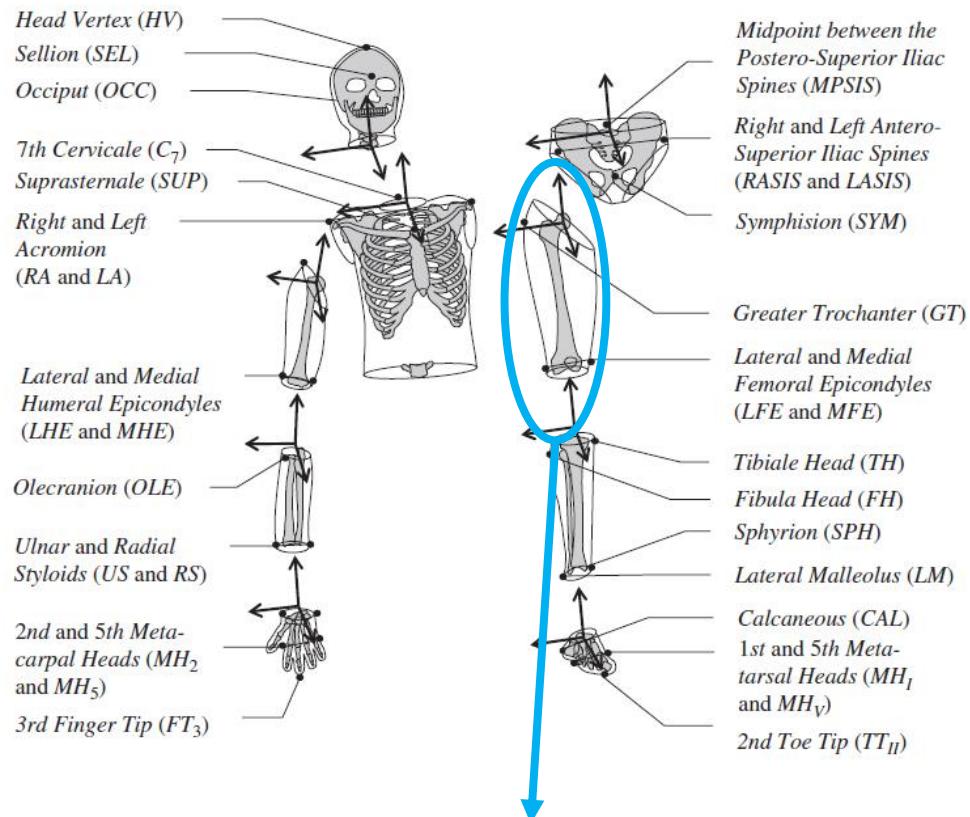
Adjustments to McConville et al. and Young et al.
body segment inertial parameters

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)



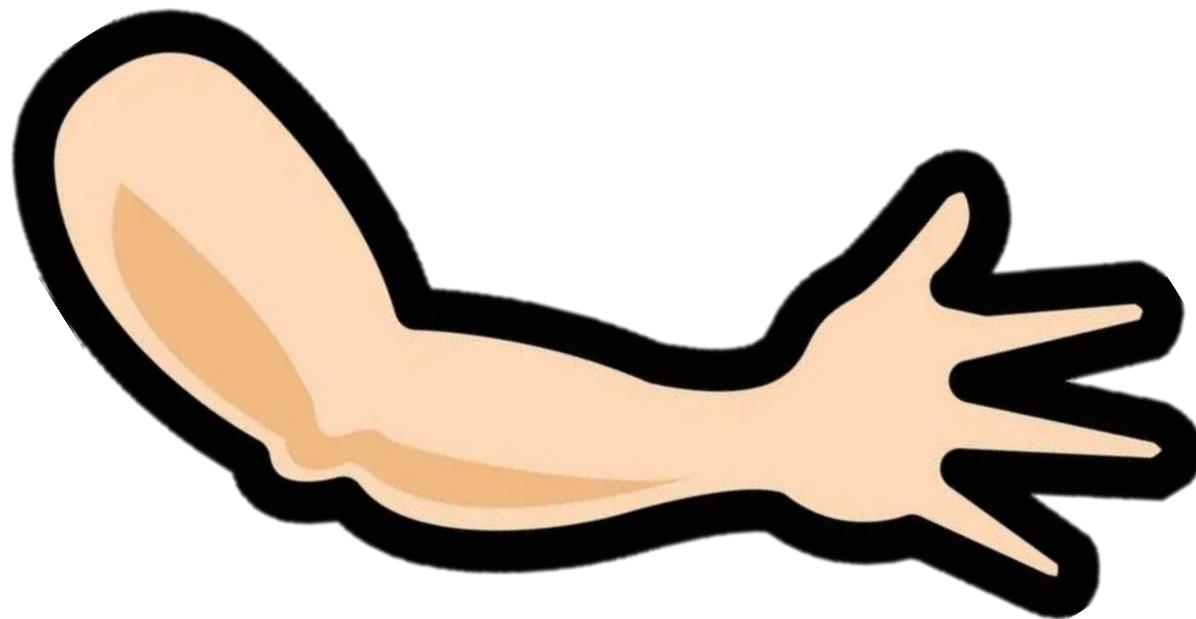
$$m_{\text{Thigh}} = 0.123 m_{\text{Body}}$$

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

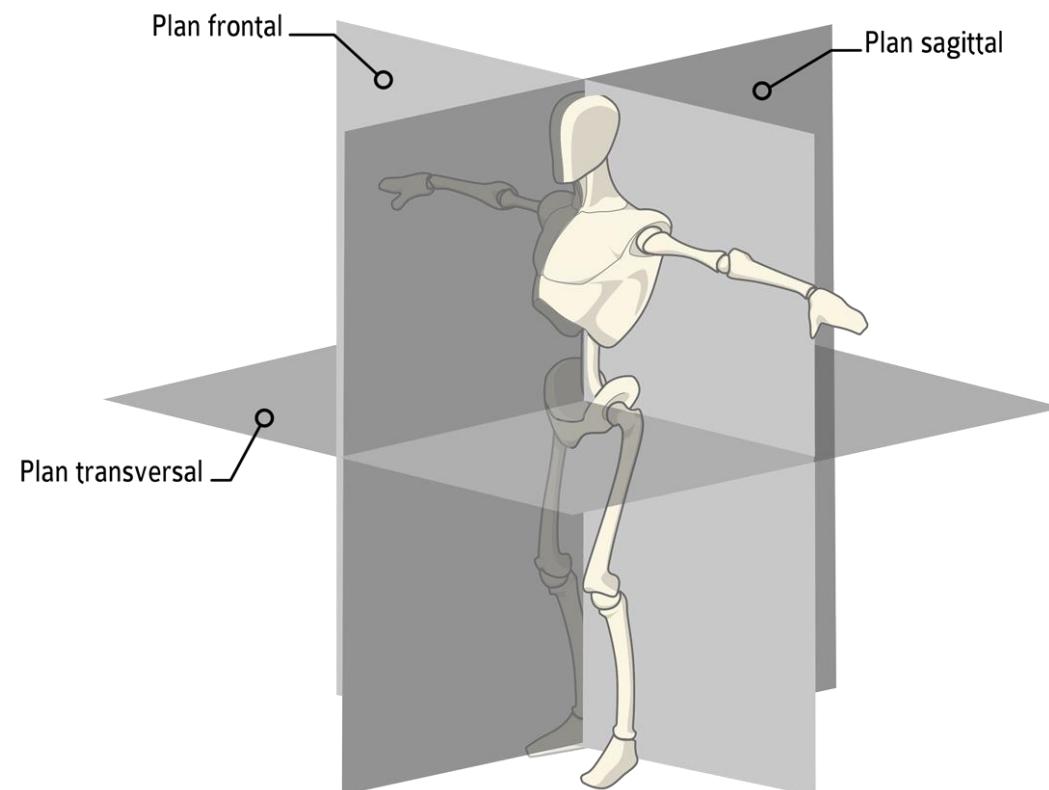
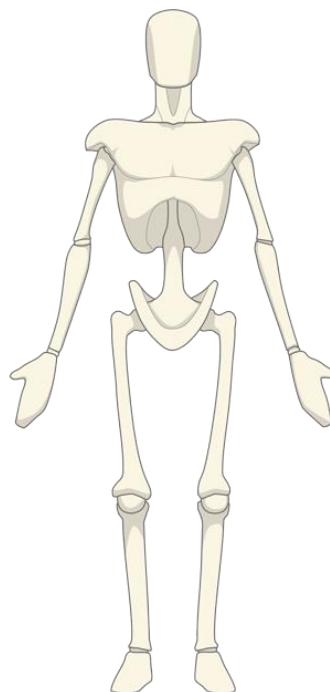
$$\bar{I}(C_{\text{Thigh}}, S) = \begin{bmatrix} (0.29 L_{\text{Thigh}})^2 & (0.07 L_{\text{Thigh}})^2 & (0.02 i L_{\text{Thigh}})^2 \\ (0.07 L_{\text{Thigh}})^2 & (0.15 L_{\text{Thigh}})^2 & (0.07 i L_{\text{Thigh}})^2 \\ (0.02 i L_{\text{Thigh}})^2 & (0.07 i L_{\text{Thigh}})^2 & (0.30 L_{\text{Thigh}})^2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

Segment	Length definition	Origin of SCS	Gender	Length <i>L</i> (in mm)	Scaling factor for mass <i>m</i> (%)	Scaling factors for position of centre of mass			Scaling factors for tensor of inertia					
						<i>X</i> (%)	<i>Y</i> (%)	<i>Z</i> (%)	<i>r_{xx}</i> (%)	<i>r_{yy}</i> (%)	<i>r_{zz}</i> (%)	<i>r_{xz}</i> (%)	<i>r_{yx}</i> (%)	<i>r_{yz}</i> (%)
Thigh	<i>HJC</i> to <i>KJC</i>	<i>HJC</i>	F	379	14.6	-7.7	-37.7	0.9	31	19	32	7	2(i)	7(ii)
			M	432	12.3	-4.1	-42.9	3.3	29	15	30	7	2(i)	7(ii)

Quelles conventions de repérage ?

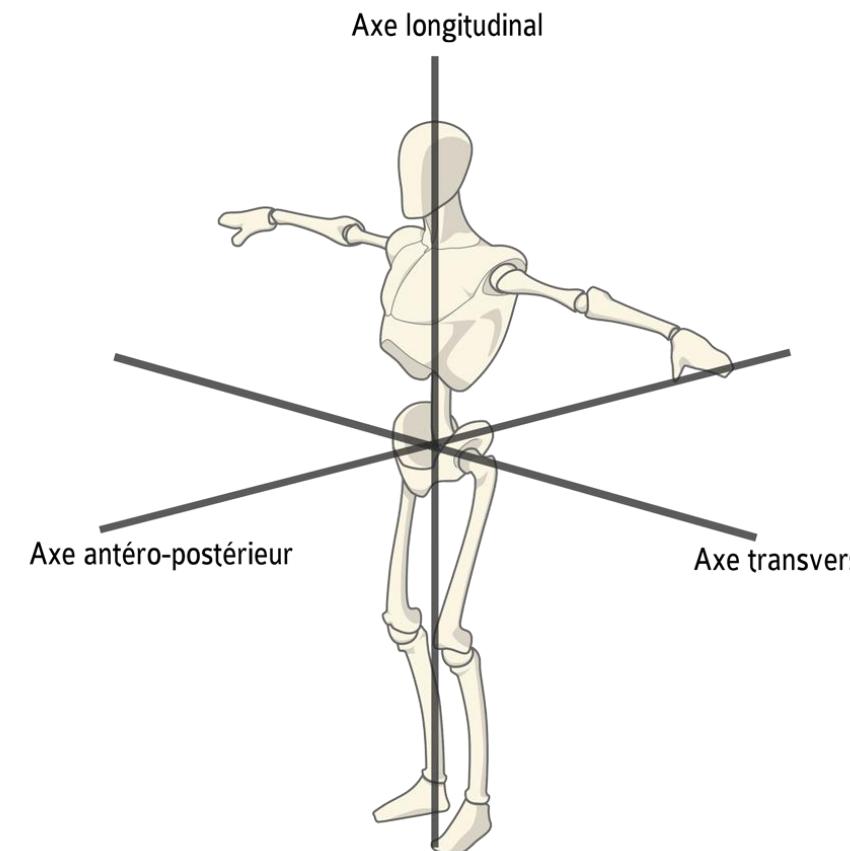


Plans et axes anatomiques



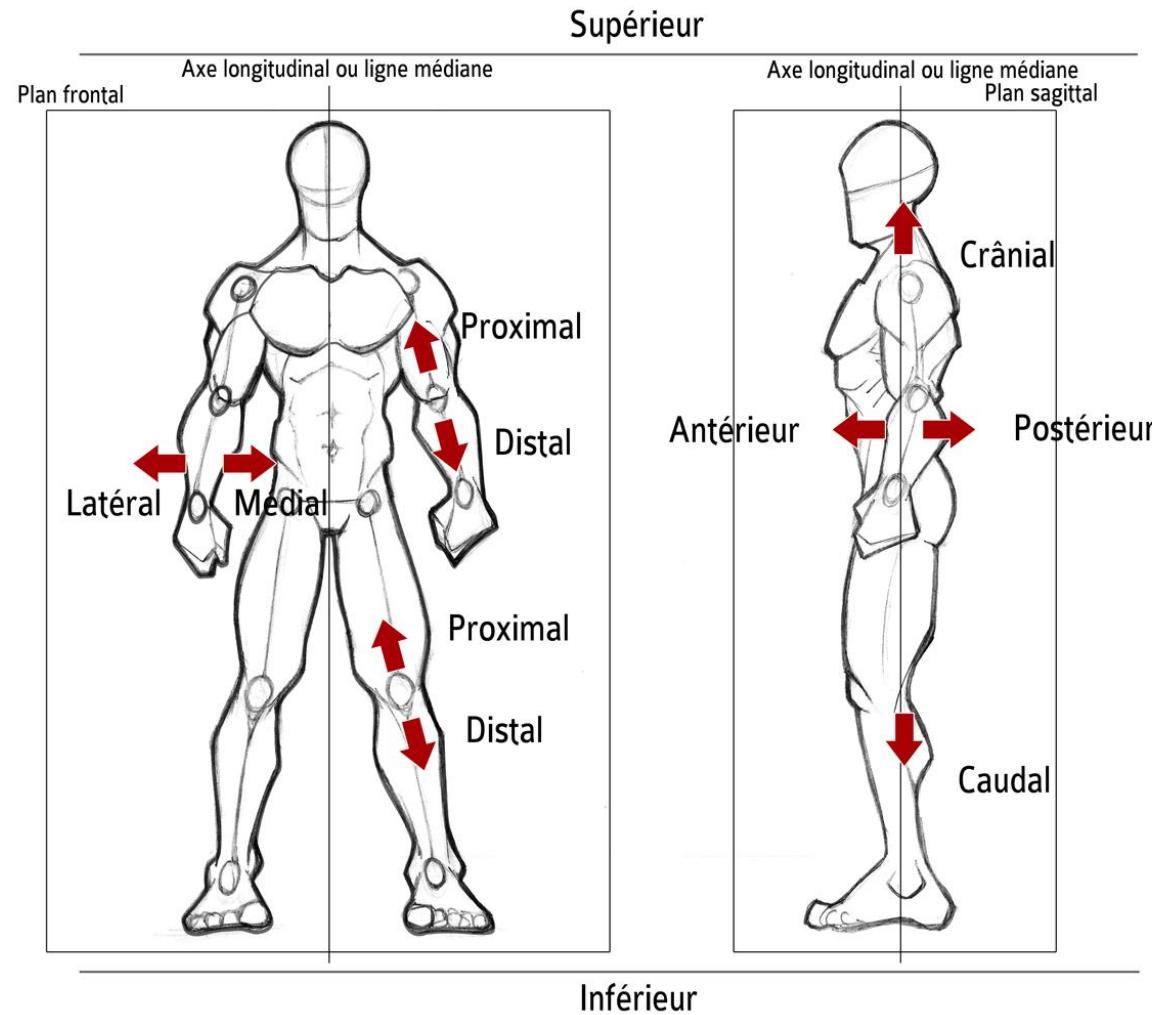
Position anatomique de référence

Plans anatomiques



Axes anatomiques

Définitions anatomiques



Repérage et paramétrage



Pergamon

0021-9290(95)00017-8

J. Biomechanics, Vol. 28, No. 10, pp. 1257-1261, 1995
Copyright © 1995 Elsevier Science Ltd
Printed in Great Britain. All rights reserved
0021-9290/95 \$9.50 + .00

ISB RECOMMENDATIONS FOR STANDARDIZATION IN THE REPORTING OF KINEMATIC DATA

Ge Wu and Peter R. Cavanagh

The Center for Locomotion Studies, Penn State University, University Park, PA 16802, U.S.A.



Journal of Biomechanics

Volume 35, Issue 4, April 2002, Pages 543-548



Journal of Biomechanics

Volume 38, Issue 5, May 2005, Pages 981-992



Letter to the editor

ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I: ankle, hip, and spine

Ge Wu^{a,2}✉, Sorin Siegler^{b,1}, Paul Allard^{c,1}, Chris Kirtley^{d,1}, Alberto Leardini^{e,1,2}, Dieter Rosenbaum^{f,1}, Mike Whittle^{g,1}, Darryl D' Lima^{h,2}, Luca Cristofolini^{i,2}, Hartmut Witte^{j,2}, Oskar Schmid^{k,2}, Ian Stokes^{l,3}

Show more ▾

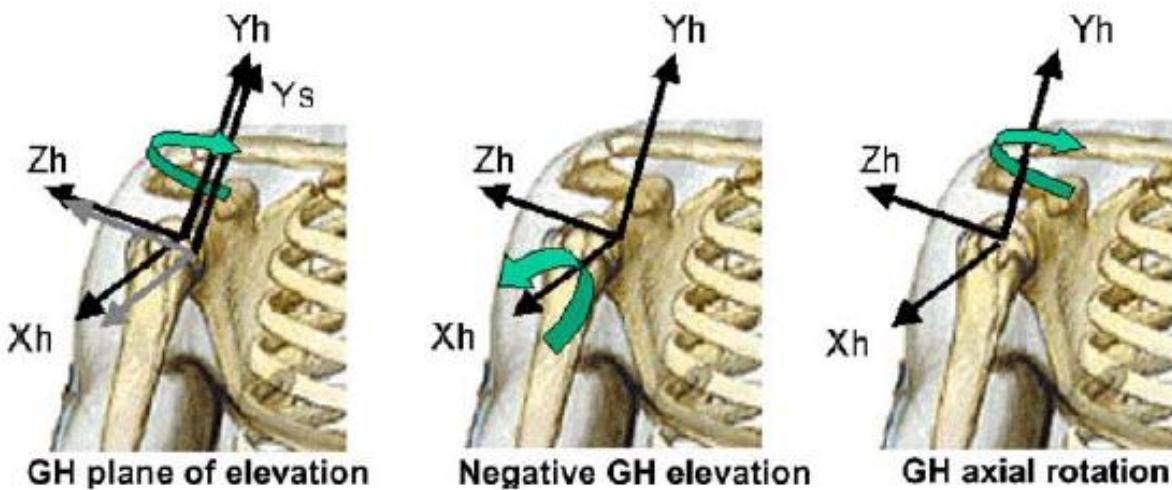
ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—Part II: shoulder, elbow, wrist and hand

Ge Wu^{a,2}✉, Frans C.T. van der Helm^{b,2}, H.E.J. (DirkJan) Veeger^{c,d,2}, Mohsen Makhsoos^{e,2}, Peter Van Roy^{f,2}, Carolyn Anglin^{g,2}, Jochem Nagels^{h,2}, Andrew R. Karduna^{i,2}, Kevin McQuade^{j,2}, Xuguang Wang^{k,2}, Frederick W. Werner^{l,3,4}, Bryan Buchholz^{m,3}



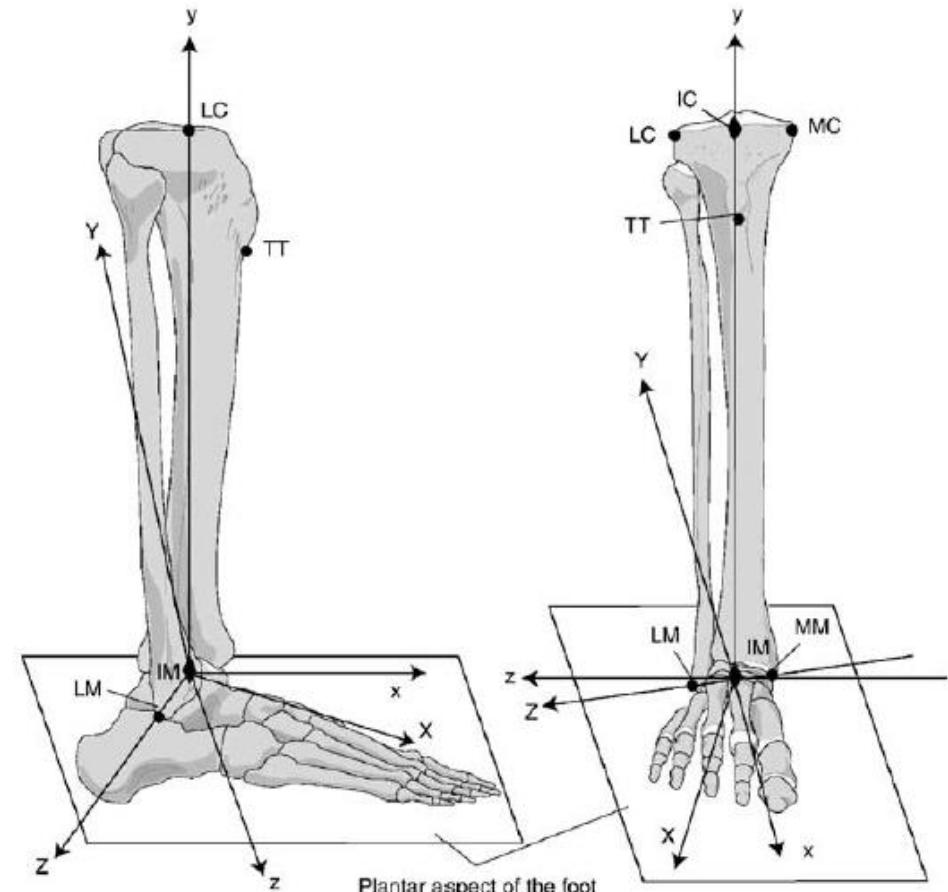
Conventions de repérage des segments corporels et de paramétrage des mobilités

Exemples



Liaison gléno-humérale

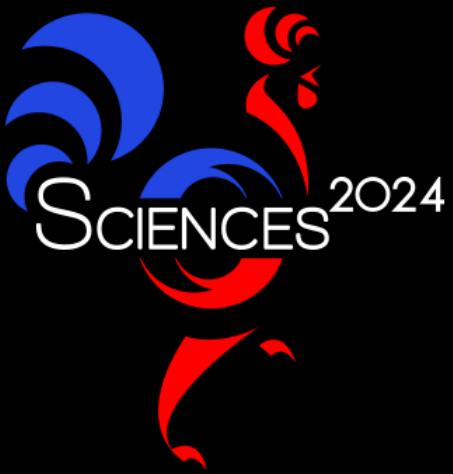
- y longitudinal**
- x antéro-postérieur la plupart du temps**
- z transverse (médio-latéral)**



Repérage **tibia-fibula & calcaneus**

Conclusions

- Modèles adaptés aux besoins d'estimation de quantités biomécaniques
- Conventions issues de l'analyse anatomique et anthropométrique
- Aller + loin = analyse musculo-squelettique

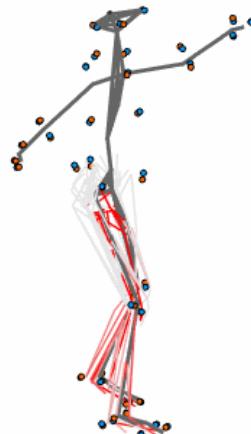


École d'été

2023

► Charles Pontonnier

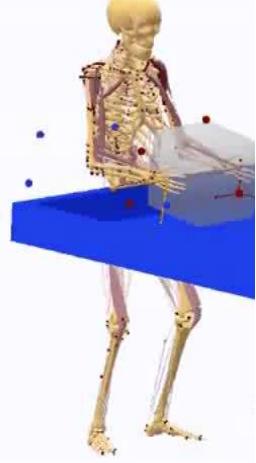
Analyse musculo-squelettique



Analyse Musculo-squelettique



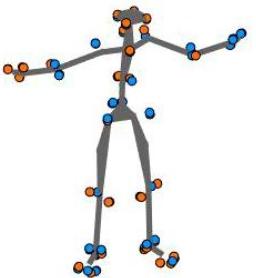
[Pouliquen2015]



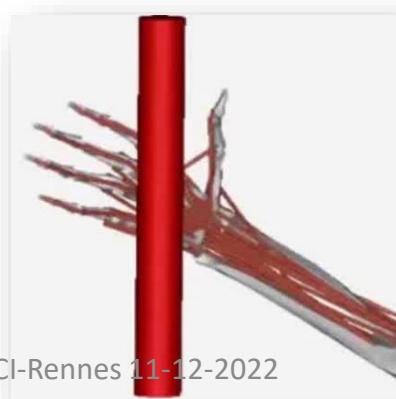
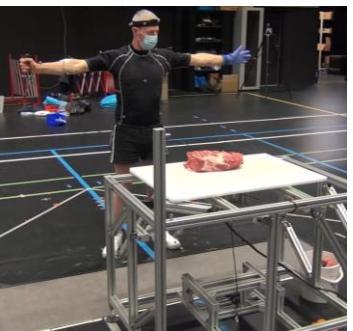
[Damsgaard2006]



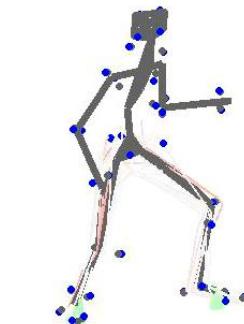
[Murai2010]



[Chander2022]



[Vignais2014]

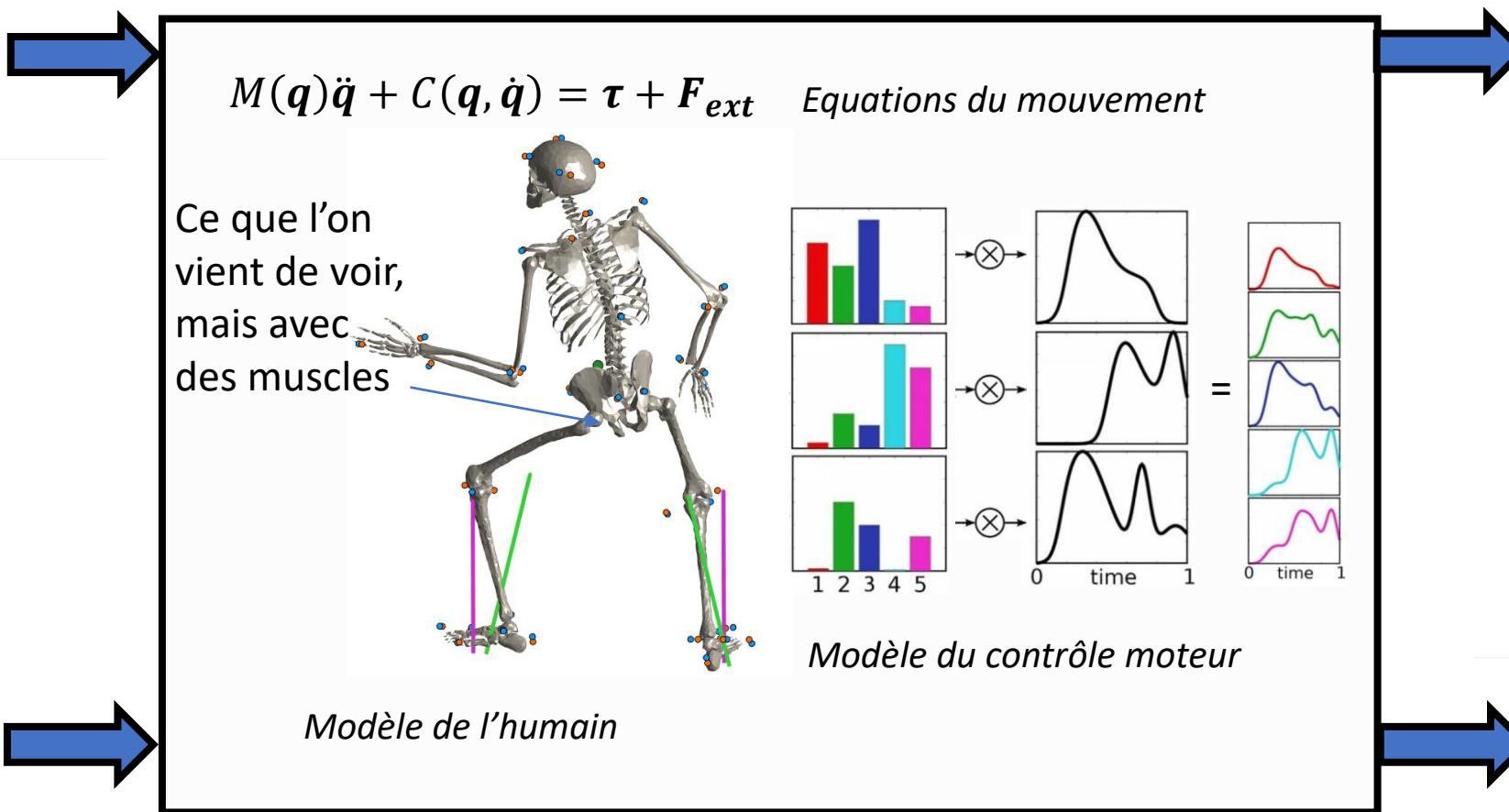


[Pontonnier2019]

Analyse musculo-squelettique

Obtenir des données biomécaniques à partir du mouvement humain

Données de mouvement



Données de force

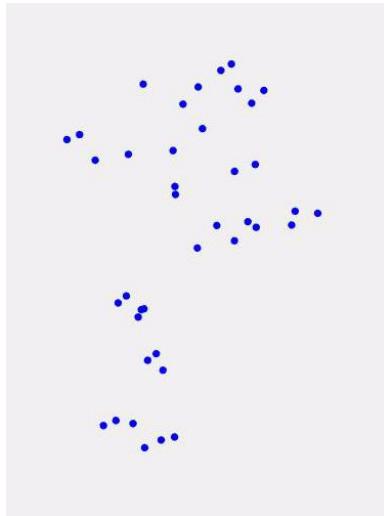
Quantités articulaires
(angles, couples, forces de compression)

Quantités musculaires
(longueurs, forces, activations)

Analyse musculo-squelettique

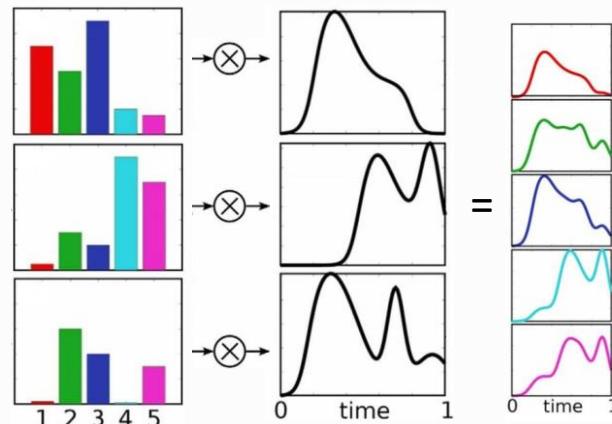
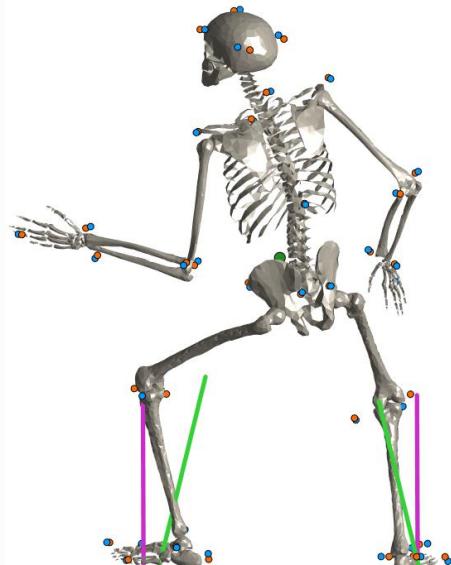
Obtenir des données biomécaniques à partir du mouvement humain

Données de mouvement



$$M(\boldsymbol{q})\ddot{\boldsymbol{q}} + C(\boldsymbol{q}, \dot{\boldsymbol{q}}) = \boldsymbol{\tau} + \mathbf{F}_{ext}$$

Équations du mouvement



Modèle du contrôle moteur

Modèle de l'humain

Données de force

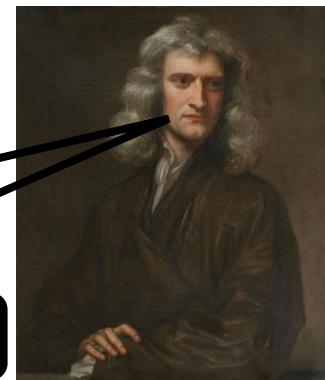


Quantités articulaires
(angles, couples, forces de compression)



Quantités musculaires
(longueurs, forces, activations)

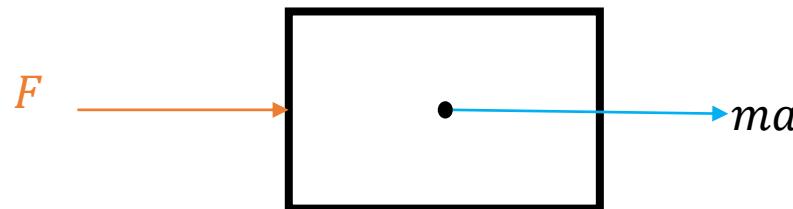
Équations du mouvement



{quantités d'accélération} = {forces connues et inconnues}

Solide simple

$$ma = F$$

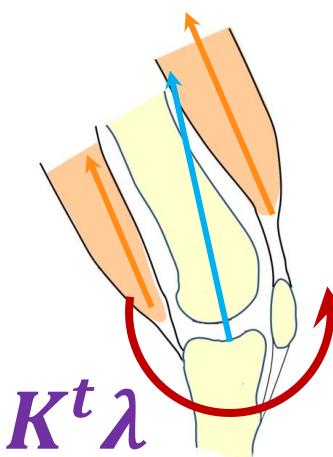


$f(q, \dot{q}, \ddot{q})$ depuis les données de mouvement

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

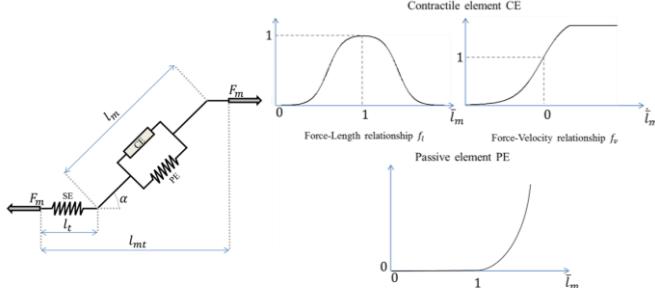
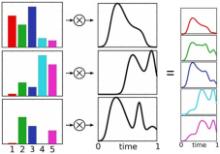
Efforts au sol

Forces musculaires et ligamentaires
Actions de contact



Verrous scientifiques

Motor control modeling



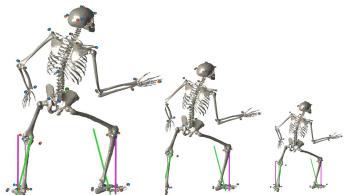
Force generation modeling

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

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

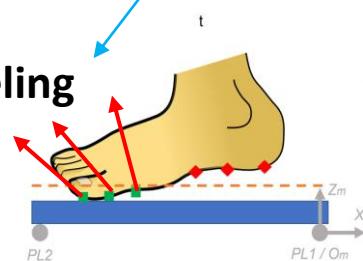
Kinematics issues

$$h(F) = 0$$

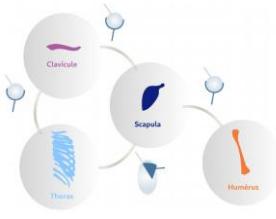


Model scaling

Interaction forces modeling



Osteoarticular modeling

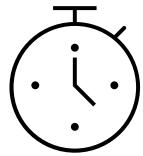


Muscle redundancy
 $F > q$



Muscle path modeling

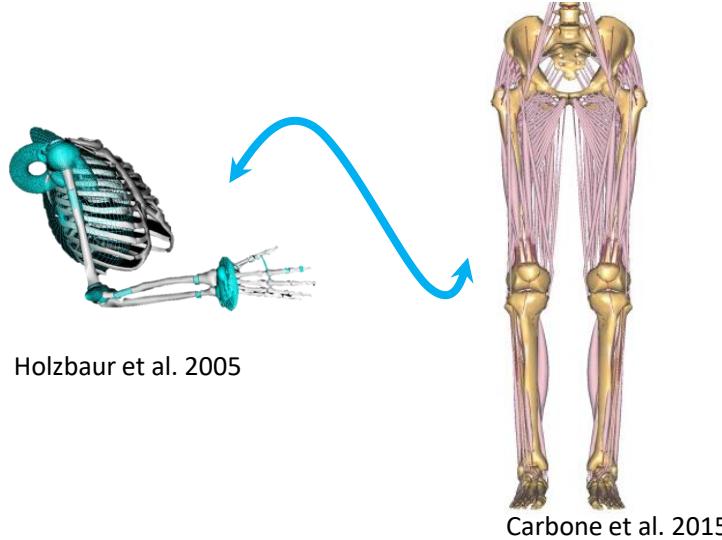
Verrous d'usage



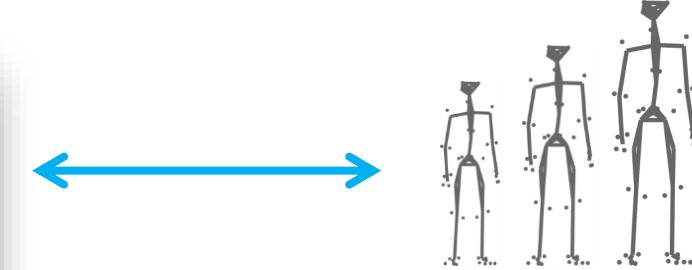
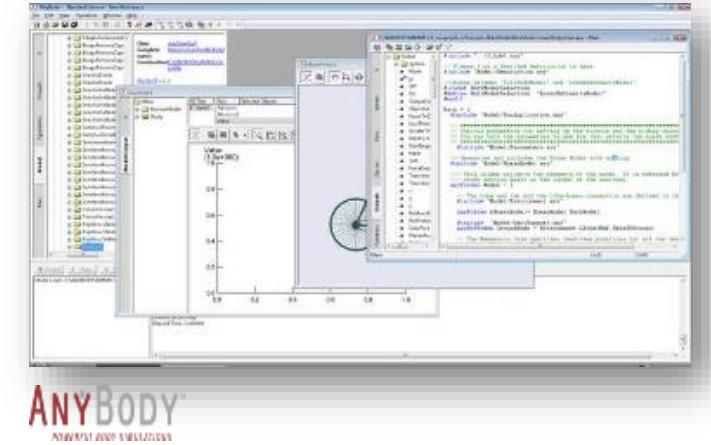
Temps de calcul



Dépendance aux entrées



Editor, assembler des modèles



Mise à l'échelle et personnalisation des modèles

Mise à l'échelle des modèles

Géométrique

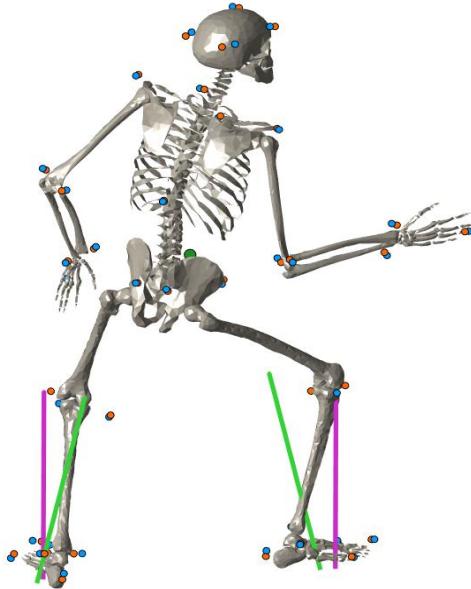
Longueurs segmentaires, Axes d'articulations

Inertielle

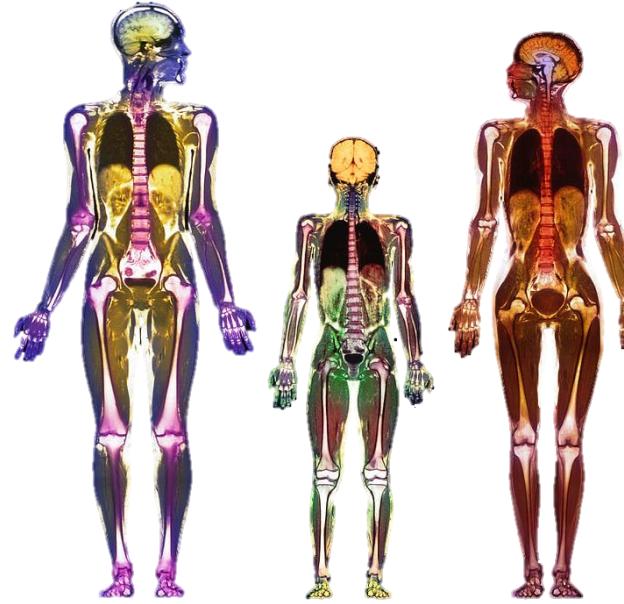
Masse et inertie des segments

Musculaire

Paramètres de génération d'effort des muscles



Mesure de force



Imagerie médicale



Capture de mouvement

Fil rouge

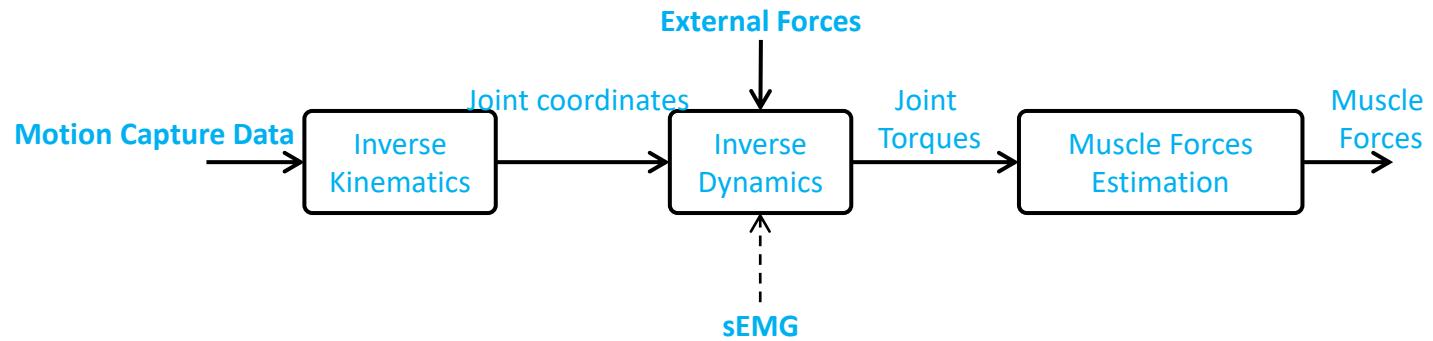
Estimation de la performance de lancer et comparaison aux critères entraîneur (coordination, direction de poussée, alignement articulaire)



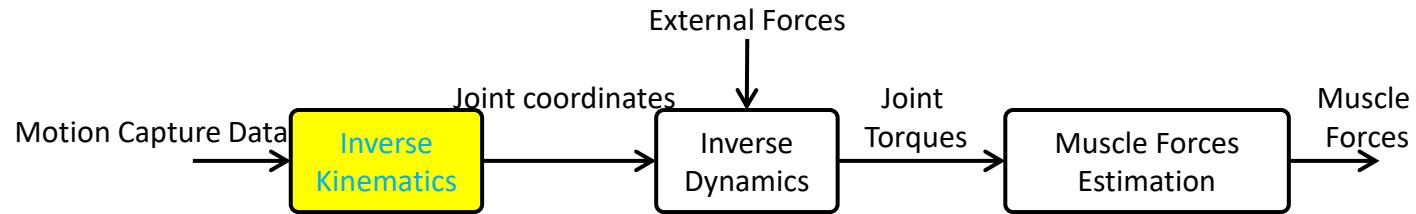
1 sujet (1m85, 111kg, niveau national)
Mocap in situ (site de lancer)
Prédiction des efforts au sol
cinématique
dynamique inverse sous CusToM
3 essais

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



Cinématique inverse

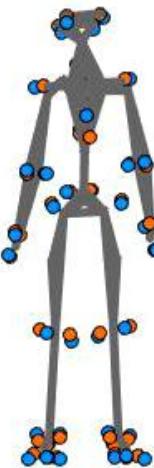


Calcul des coordonnées articulaires

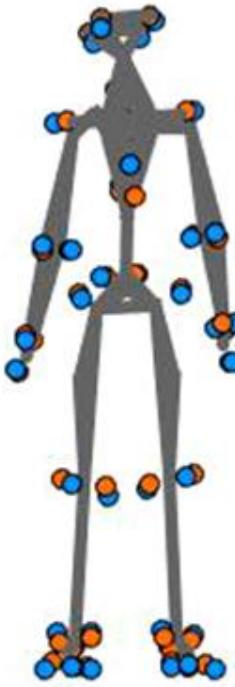


Optimisation cinématique multicorps

Focus: optimisation cinématique multicorps



Modèle osteo-articulaire

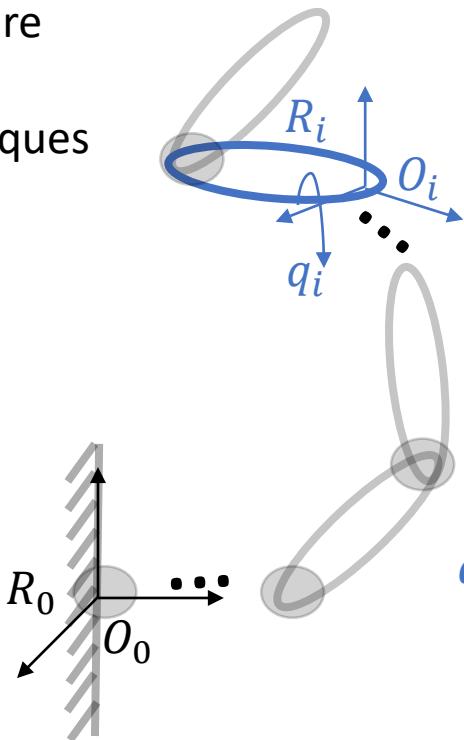


Repérage des solides aux centres articulaires

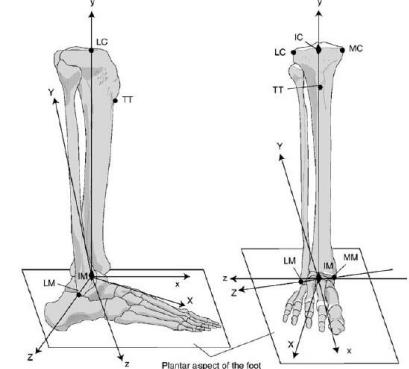
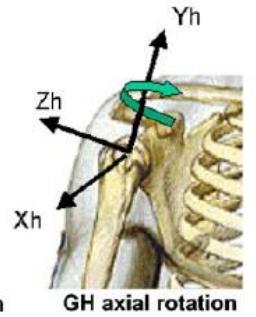
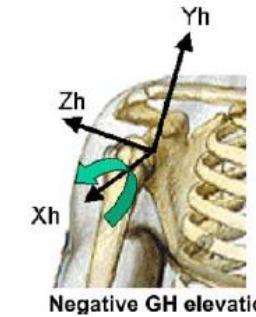
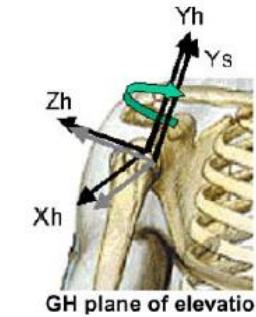
Paramétrage articulaire

Paramètres géométriques

Conventions



q vecteur des coordonnées articulaires

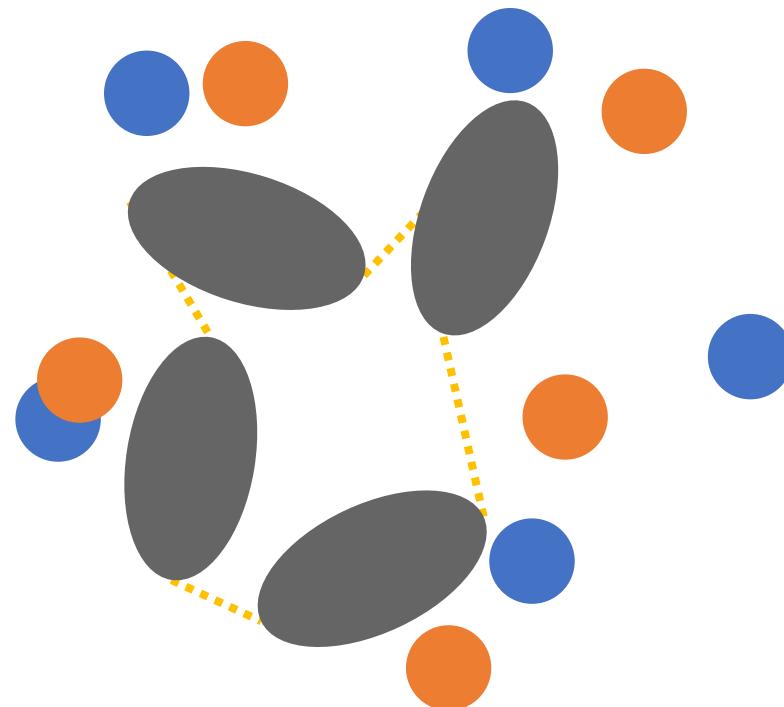


Pleins d'autres repérages/paramétrages possibles !

Optimisation cinématique multicorps

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

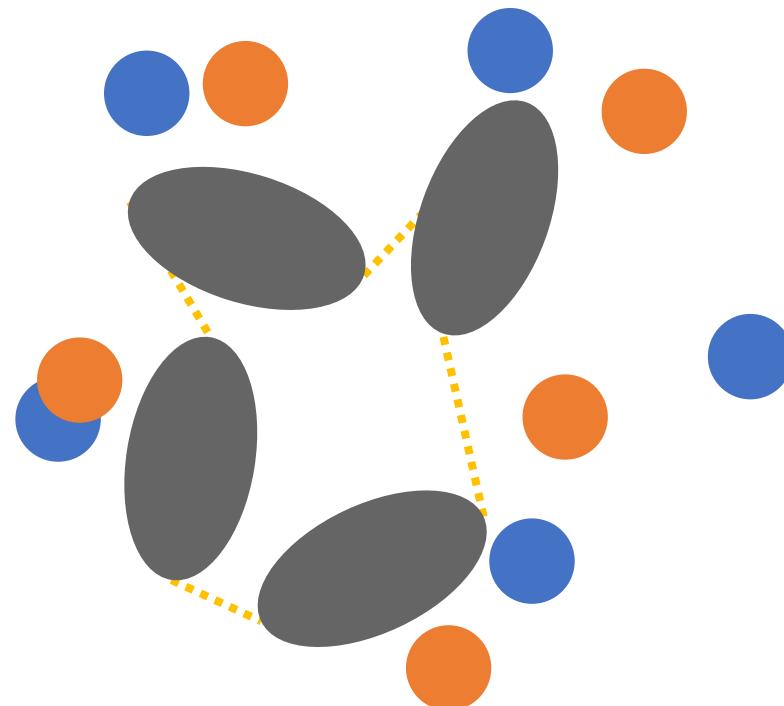
tel que $\boldsymbol{h}(\boldsymbol{q}) = \mathbf{0}$



Optimisation cinématique multicorps

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

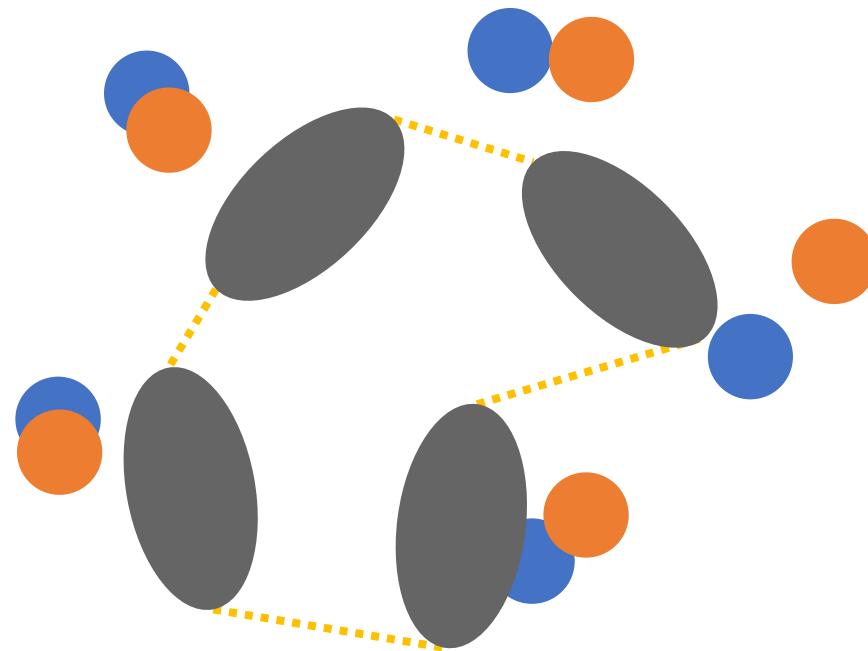
tel que $\boldsymbol{h}(\boldsymbol{q}) = \mathbf{0}$



Optimisation cinématique multicorps

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

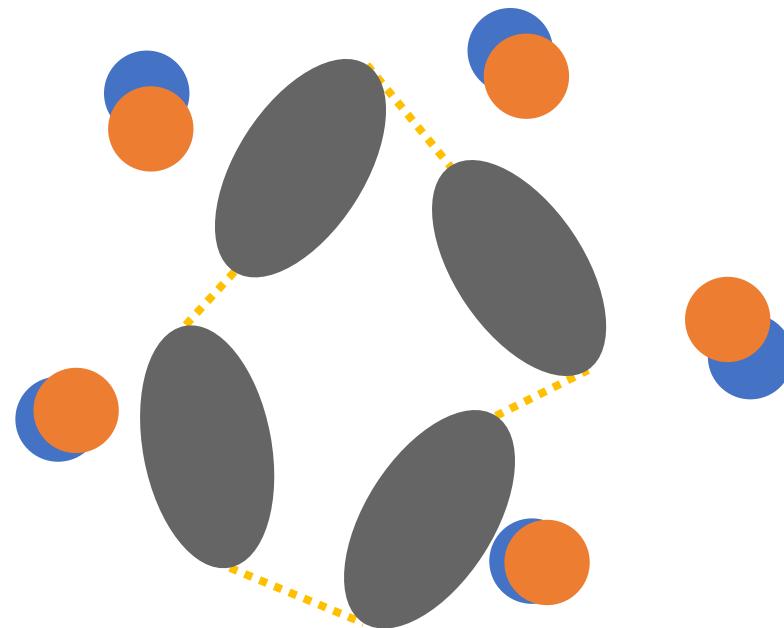
tel que $\boldsymbol{h}(\boldsymbol{q}) = \mathbf{0}$



Optimisation cinématique multicorps

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

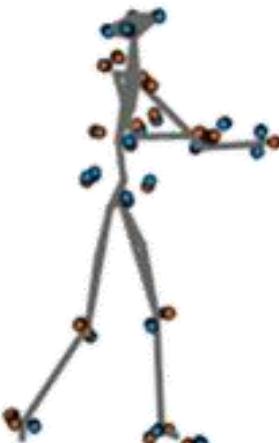
tel que $\boldsymbol{h}(\boldsymbol{q}) = \mathbf{0}$



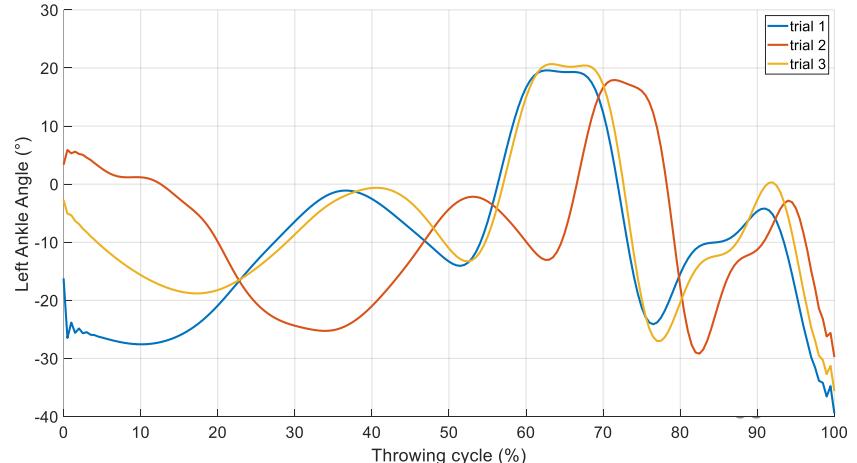
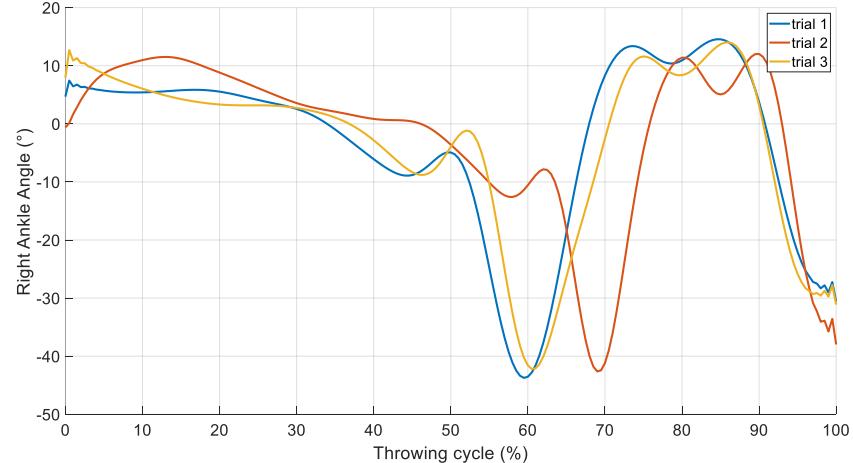
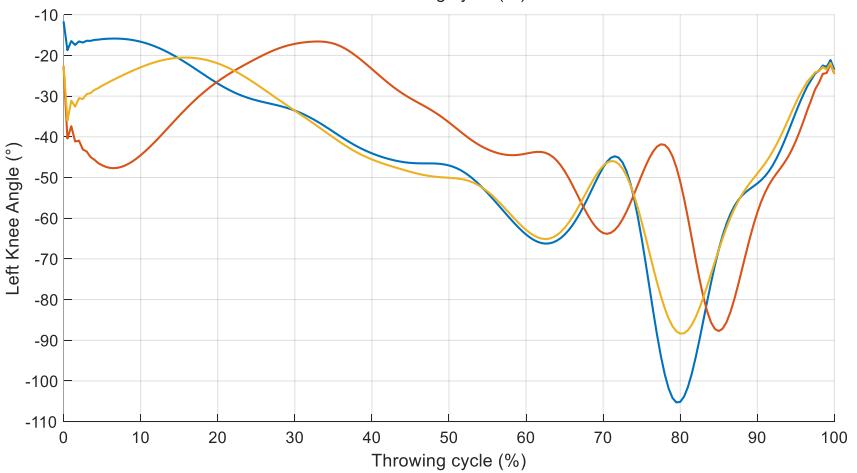
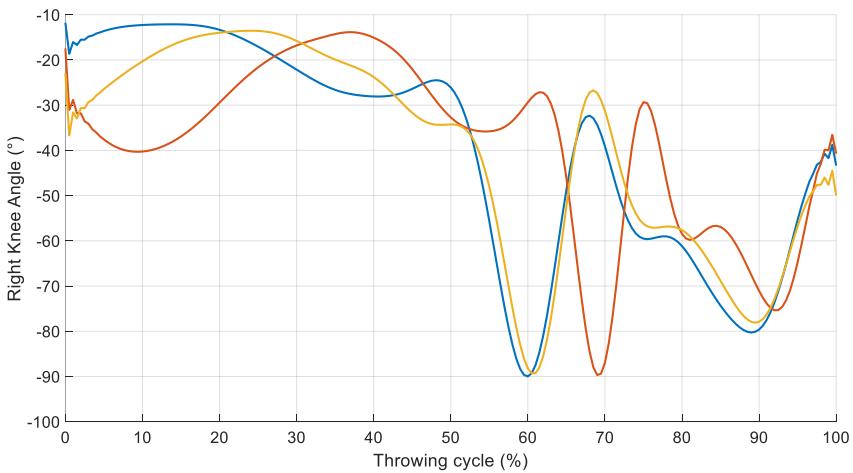
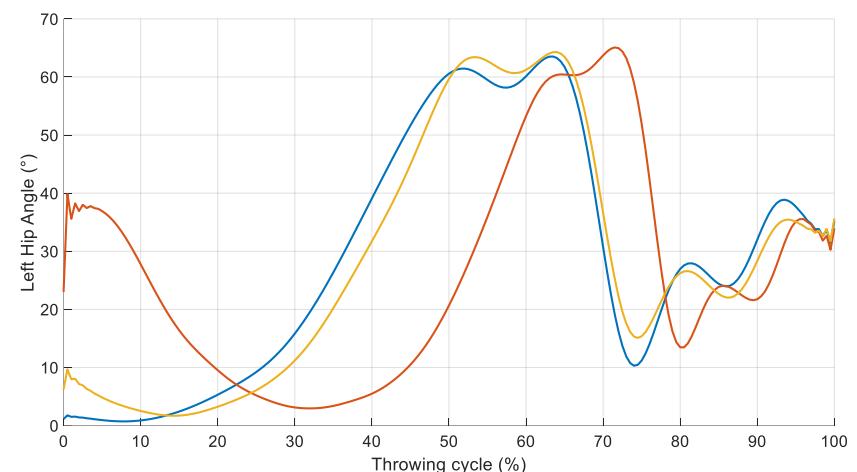
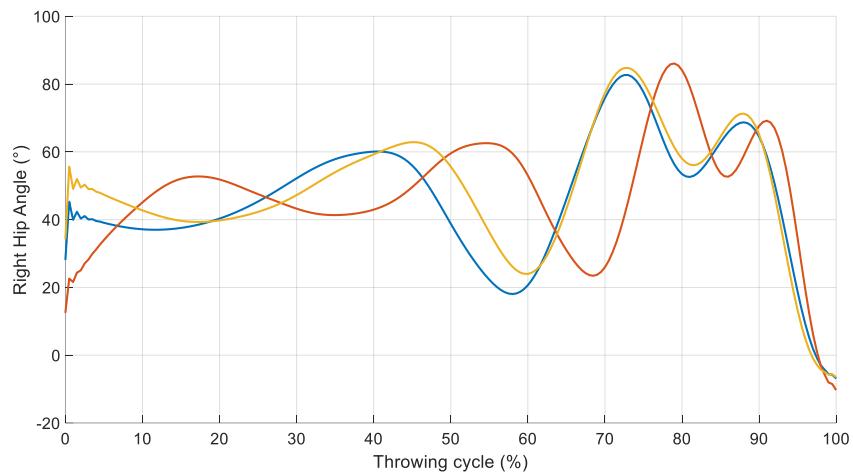
Avec un algorithme d'optimisation adapté (SQP, Levenberg-Marquardt)

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

Fil rouge



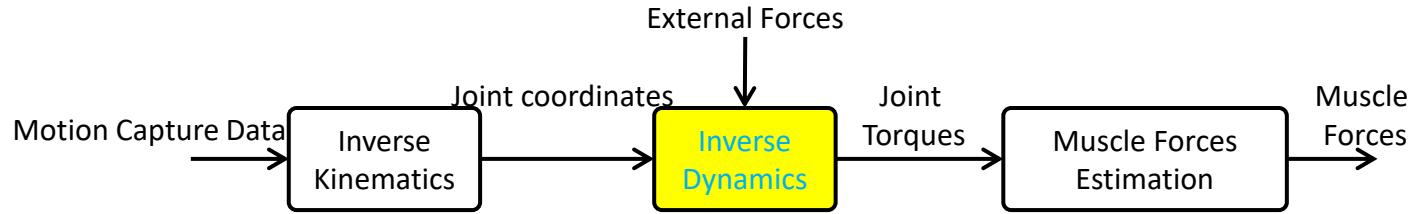
Performance (m)	essai
58,30	1
56,94	2
60,55	3



Optimisation cinématique multicorps

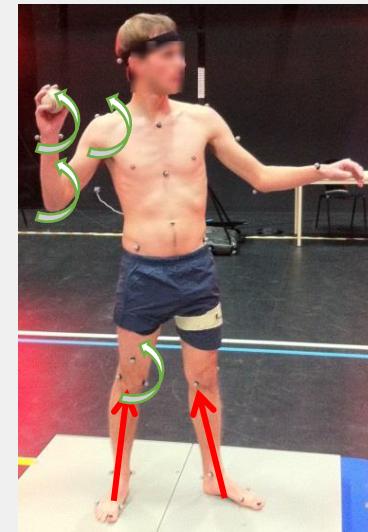
- Begon, M., Andersen, M. S., & Dumas, R. (2018). Multibody kinematics optimization for the estimation of upper and lower limb human joint kinematics: a systematized methodological review. *Journal of biomechanical engineering*, 140(3), 030801.
- Bonnet, V., Richard, V., Camomilla, V., Venture, G., Cappozzo,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

Dynamique inverse



- Calcul des couples articulaires
- Classiquement algorithme de Newton-Euler

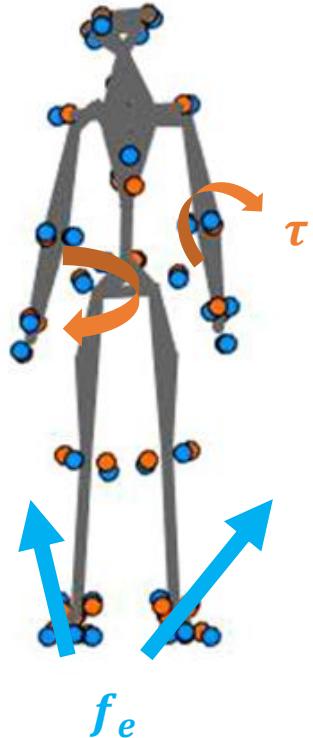
$$f_i = f_i^B - f_i^x + \sum_{j \in \mu(i)} f_i$$



Mesure des forces de réaction

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)

Quantités d'accélération

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

Matrice de masse Coriolis/centrifuge

Gravité

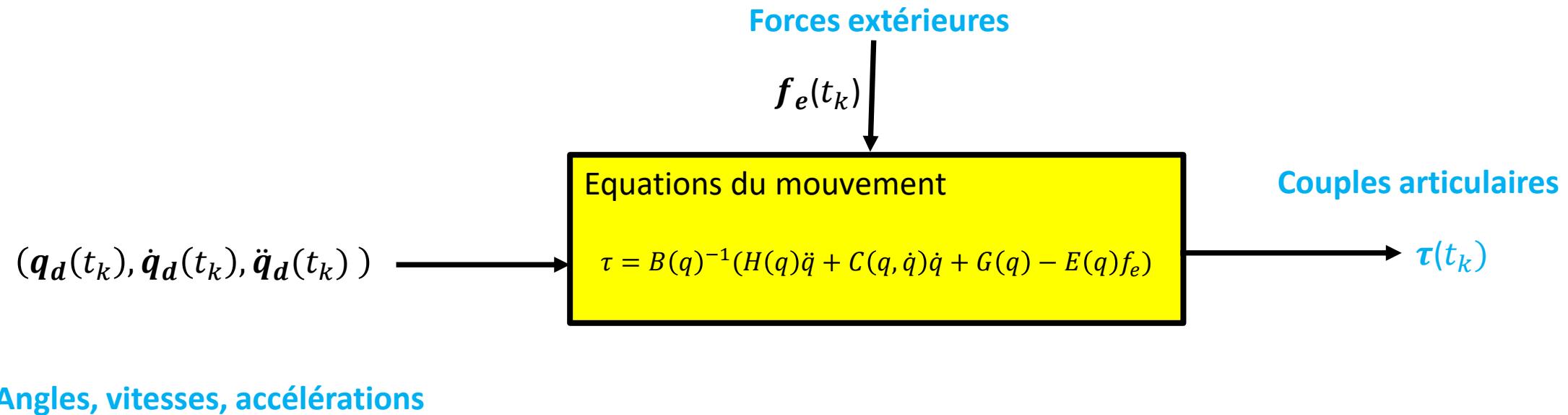
Efforts des actionneurs

Efforts extérieurs

Les n_q équations peuvent prendre la forme matricielle suivante

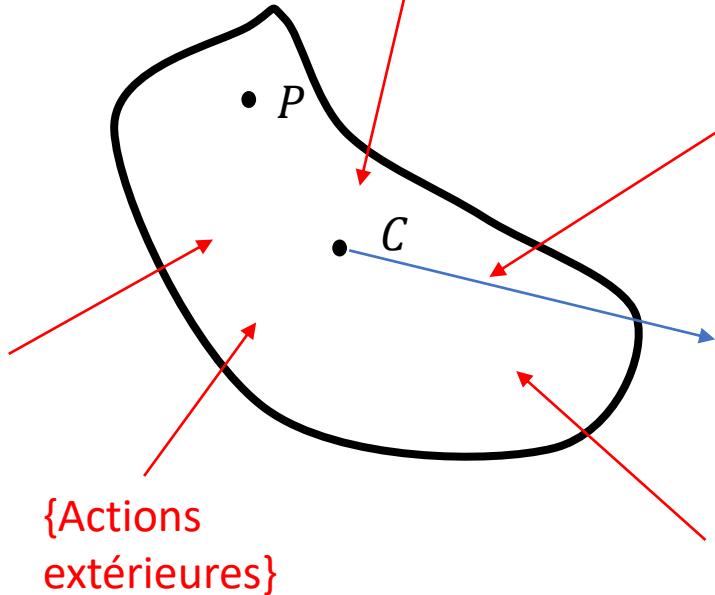
Newton-Euler

Au temps t_k



Angles, vitesses, accélérations

Equilibre d'un solide S

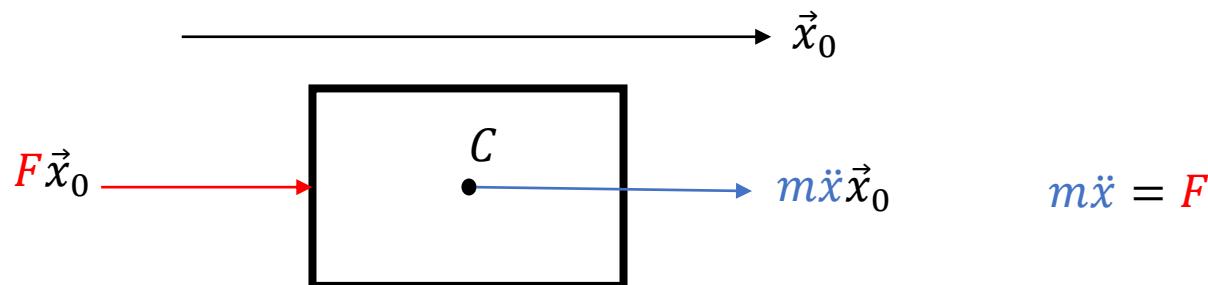


{Quantités d'accélération}={Forces extérieures}

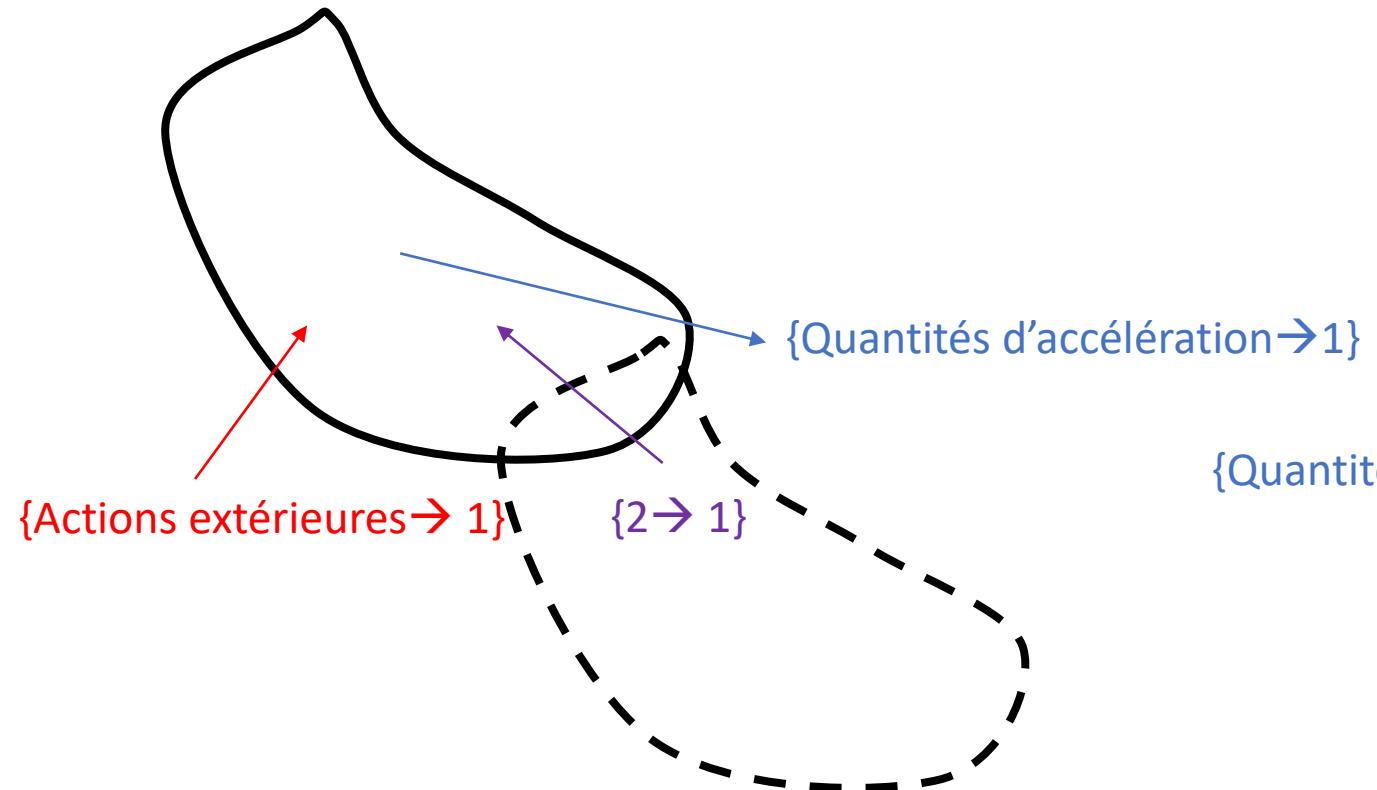
{Quantités d'accélération}

{Actions extérieures}

“Pour un solide en translation...”

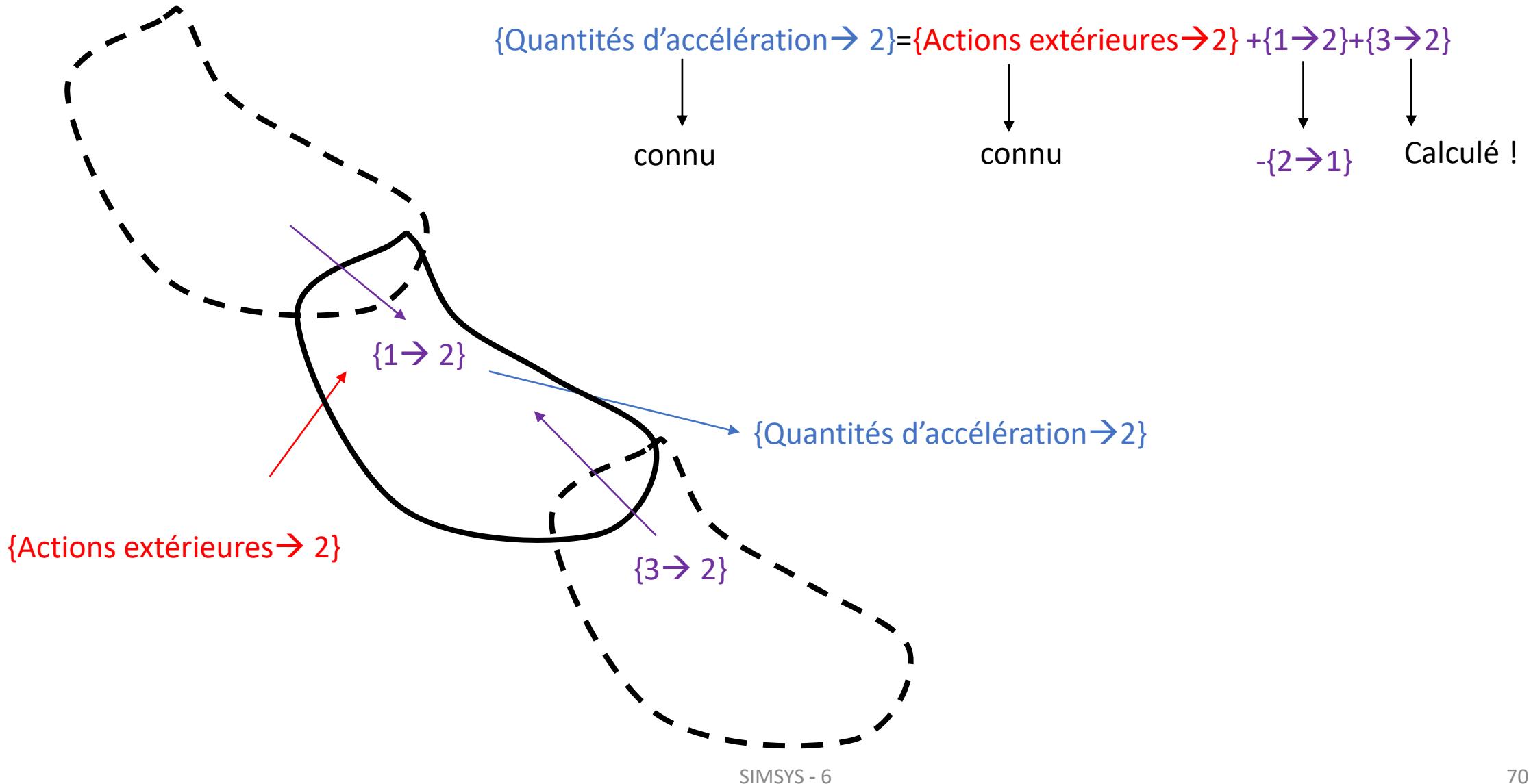


Equilibre d'une chaîne de solides

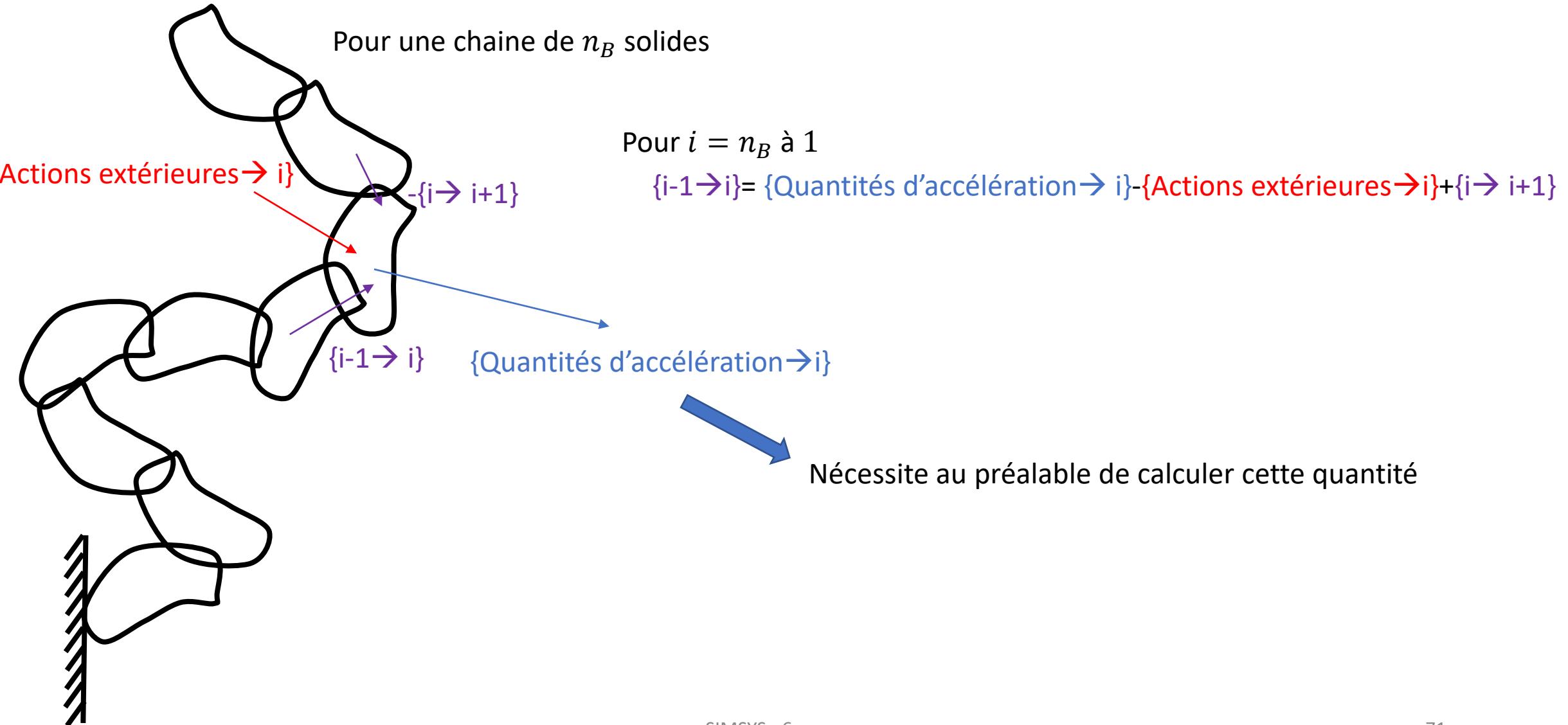


$$\text{Connu} \uparrow \\ \{ \text{Quantités d'accélération} \rightarrow 1 \} = \{ \text{Actions extérieures} \rightarrow 1 \} + \{ 2 \rightarrow 1 \} \\ \text{Connu} \uparrow \\ \text{Calculé !} \uparrow$$

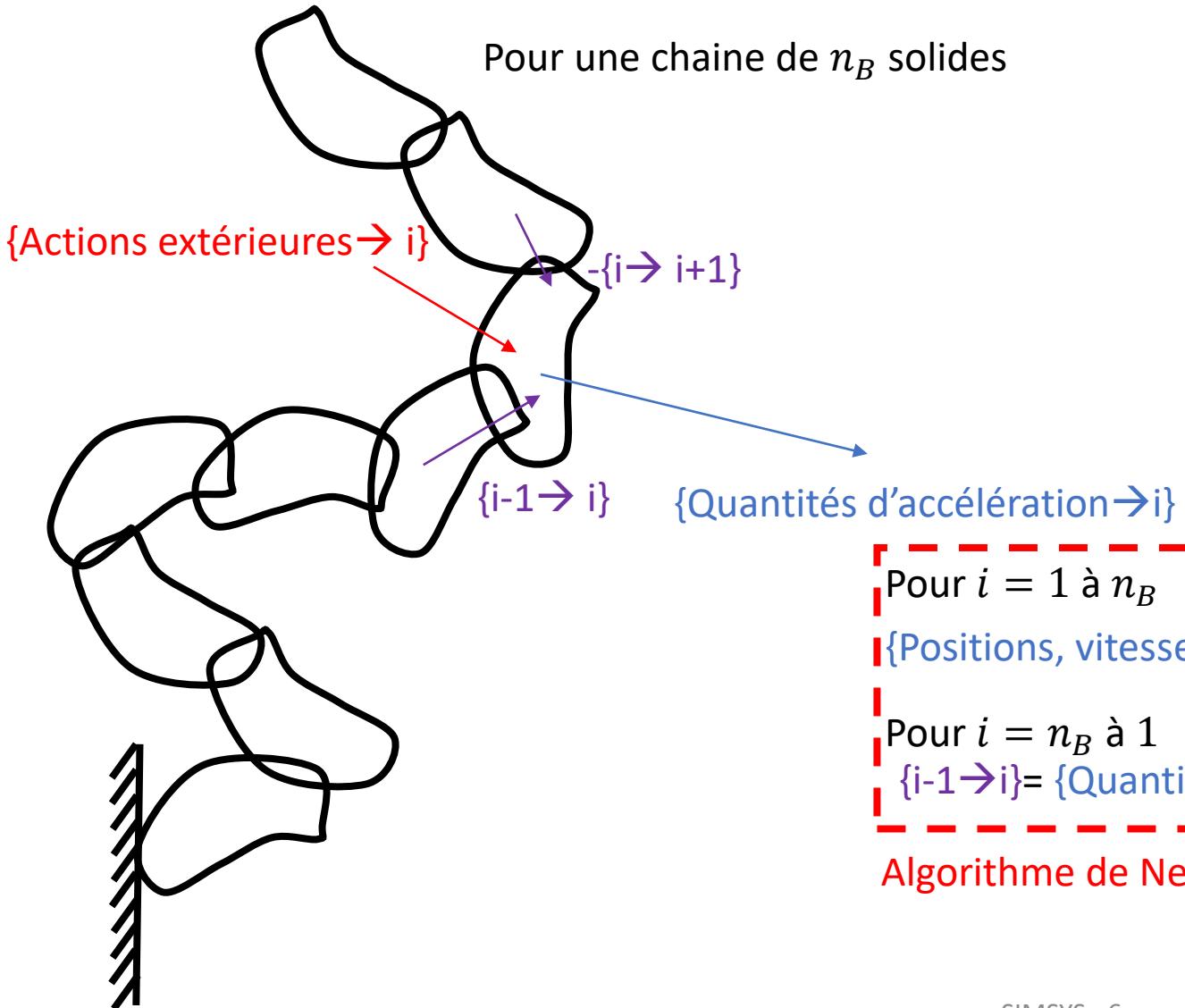
Equilibre d'une chaîne de solides



Newton-Euler



Newton-Euler



Pour $i = 1$ à n_B

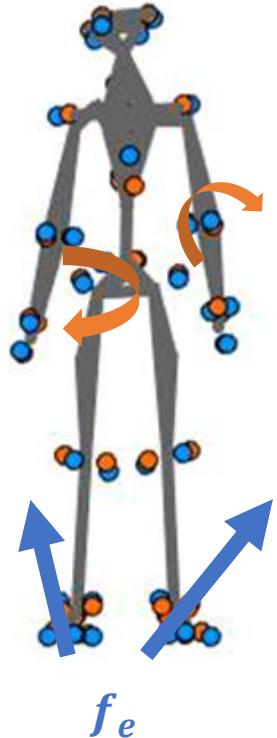
{Positions, vitesses, accélérations}_i = $f(\mathbf{q}, \mathbf{dq}, \mathbf{ddq})$

Pour $i = n_B$ à 1

{i-1 → i} = {Quantités d'accélération → i} - {Actions extérieures → i} + {i → 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

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

Newton Euler Friendly

Optimisation

Actions de contraintes
(pour des contraintes de la forme)

$$\varphi(q) = 0$$

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

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

Des méthodes concurrentes (méthodes globales, machine learning)

Possibilité de mixer dynamique inverse/ estimation des efforts

Newton-Euler

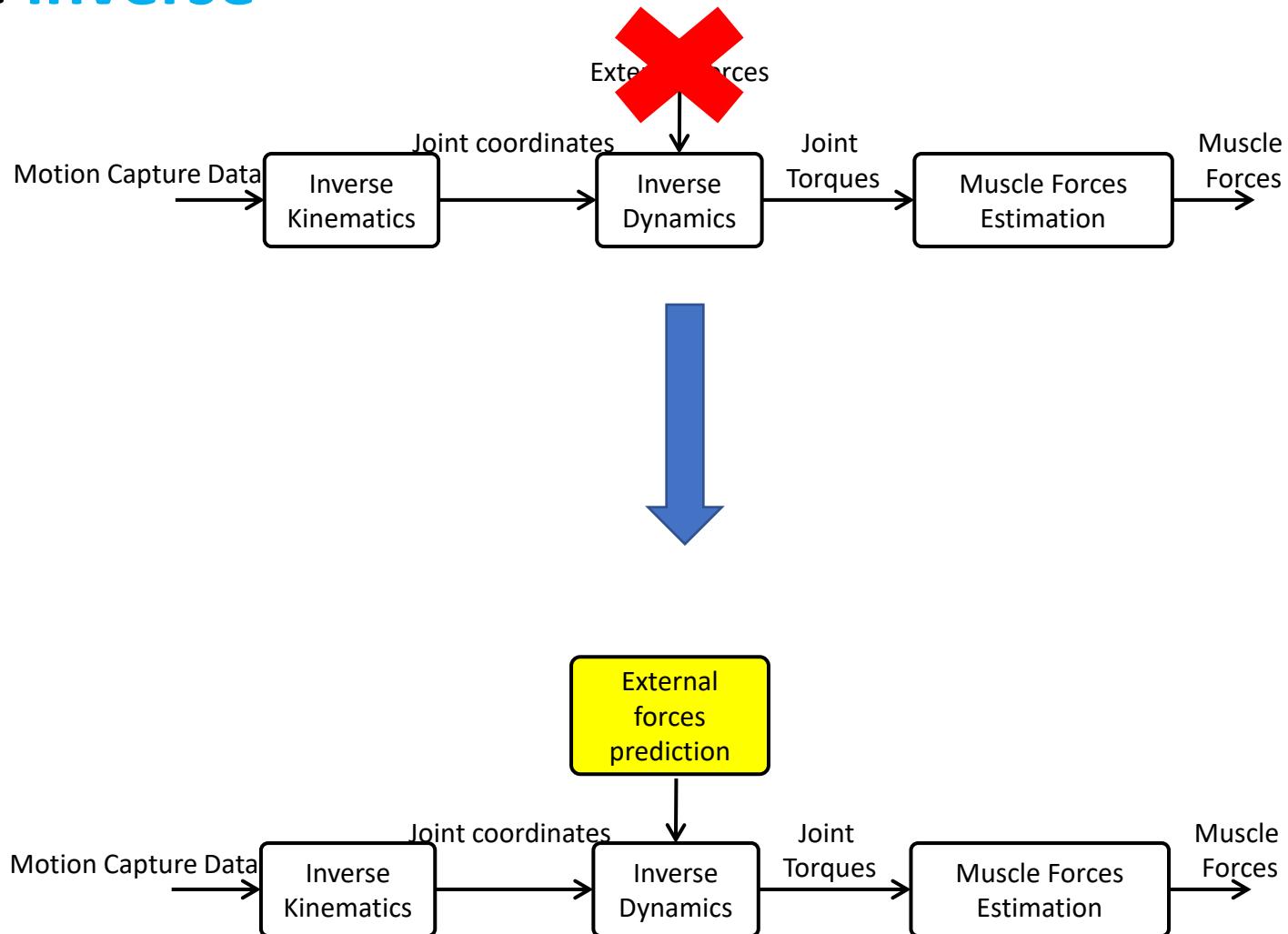
Featherstone, R. (2014). *Rigid body dynamics algorithms*. Springer.

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>

Cinématique inverse



Focus: Prédiction des forces de réaction

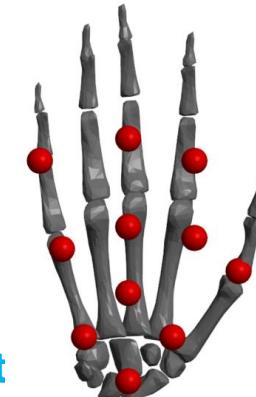
Modèle de contact



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

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

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

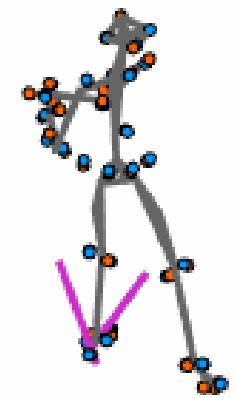
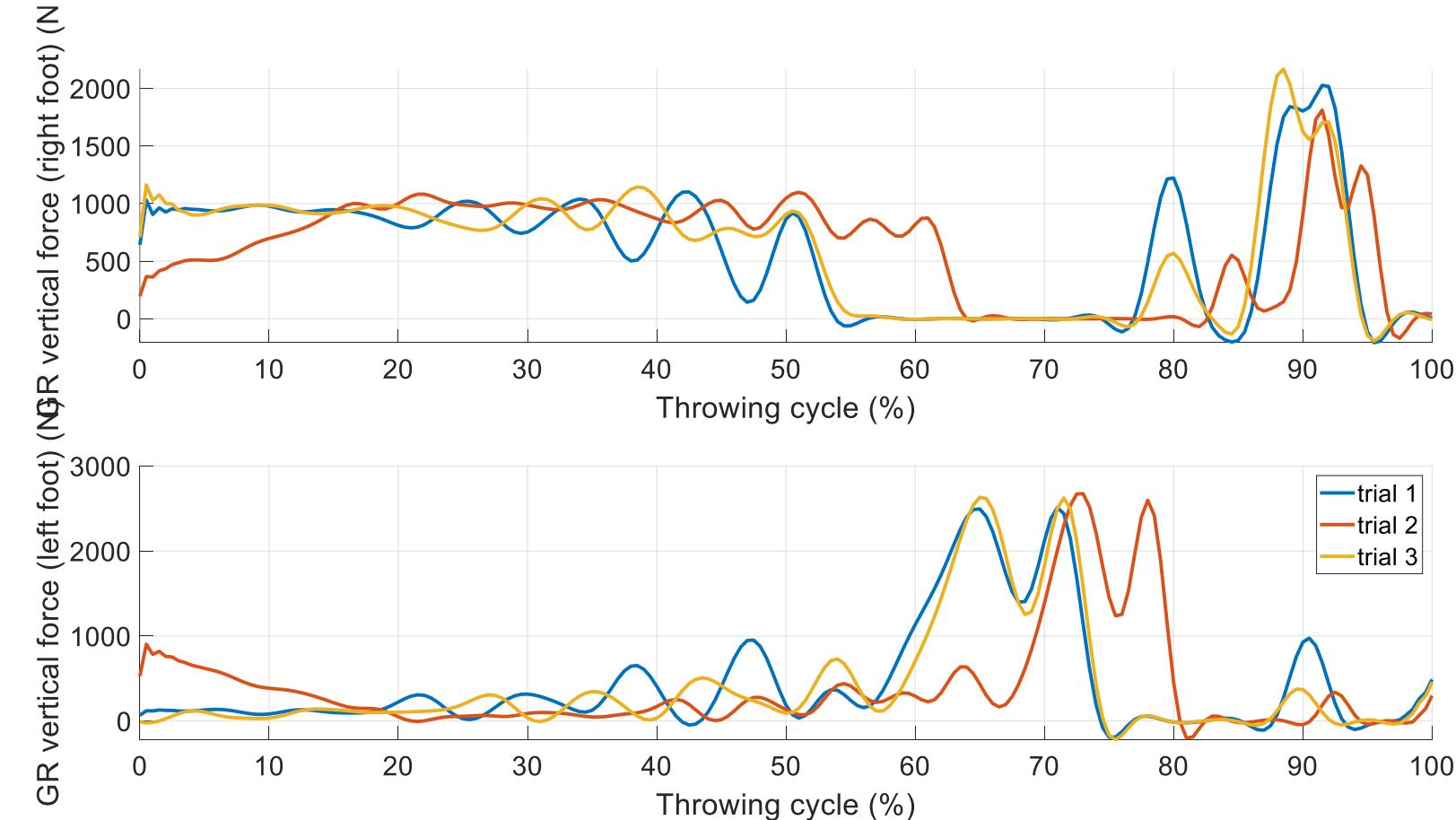
Des méthodes concurrentes (machine learning, répartitions analytiques)

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



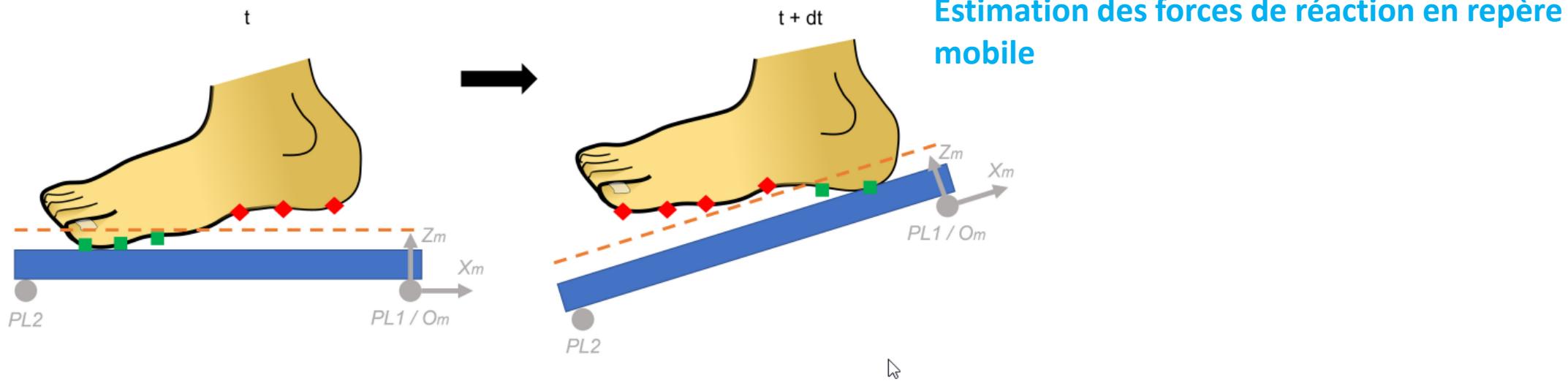
Thèse de Pauline Morin,
demain à 13h30...

Fil rouge



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

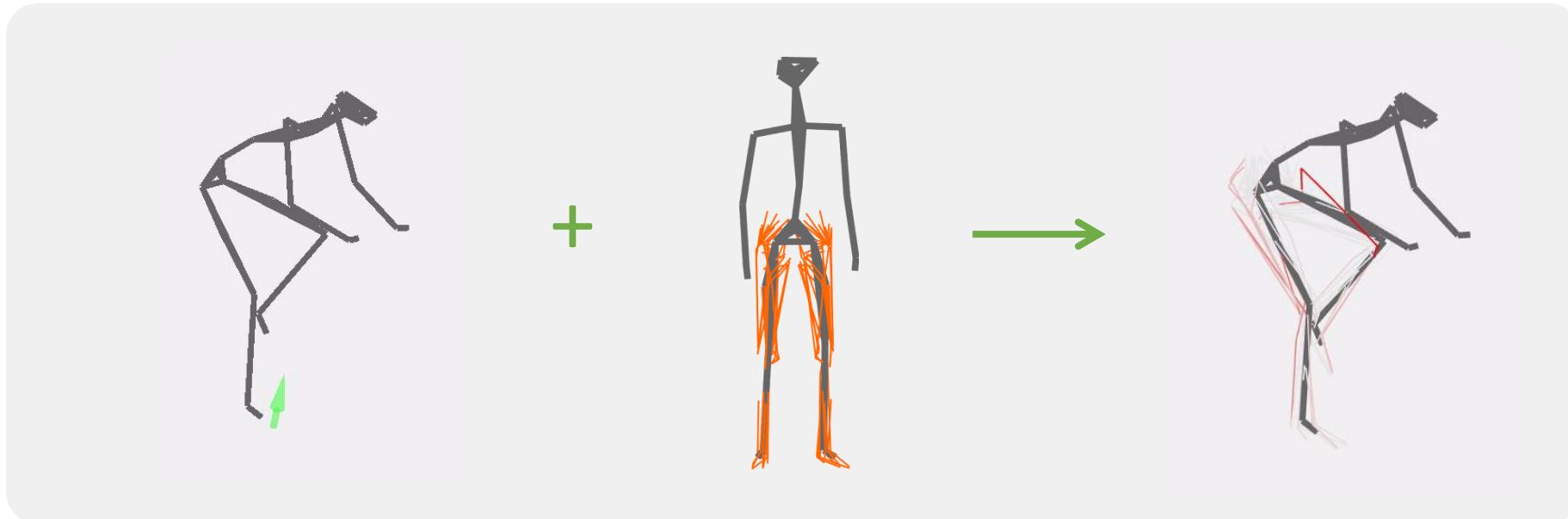
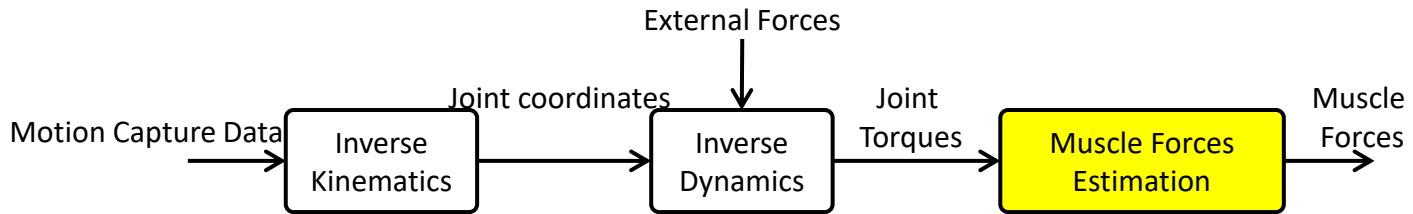
Muller, A., Pontonnier, C., & Dumont, G. (2019). Motion-based prediction of hands and feet contact efforts during asymmetric handling tasks. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 67(2), 344-352.

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*.

Morin, P., Muller, A., Pontonnier, C., & Dumont, G. (2022). Evaluation of the Foot Center of Pressure Estimation from Pressure Insoles during Sidestep Cuts, Runs and Walks. *Sensors*, 22(15), 5628.

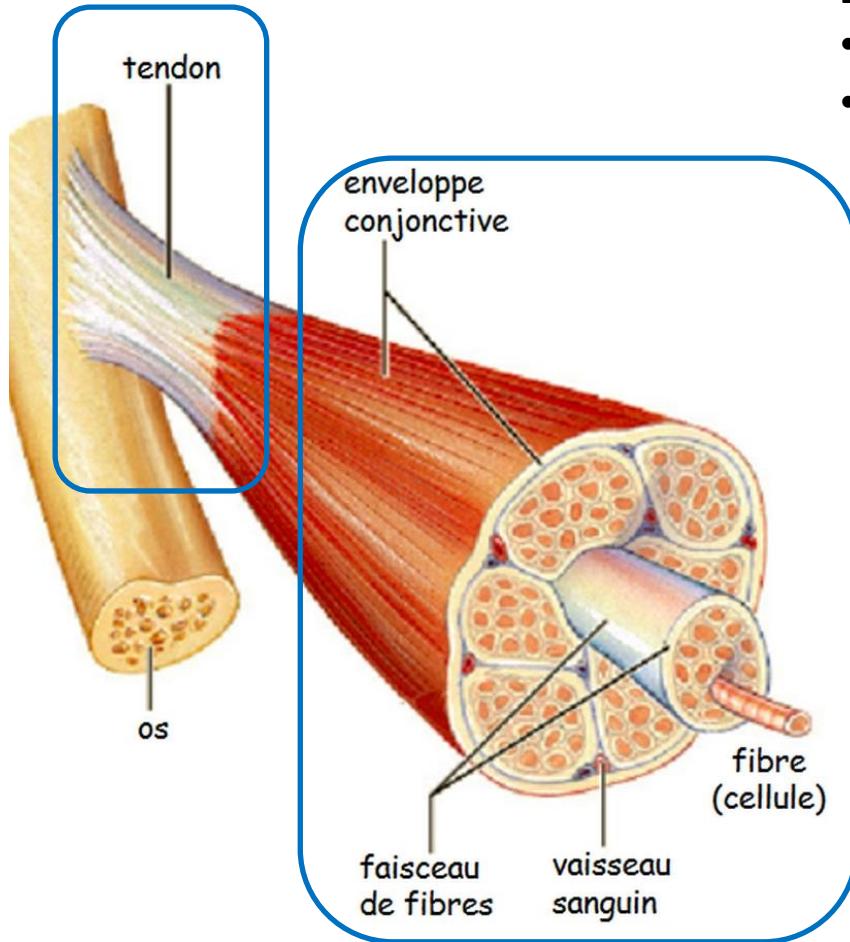
Estimation des efforts musculaires



➤ Classiquement optimisation sous contraintes

Focus : Quelle modélisation du muscle pour la simulation musculosquelettique?

Le système musculo-tendineux

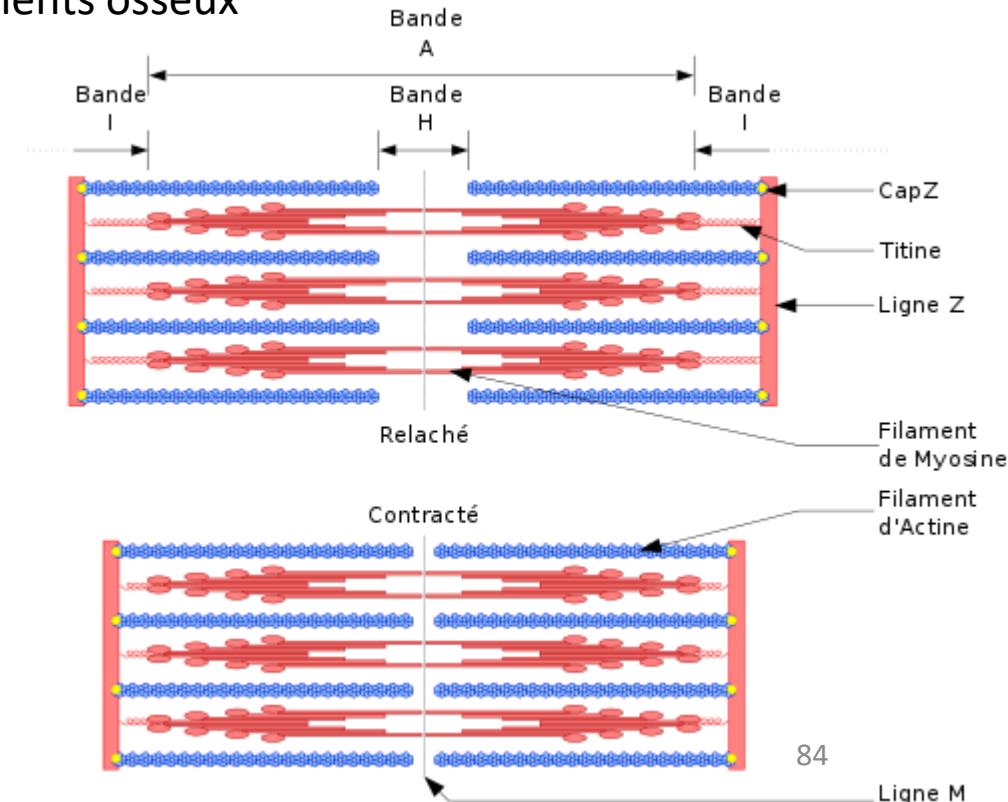


2 types de tissus :

- Le tissu tendineux **Passif**
- Le tissu musculaire **Actif**

Possèdent des caractéristiques mécaniques différentes qui influent sur l'action exercée sur les segments osseux

Propriétés mécaniques?



Modèle d'Hodgkin-Huxley

Modélisation du mécanisme de filaments glissants

$$\frac{\partial n(x, t)}{\partial t} - v(t) \frac{\partial n(x, t)}{\partial x} = f(x)(f(x) + g(x))n(x, t)$$

$n(x, t)$ Densité de probabilité représentant la proportion d'actine et de myosine impliquées dans le cycle de ponts d'union

$v(t)$ Vitesse de raccourcissement du sarcomère (vitesse relative entre les filaments d'actine et de myosine)

$f(x)$ Taux de création de ponts d'union

$g(x)$ Taux de cassure de ponts d'union

Limites :

détermination des valeurs des paramètres du modèle (variables selon l'individu et selon les muscles)

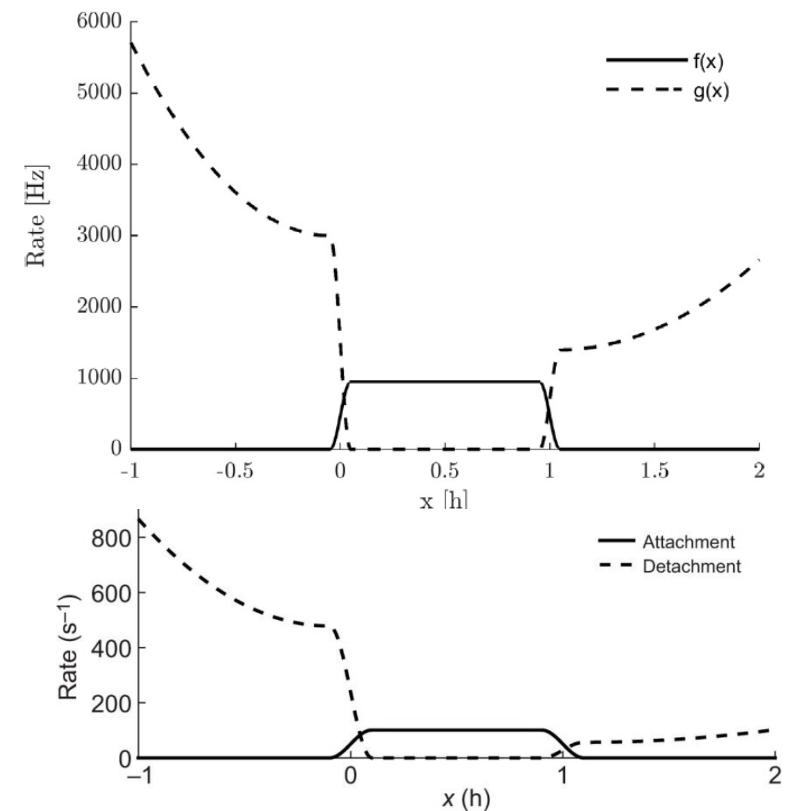
Coût calculatoire rédhibitoire pour un nombre importants de muscles et sur des durées modérées

Inadapté à l'analyse de mouvement par modélisation musculosquelettique

Avantages :

Capture des effets non-capturés par les modèles de Hill

Modèle pertinent pour l'étude d'un muscle isolé

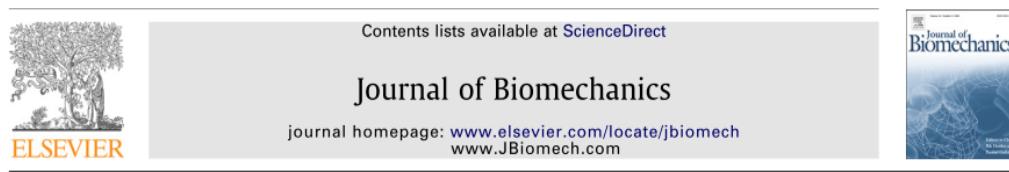
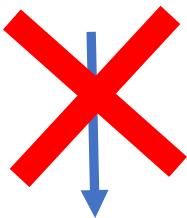


Modèles par éléments finis

Analyse du mouvement : nombre important de muscles impliqués

→ complexité +++

→ Coût calculatoire rédhibitoire



24 muscles par jambe

Muscle contributions to propulsion and support during running

Samuel R. Hamner ^{a,*}, Ajay Seth ^b, Scott L. Delp ^{a,b}

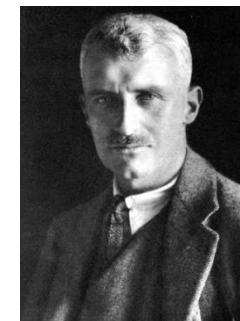
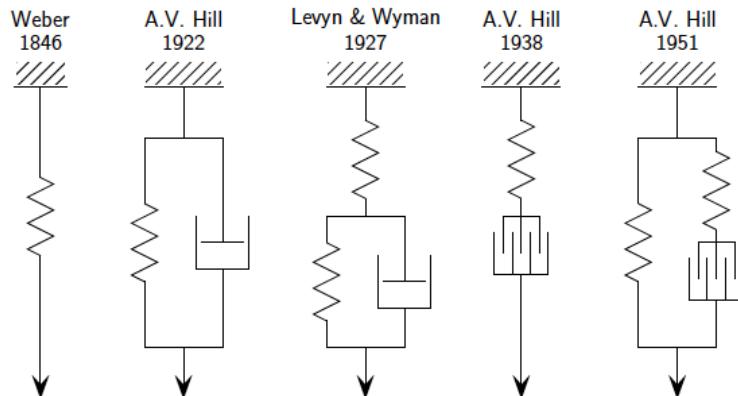
^a Department of Mechanical Engineering, Stanford University, Stanford, CA, USA

^b Department of Bioengineering, Stanford University, Stanford, CA, USA

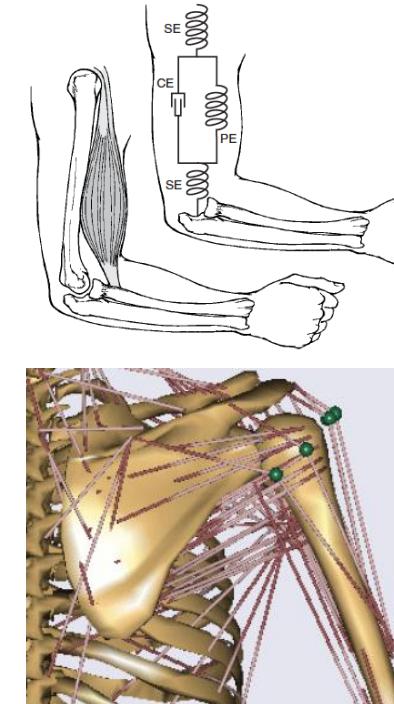
Pertinence des modèles 1D dérivés du **Modèle de Hill**

Modèles à 3 composantes (ou plus...)

- Principe de la méthode : les relations caractéristiques de la mécanique musculaire sont présentées en faisant appel à des **modèles rhéologiques** :
- Modèles unidimensionnels → lignes d'action musculaires
- Le comportement mécanique du muscle est représenté par un **assemblage de systèmes mécaniques élémentaires** (ressorts, amortisseurs, etc)



A.V. Hill 1886-1977



La plupart des modèles musculaires sont des dérivés du modèle de Hill

Vers un modèle musculaire complet

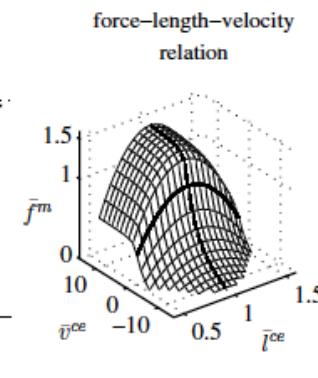
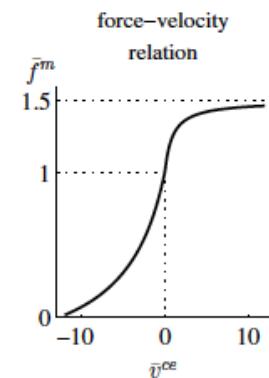
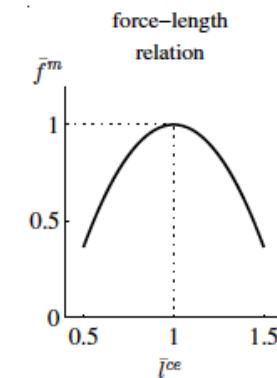
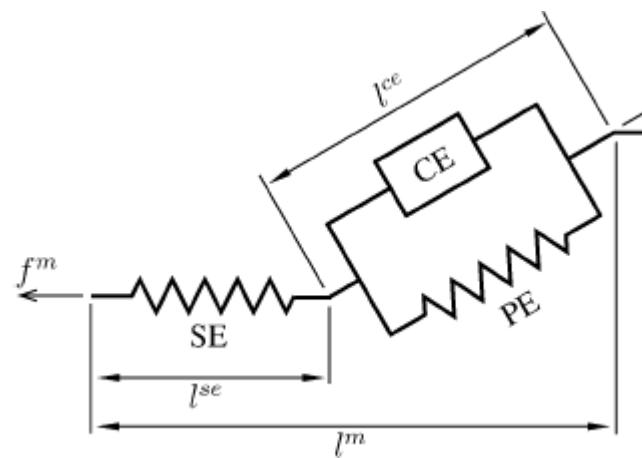
- Nécessité dans les modèles musculaires de prendre en compte :

- La relation force-longueur
- La relation force vitesse
- L'angle de pennation
- Les données d'activation



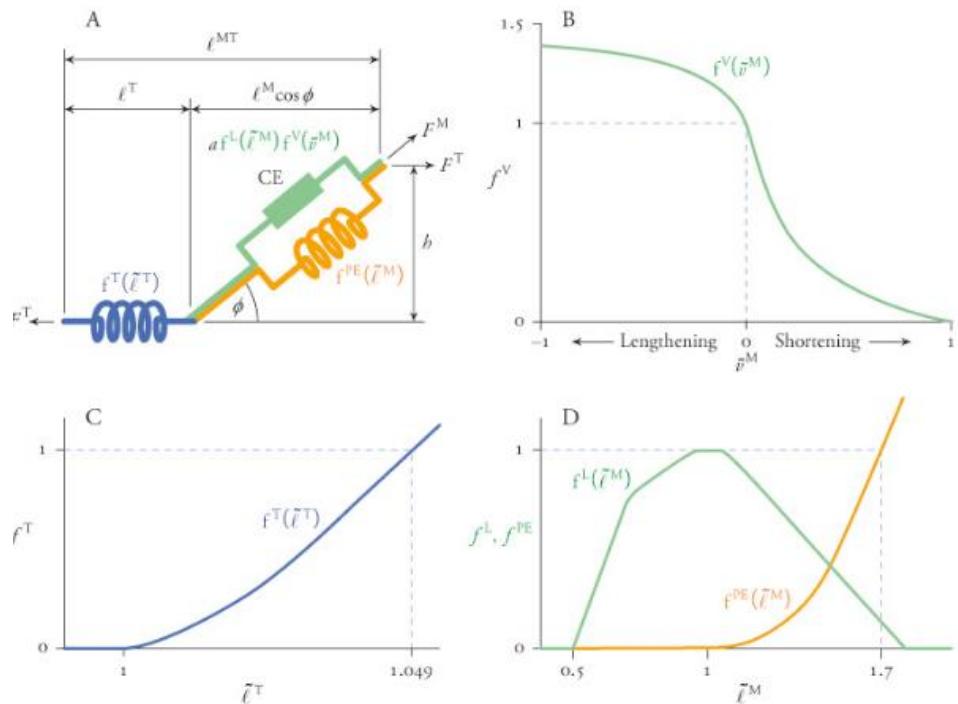
Modèle de Zajac (variante du modèle de Hill)

→ ajout en série d'un élément élastique qui représente les tendons inclinés d'un angle α par rapport à l'axe du muscle (i.e. angle de pennation)



Lien modèle structure anatomique

Objectif : associer une loi de comportement à chaque structure anatomique



Modèle élémentaire	Contribution force musculo-tendineuse	Structure anatomique
Elément contractile	Force-longueur active (muscle)	sarcomères
	Force vitesse (muscle)	sarcomères
Elément passif	Force-longueur passive (muscle)	Tissu conjonctif
Elément passif	Force-longueur passive (tendon)	Tissu tendineux

Paramétrisation des modèles musculaires

En général, on contrôle les relations F-L-V, l'activation et la pennation à l'aide de 6 paramètres :

l_0^M Longueur optimale de la fibre

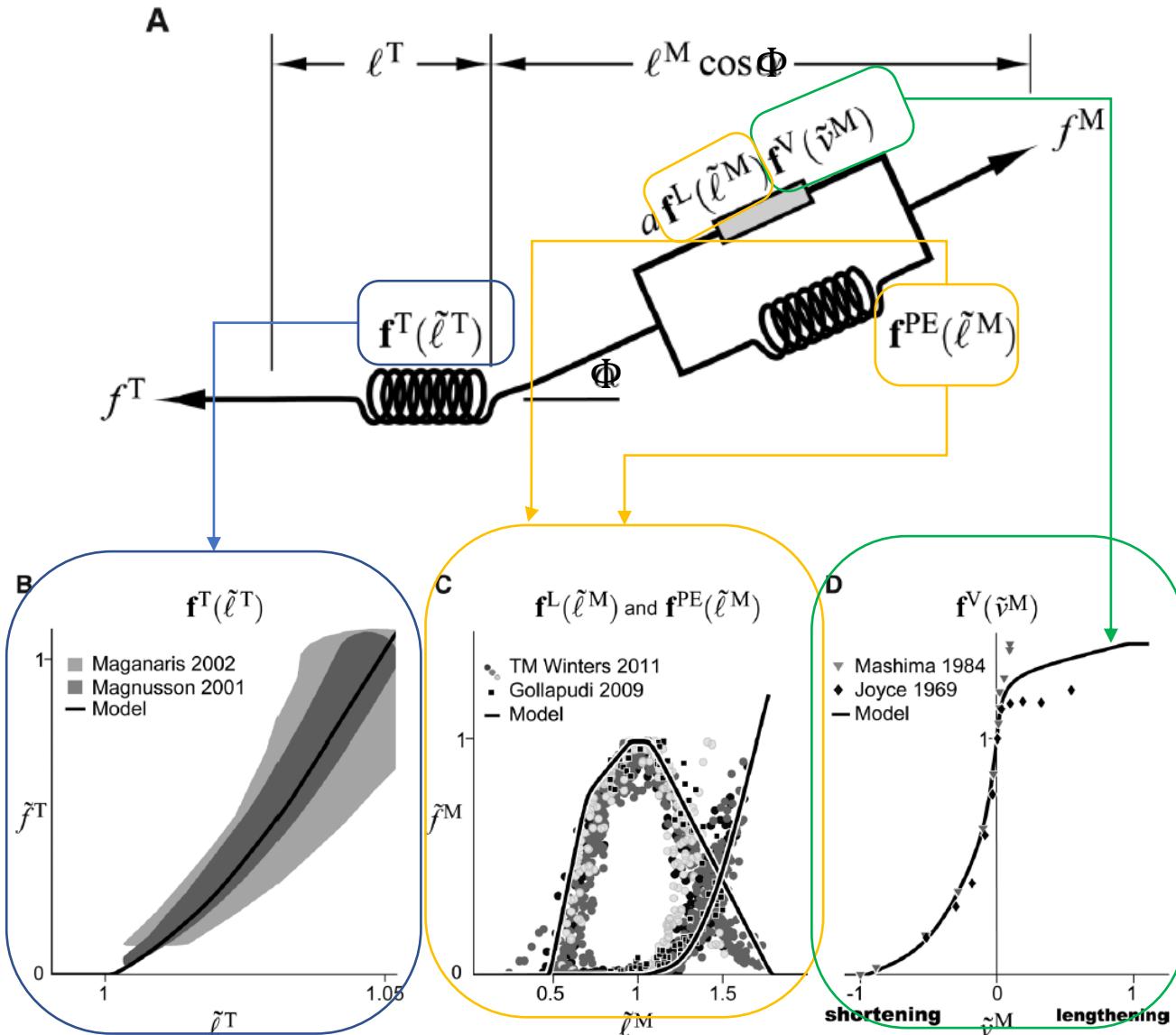
Φ_0 angle de pennation à la longueur optimale des fibres

F_0^M Force maximale isométrique

v_{max}^M vitesse maximale de raccourcissement

l_s^T longueur de repos du tendon

a Activation



Longueur de l'unité musculo-tendineuse :

$$l^{MT} = l^M \cos \Phi + l^T$$

Relations adimensionnelles

Modèle de génération d'effort

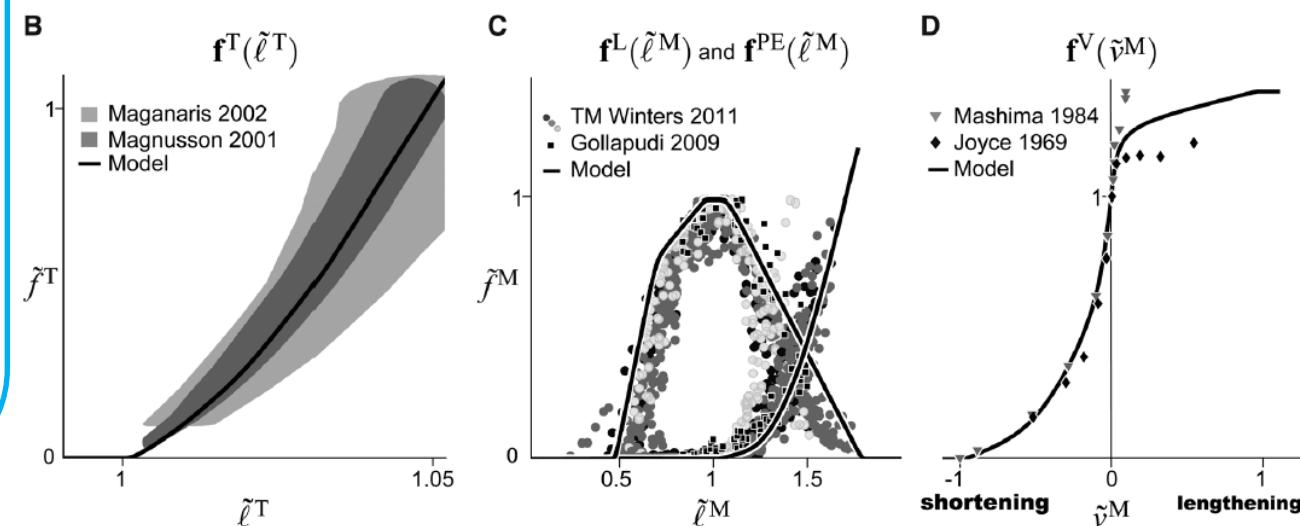
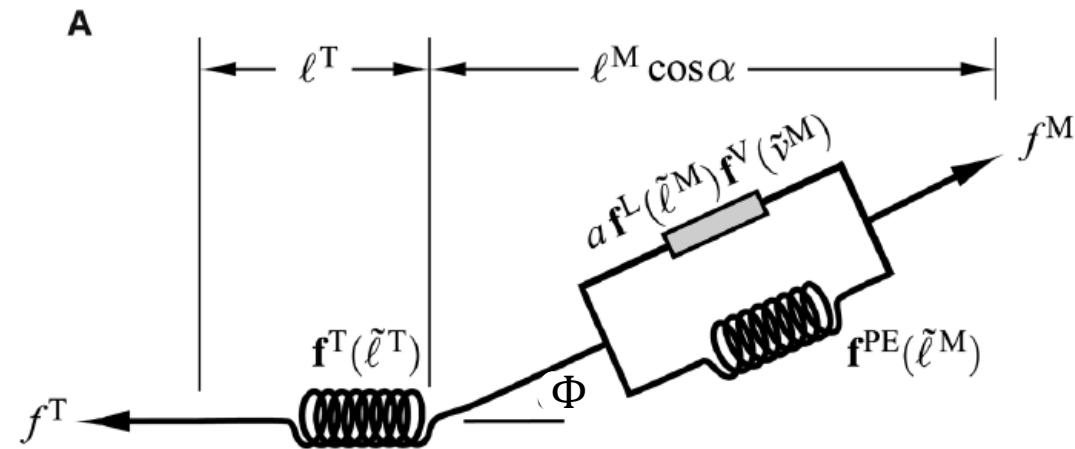
Forces, vitesses, longueurs musculaires, longueurs tendineuses normalisées respectivement par rapport à F_0^M , v_{max}^M , l_0^M , l_S^T (ex : $\tilde{f}^M = \frac{f^M}{F_0^M}$)

$$f^M = F_0^M [a f^L(\tilde{l}^M) f^V(\tilde{v}^M) + f^{PE}(\tilde{l}^M)]$$

$$0 \leq a \leq 1$$

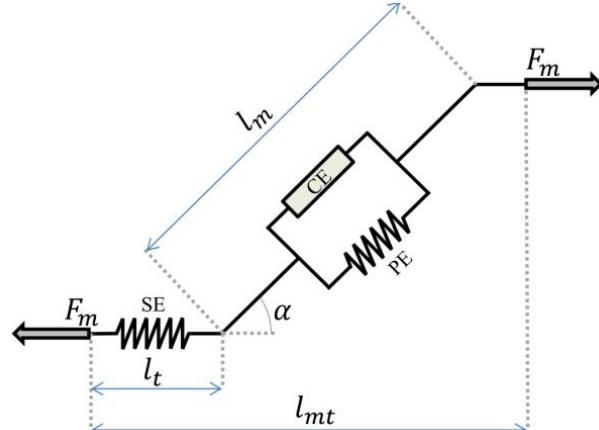
$$f^T = F_0^M f^T(\tilde{l}^T)$$

$$f^{MT} = f^M \cos \Phi + f^T$$



Action musculaire

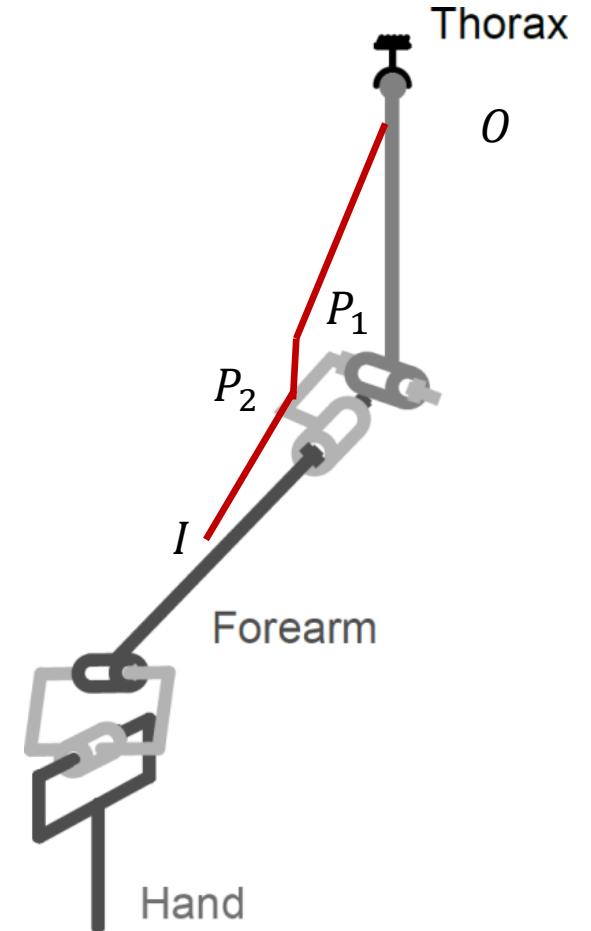
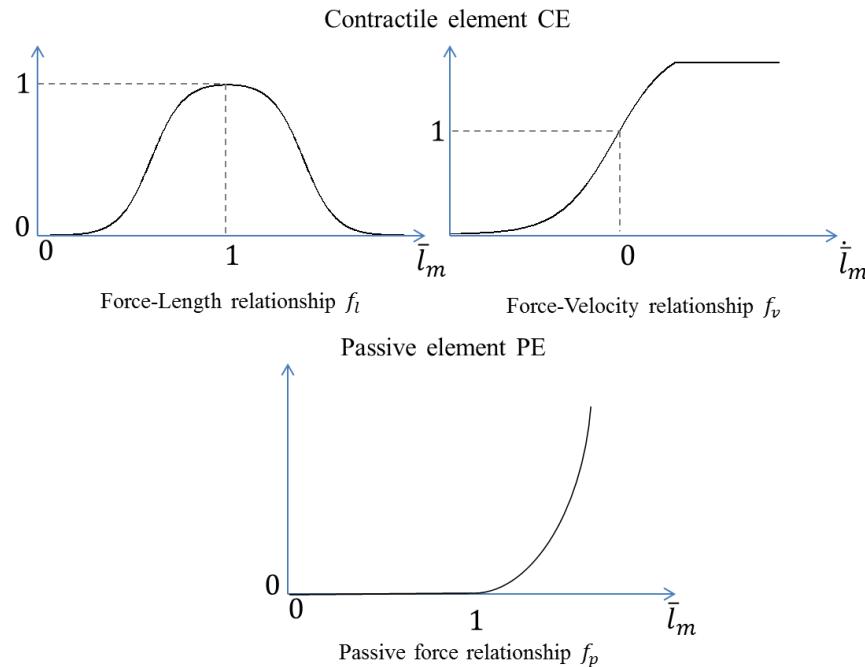
Modèle de génération d'effort



Hill model [Hill1938]

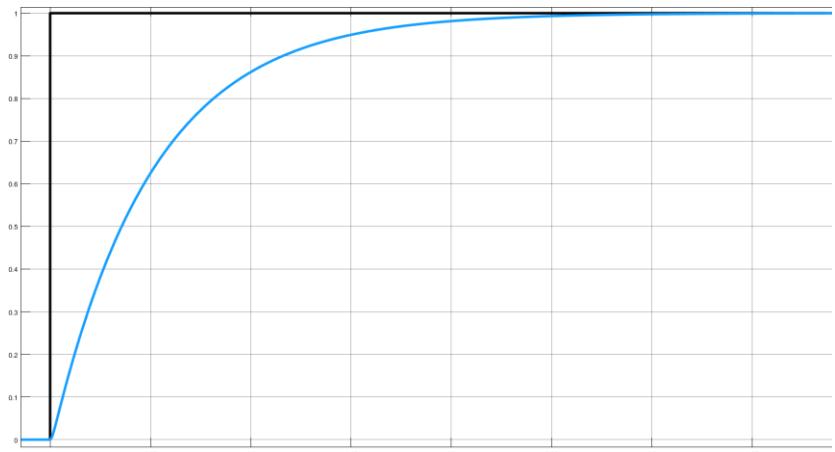
$$F_{m,j} = \left[f_p(\bar{l}_{m,j}) + f_a(a_j, \bar{l}_{m,j}, \dot{\bar{l}}_{m,j}) \right] F_{o,j}$$

Loi visco-élastique



Action musculaire

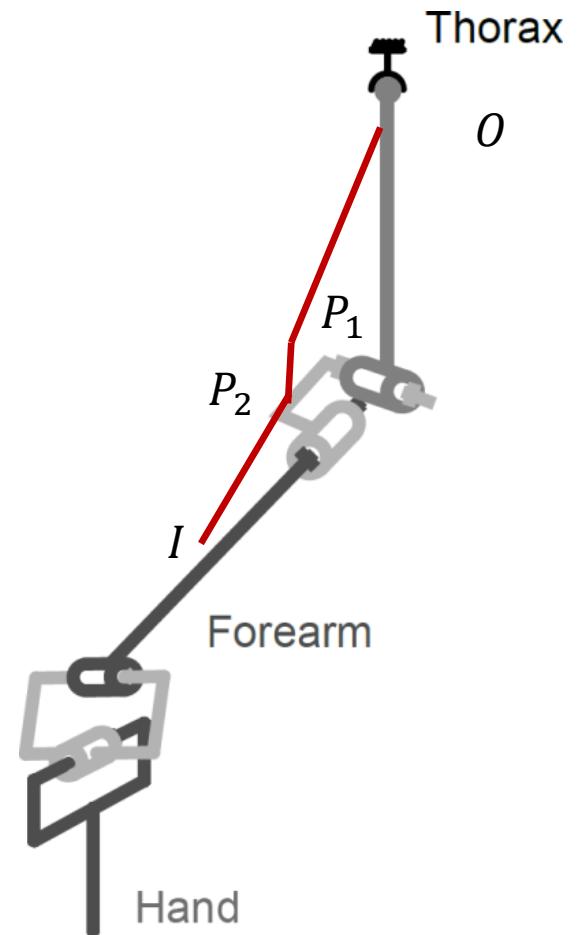
Dynamique d'activation



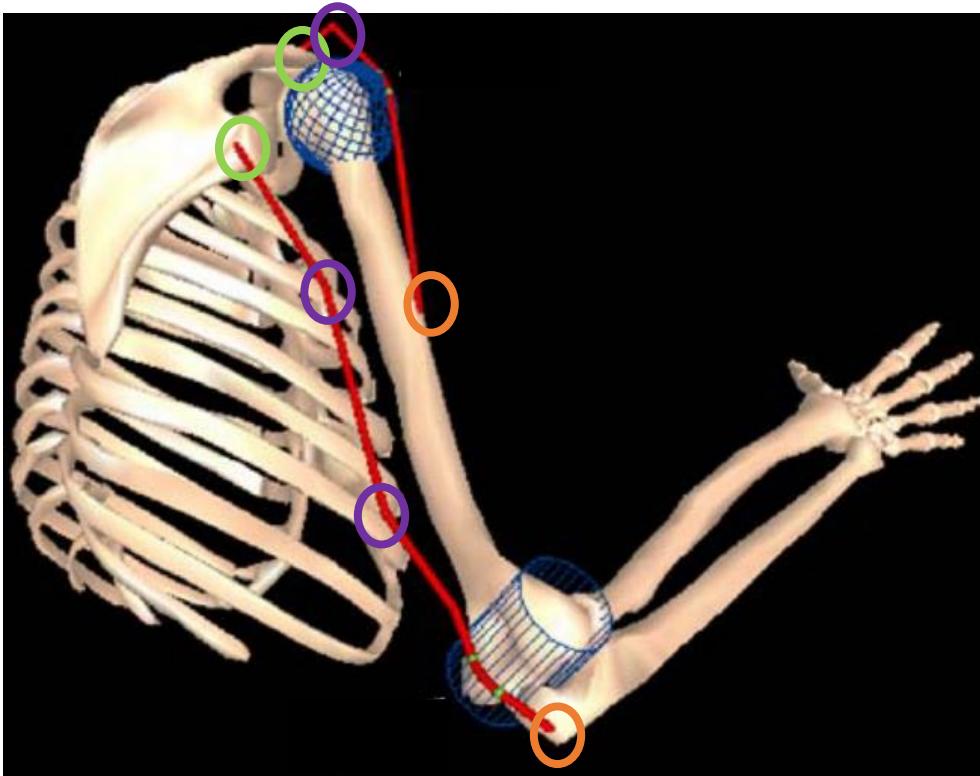
Délai électromécanique (10 à 100ms)

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

$$\dot{e}_j = (u_j - e_j)/\tau_{ne}$$



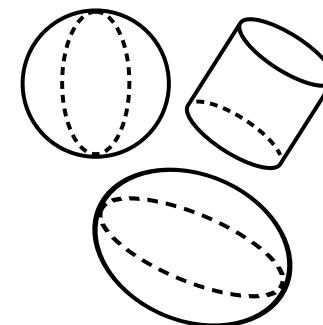
Modélisation du chemin musculaire



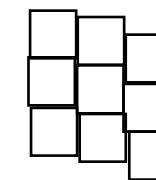
[Gatti2009]



Via points



Wrapping objects



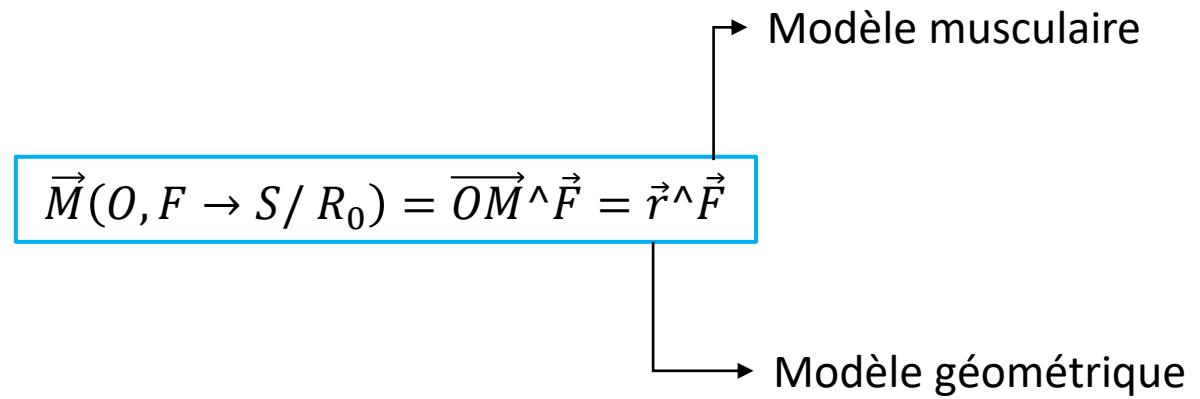
Finite elements

[Favre2010]

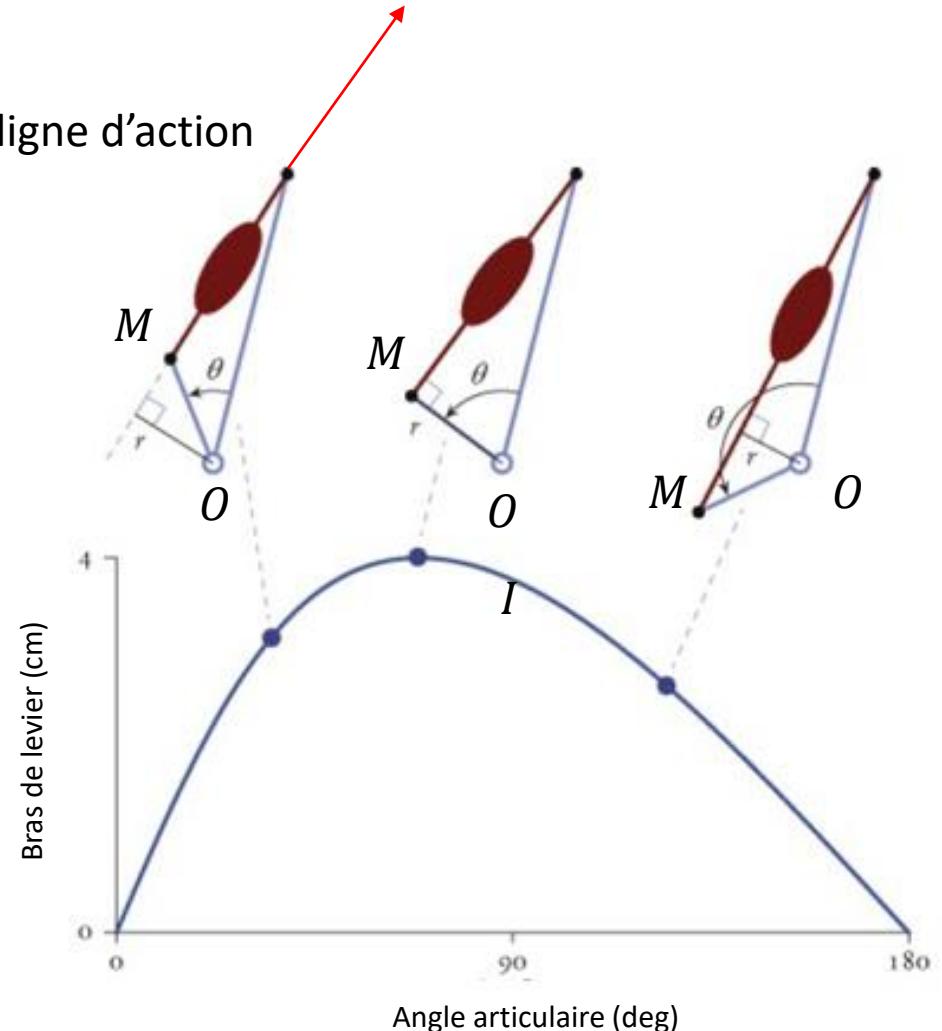
Action musculaire et bras de levier

Modèle musculaire → force de traction 1D entre 2 insertions → Force + ligne d'action

Force musculaire → Génère une action de rotation au niveau de l'articulation (moment de force)



Le bras de levier \vec{r} varie selon la position articulaire → à calculer à chaque instant à partir de la cinématique



Modèle musculaire

Topologie musculaire

Action globale des muscles sur le modèle

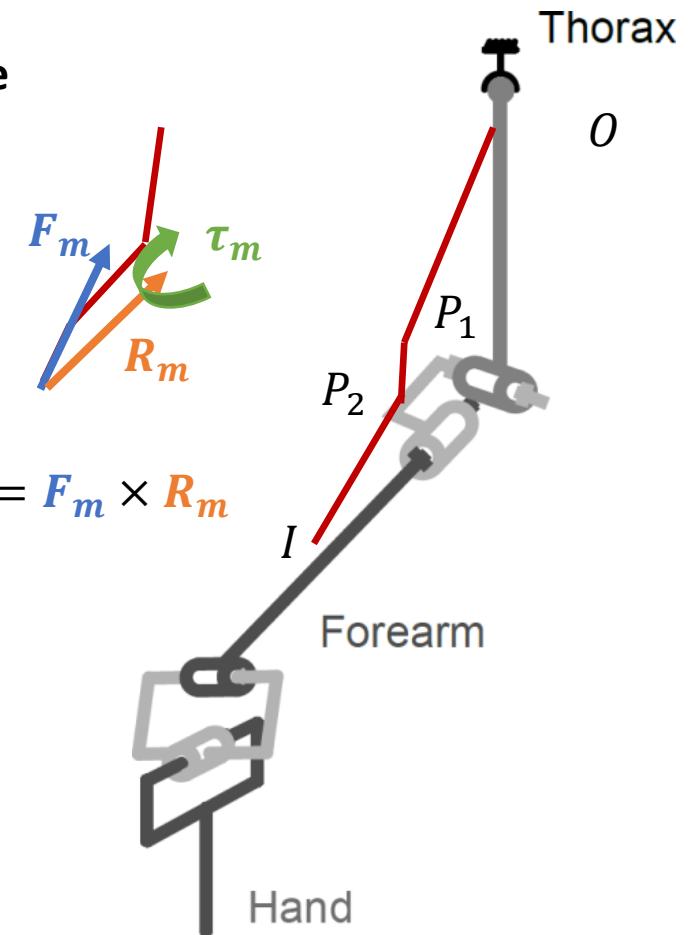
$$\boldsymbol{\tau} = \mathbf{R}\mathbf{F}$$



\mathbf{R} matrice des bras de levier

\mathbf{F} vecteur des forces musculaires

Action musculaire



$$\boldsymbol{\tau}_m = \mathbf{F}_m \times \mathbf{R}_m$$

Résolution du problème de redondance musculaire

Déterminer un ensemble de forces musculaires qui minimisent une fonction représentant le fonctionnement du contrôle moteur

... En respectant les équations du mouvement

... En restant dans une gamme de valeurs physiologiques

$$\min f(F) \xrightarrow{\text{classiquement}} f(F) = \sum_n \left(\frac{F_{mi}}{F_{max_i}} \right)^p$$

s.t. $\tau = RF$

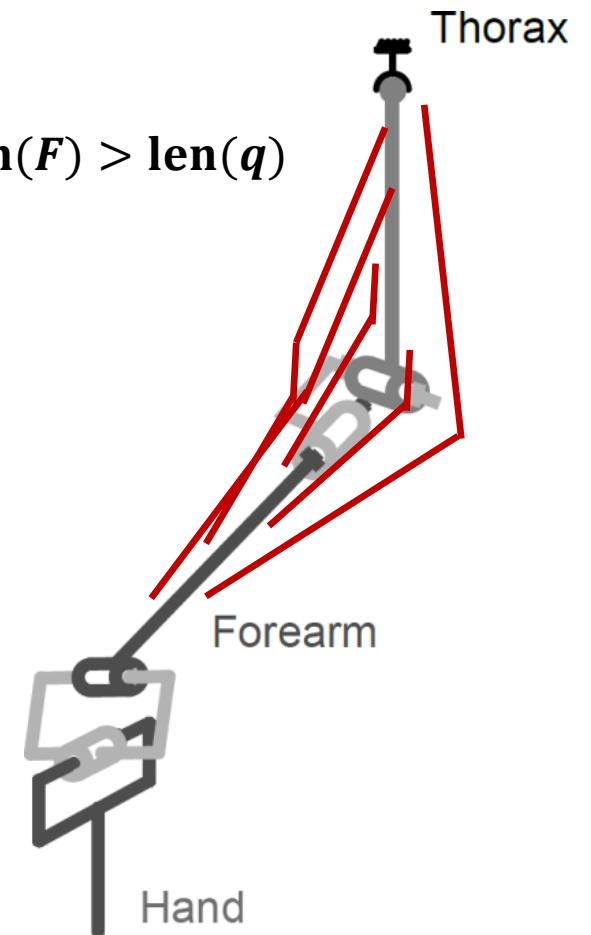
$$F_{min_i} < F_{mi} < F_{max_i}$$

Force musculaire minimale
positive (uniquement en traction)

Force musculaire maximale

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 du problème de redondance et dynamique inverse

Redondance musculaire

$$\begin{aligned} & \min_{\mathbf{F}} f(\mathbf{F}) \\ \text{s.t. } & \boldsymbol{\tau} = \mathbf{RF} \end{aligned}$$

$$F_{min_i} < F_{m_i} < F_{max_i}$$

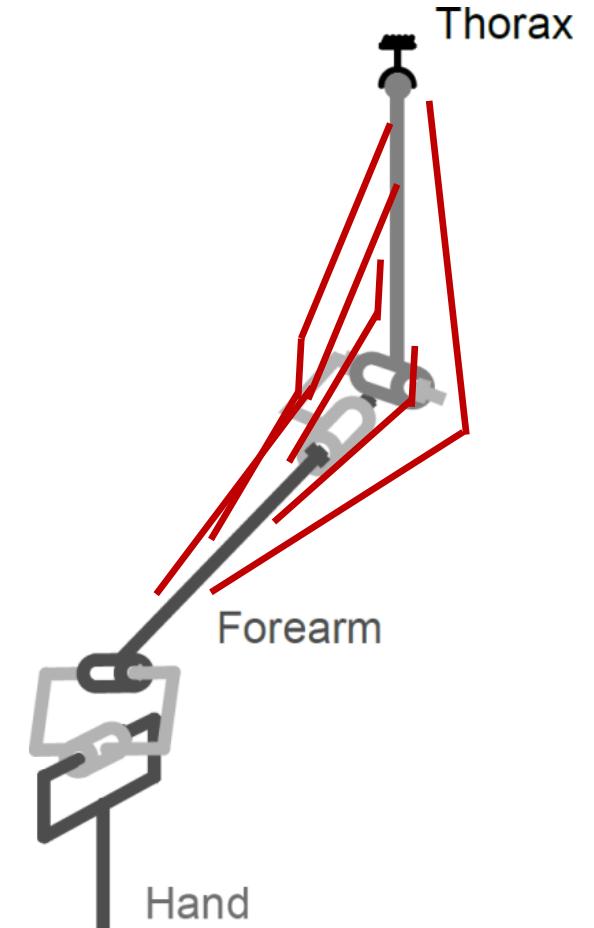
Peut être couplé avec la dynamique inverse

$$\begin{aligned} & \min_{\mathbf{F}, \boldsymbol{\lambda}} f(\mathbf{F}, \boldsymbol{\lambda}) \\ \text{s.t. } & [H(\mathbf{q})\ddot{\mathbf{q}} + C(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})\dot{\mathbf{q}} + G(\mathbf{q})] = \underline{\mathbf{f}_e} + [RF + K^t \boldsymbol{\lambda}] \end{aligned}$$

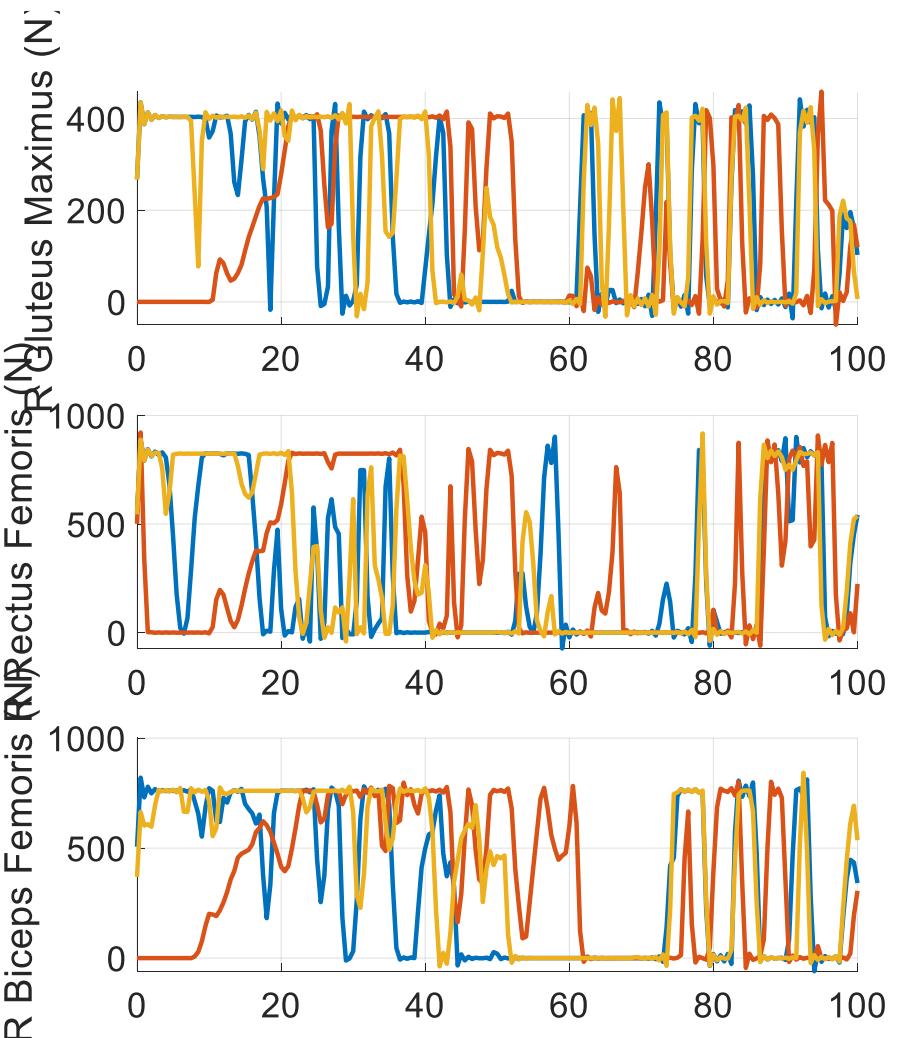
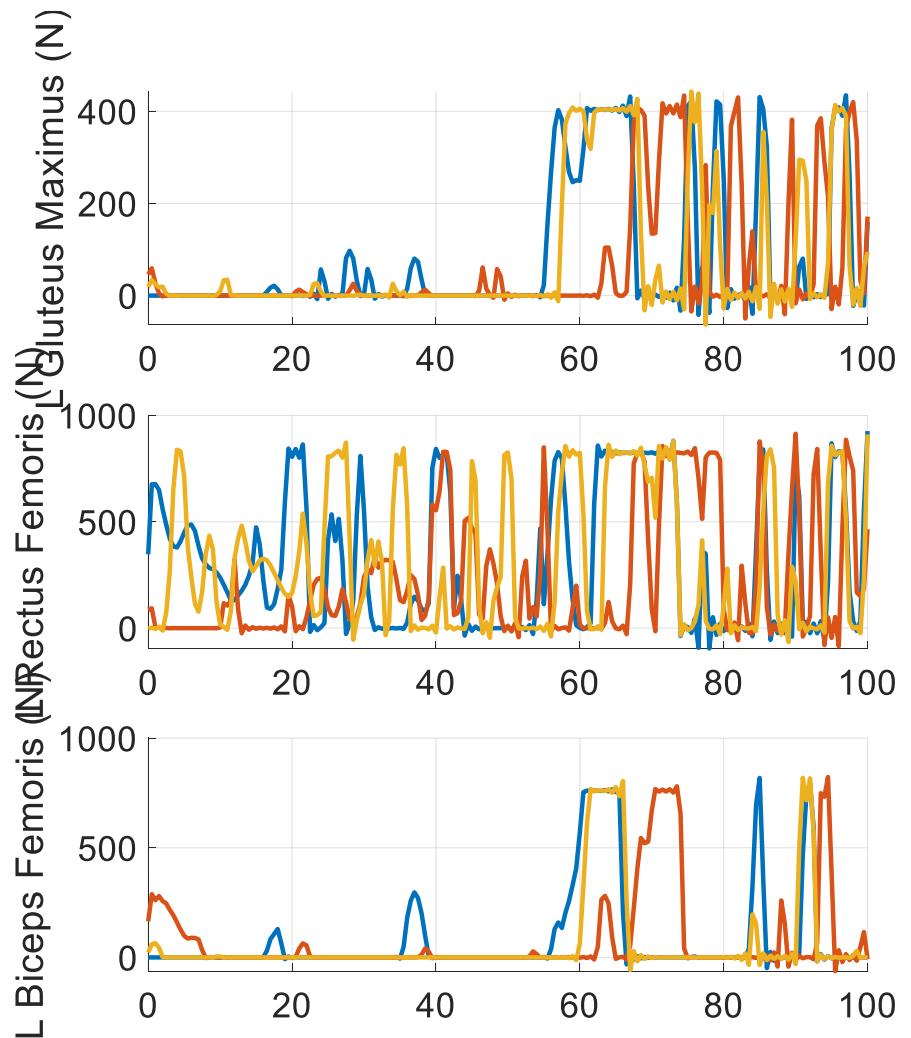
$$F_{min_i} < F_{m_i} < F_{max_i}$$

Newton euler friendly

Forcément par optimisation



Fil rouge



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

???

Fil rouge

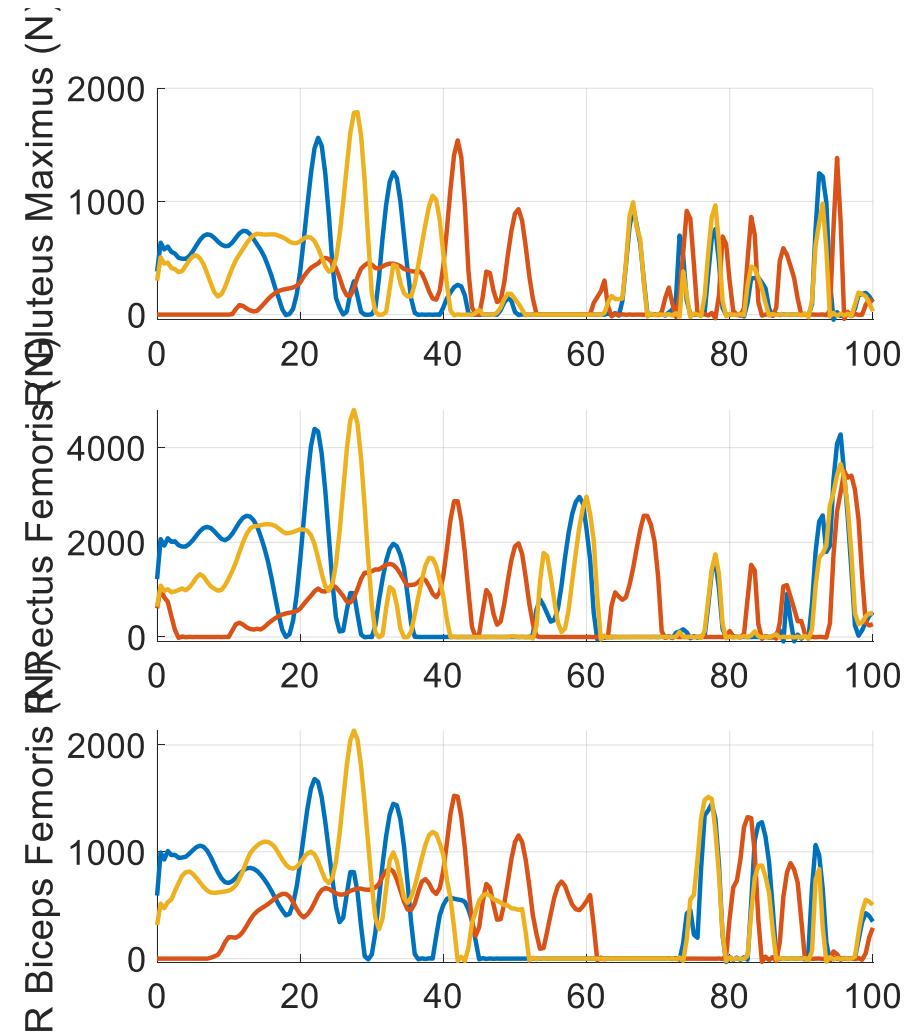
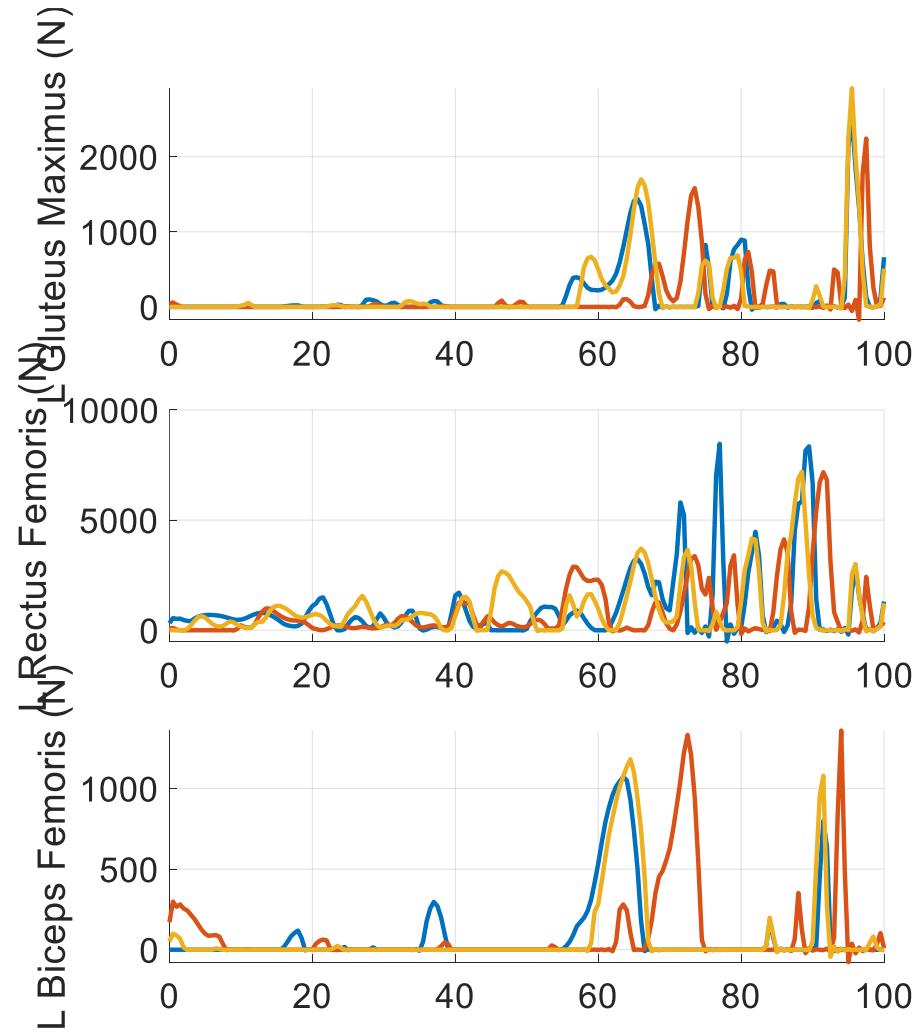
1,85m

111kg

vs

1,70m

65kg



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

Forces max *10 !

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 MusIC 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.

Conclusions

Un aperçu du domaine

Chaque étape de l'analyse fait encore l'objet de développements dans de nombreuses équipes

De nombreux challenges à relever:

- Synthèse de mouvement
- Interaction humain matériel
- Interaction humain-systèmes
- Personnalisation des modèles au niveau géométrique, inertiel et musculaire
- ...