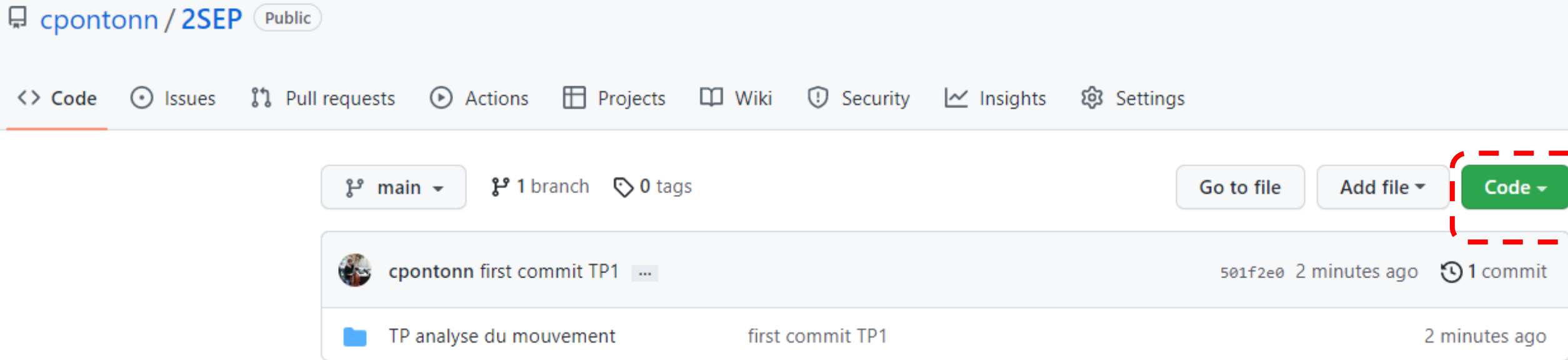


Analyse musculo-squelettique

Introduction

Charles Pontonnier charles.pontonnier@ens-rennes.fr

<https://github.com/cpontonn/2SEP>



cpontonn / 2SEP Public

<> Code Issues Pull requests Actions Projects Wiki Security Insights Settings

main 1 branch 0 tags

Go to file Add file Code

cpontonn first commit TP1 501f2e0 2 minutes ago 1 commit

TP analyse du mouvement first commit TP1 2 minutes ago



Télécharger, ouvrir et exécuter



Donnes_entree_escrime.mlx

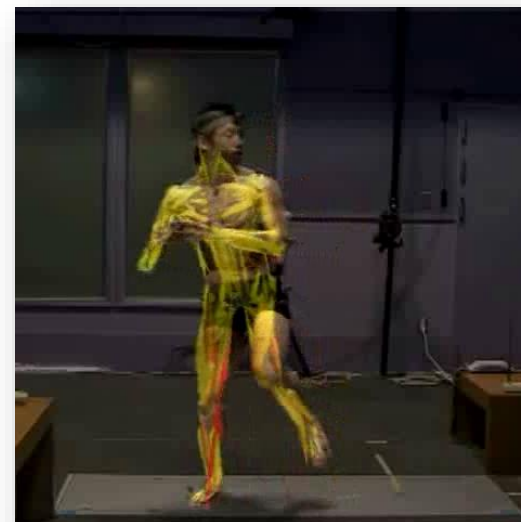
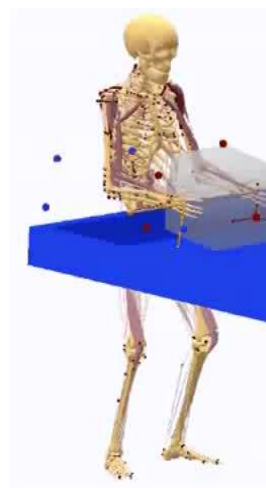
CUSTOM

Analyse musculo-squelettique

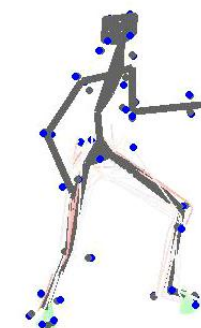


[Pouliquen2015]

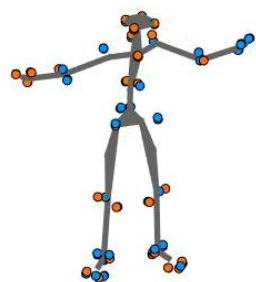
[Damsgaard2006]



[Murai2010]



[Pontonnier2019]



[Chander2022]



[Vignais2014]

2SEP - Musculo

Analyse musculo-squelettique



Sport



Clinique



Ergonomie

- Prévention des blessures/troubles musculosquelettiques
- Améliorer la performance
- Suivi de la rééducation
- Diagnostic clinique ...

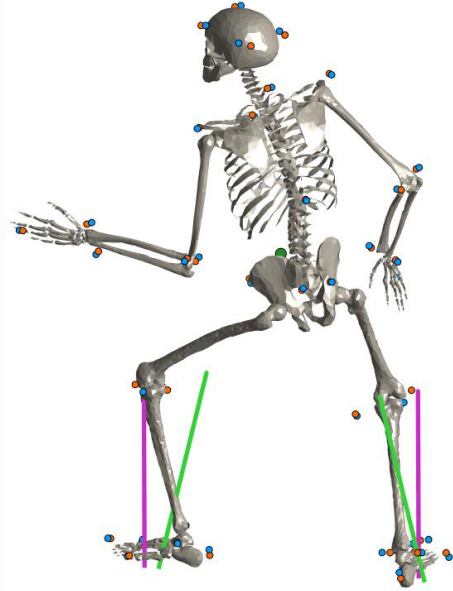
Analyse musculo-squelettique

Obtenir des données biomécaniques à partir du mouvement humain

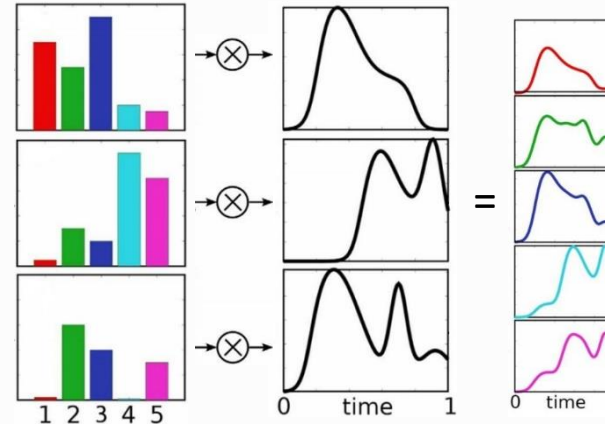
Données de mouvement



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

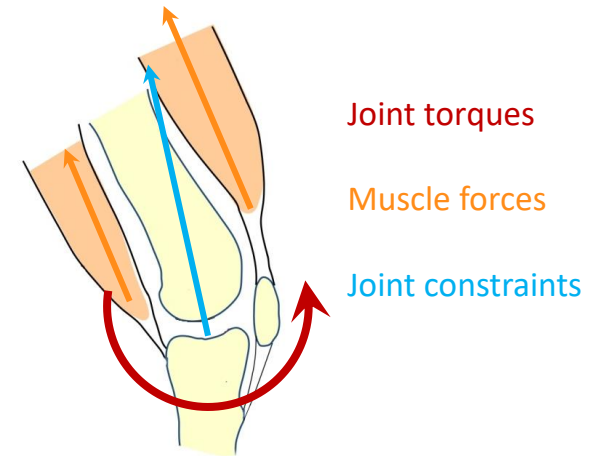


Modèle de l'humain



Modèle du contrôle moteur

Quantités articulaires
(angles, couples, forces
de compression)



Données de force



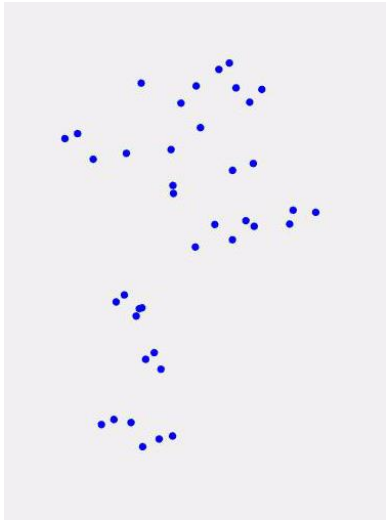
Quantités musculaires
(longueurs, forces,
activations)



Analyse musculo-squelettique

Obtenir des données biomécaniques à partir du mouvement humain

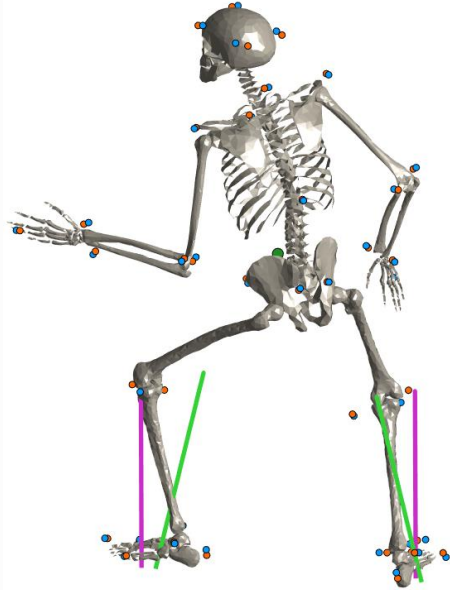
Données de mouvement



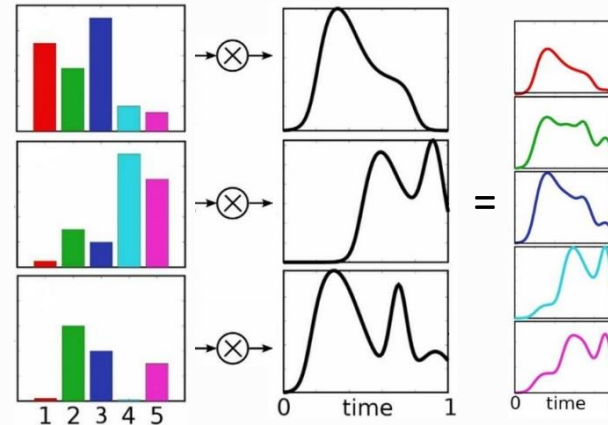
Données de force

$$M(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q}) = \tau + F_{ext}$$

Equations du mouvement



Modèle de l'humain



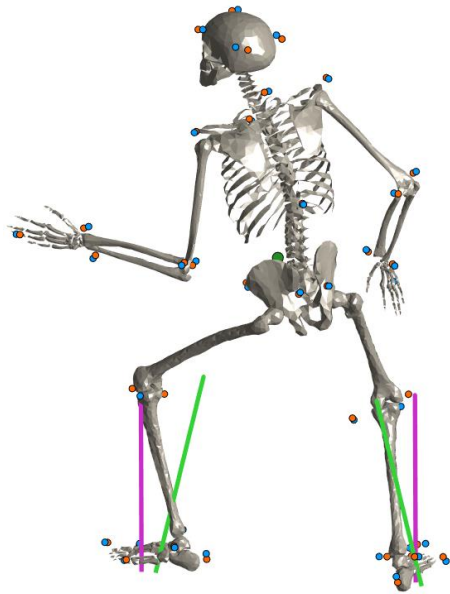
Modèle du contrôle moteur

Quantités articulaires
(angles, couples, forces
de compression)



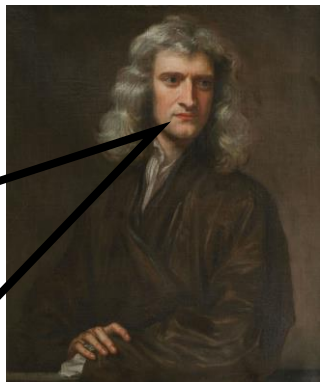
Quantités musculaires
(longueurs, forces,
activations)

Intérêts scientifiques



- ➡ Visualiser des mouvements complexes
- ➡ Estimer des quantités indirectes/difficiles à mesurer
- ➡ Lier cinématique/dynamique/neuromusculaire

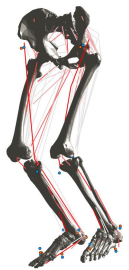
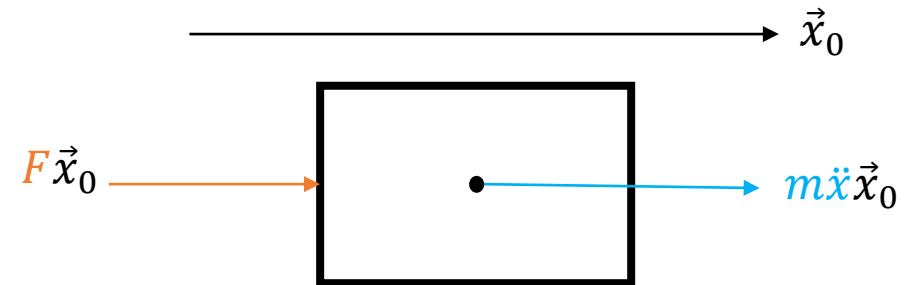
Les équations du mouvement



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

Solide simple

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

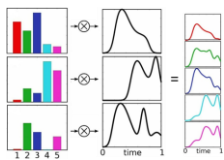


$$H(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} = f_e + RF$$

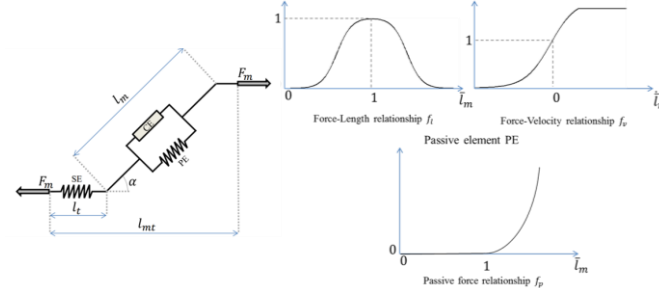
$f(q, \dot{q}, \ddot{q})$ Issu de la cinématique inverse

Pesanteur
Forces de réaction au sol

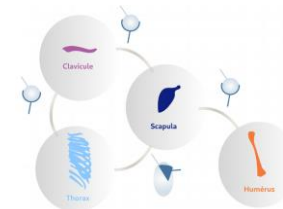
Efforts musculaires
Efforts ligamentaires
Efforts inter-segmentaires



Modélisation du contrôle
moteur



Modélisation musculaire



Modélisation ostéo-articulaire

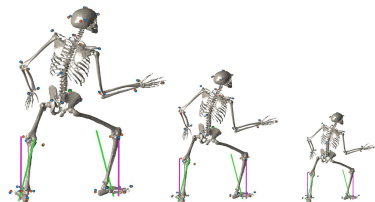
$$\min_{F, \lambda} f(F)$$

s.t.

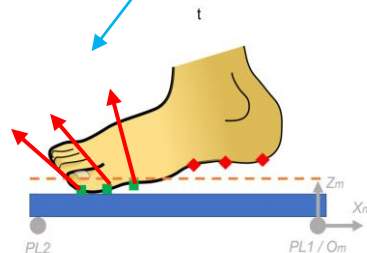
$$H(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} = f_e + RF + K^t \lambda$$

$$h(F) = 0$$

Personnalisation des modèles



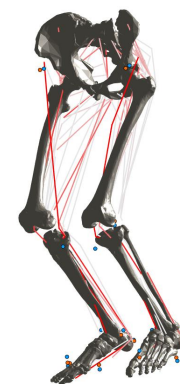
Modélisation des
forces d'interaction



2SEP - Musculo

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

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

Données expérimentales: mouvement

Capture opto-électronique



Données expérimentales: mouvement

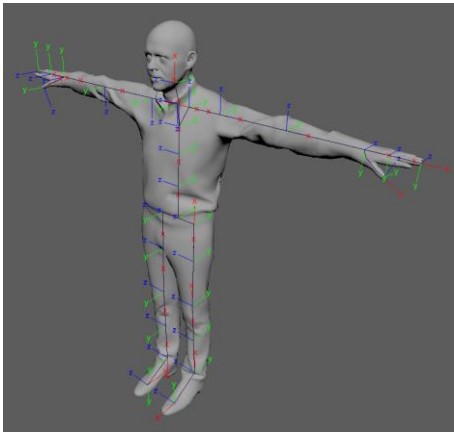
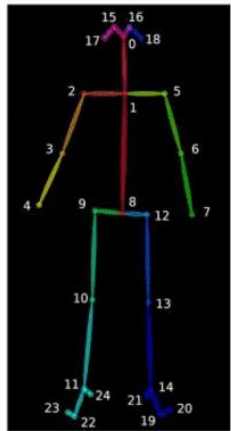
Markerless



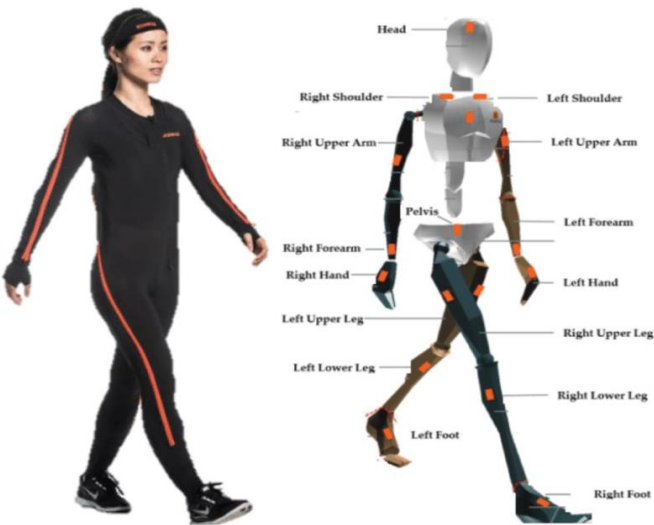
Theia



OpenPose, V-NET,...



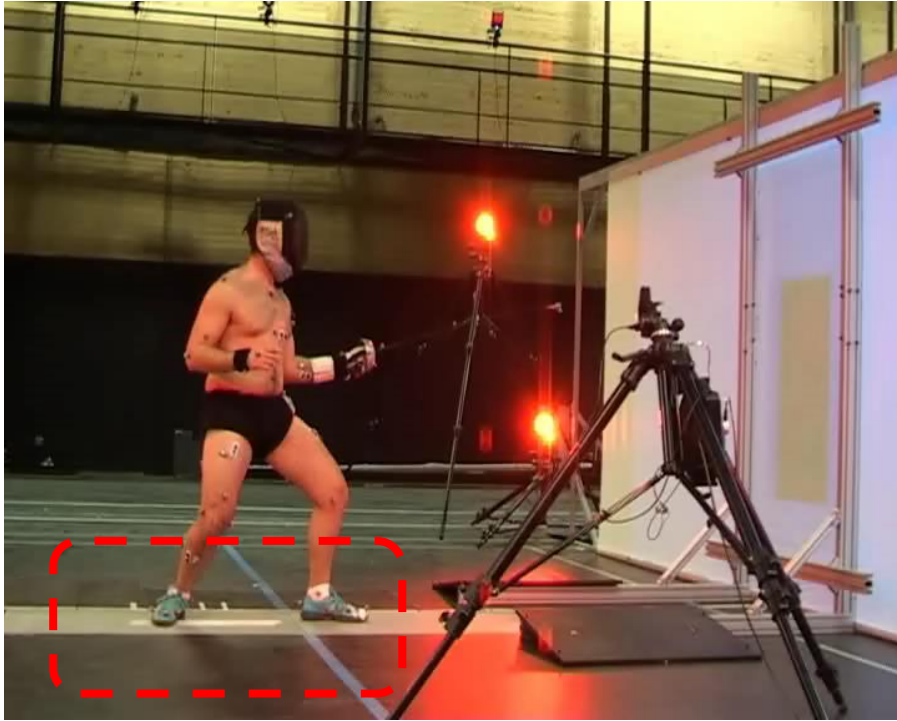
Kinect Azur



IMUs

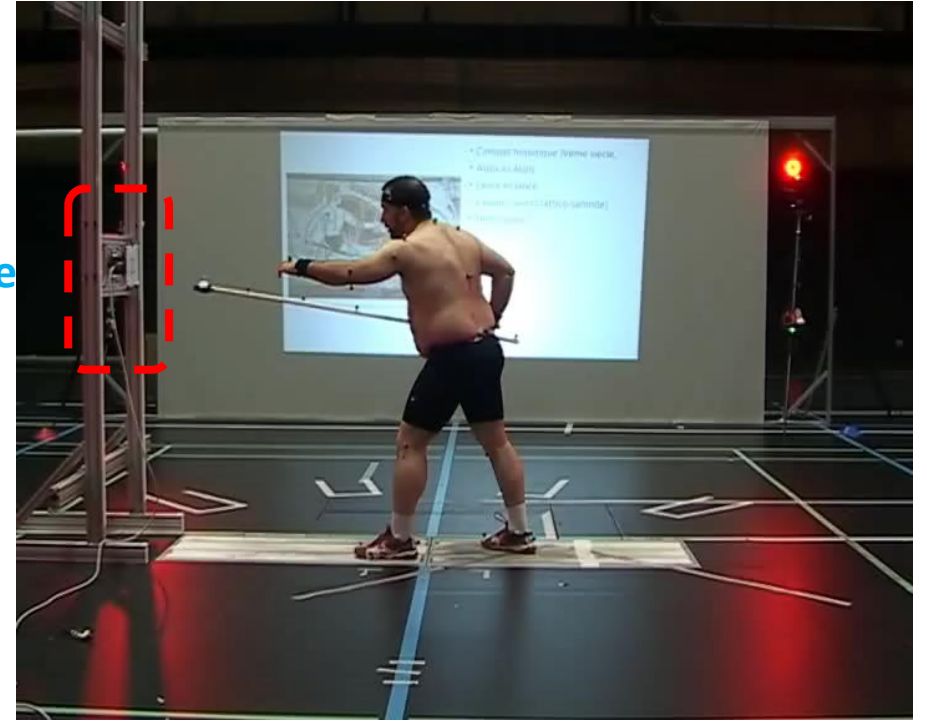
Suite XSENS

Données expérimentales: forces



Plateformes de force

Capteurs de force

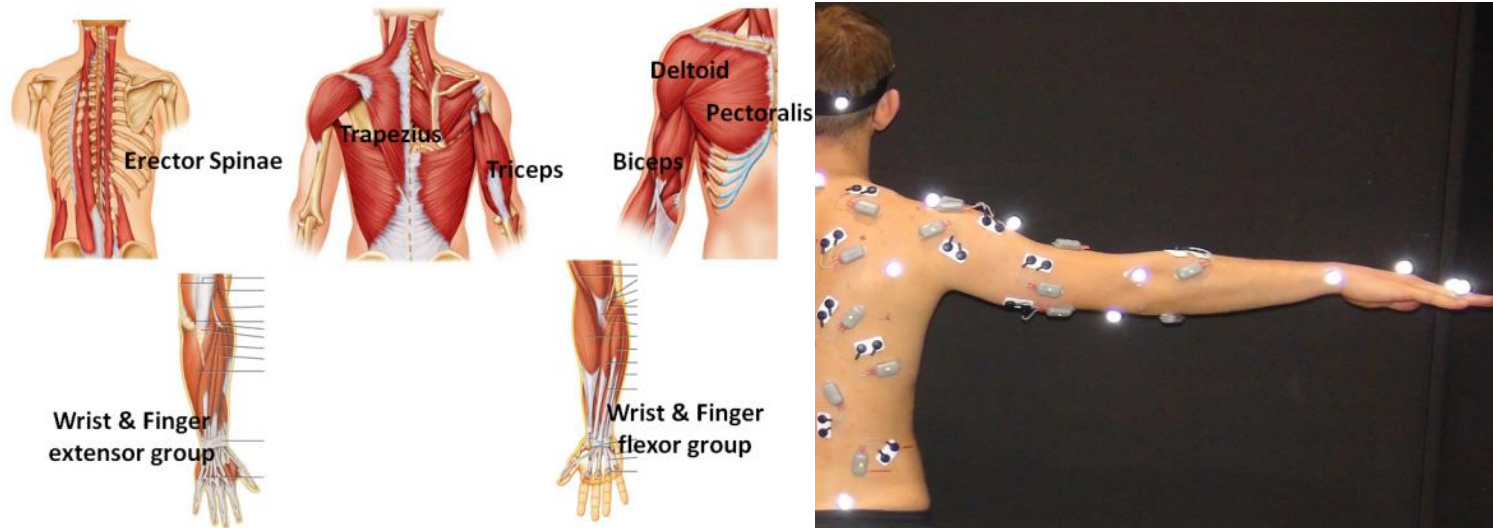


Semelles (et nappes) de pression

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

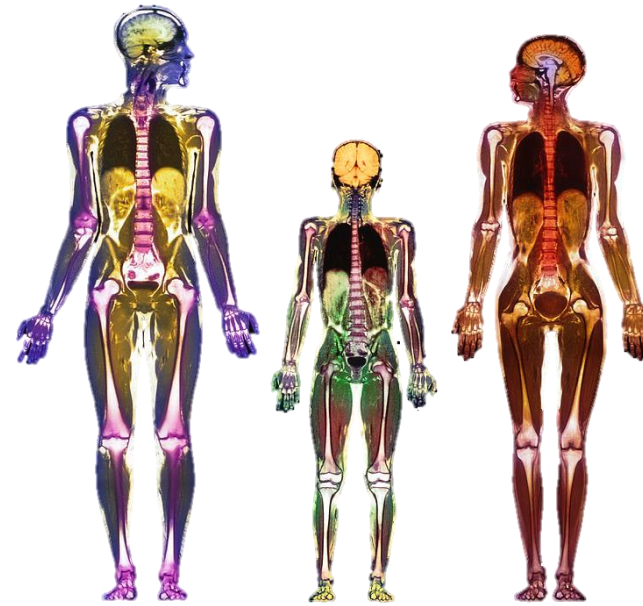
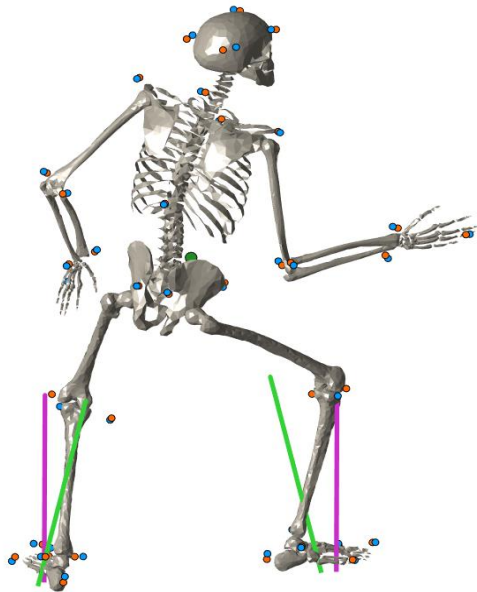
Longueurs segmentaires, Axes d'articulations

Inertielle

Masse et inertie des segments

Musculaire

Paramètres de génération d'effort des muscles



Imagerie médicale

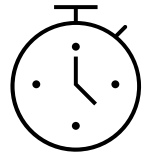


Mesure de force



Capture de mouvement

Verrous d'usage



Temps de calcul



Force



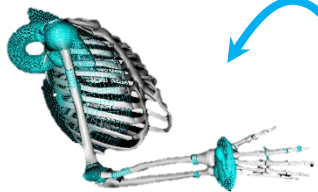
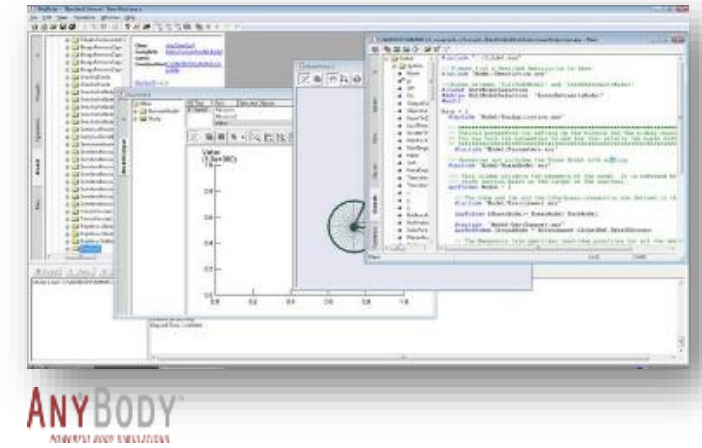
Muscle activity



Motion

Dépendance aux entrées

Logiciels experts, complexes à prendre en main

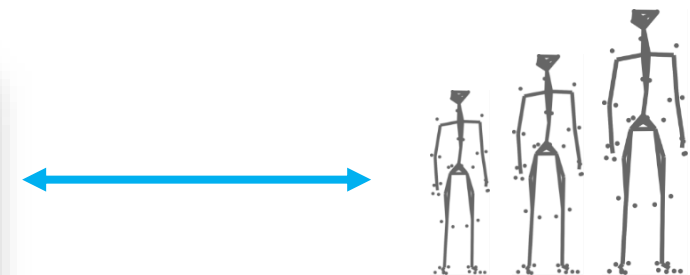


Holzbaur et al. 2005



Carbone et al. 2015

Editer, assembler des modèles

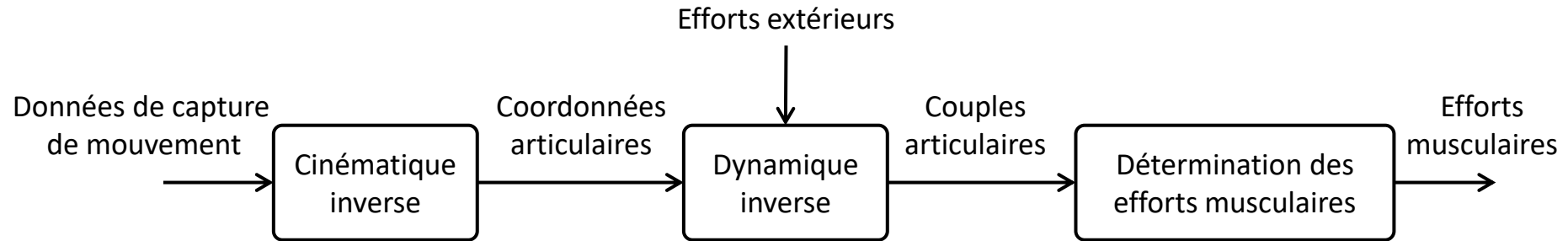


Mise à l'échelle et personnalisation des modèles

Méthodologie générale

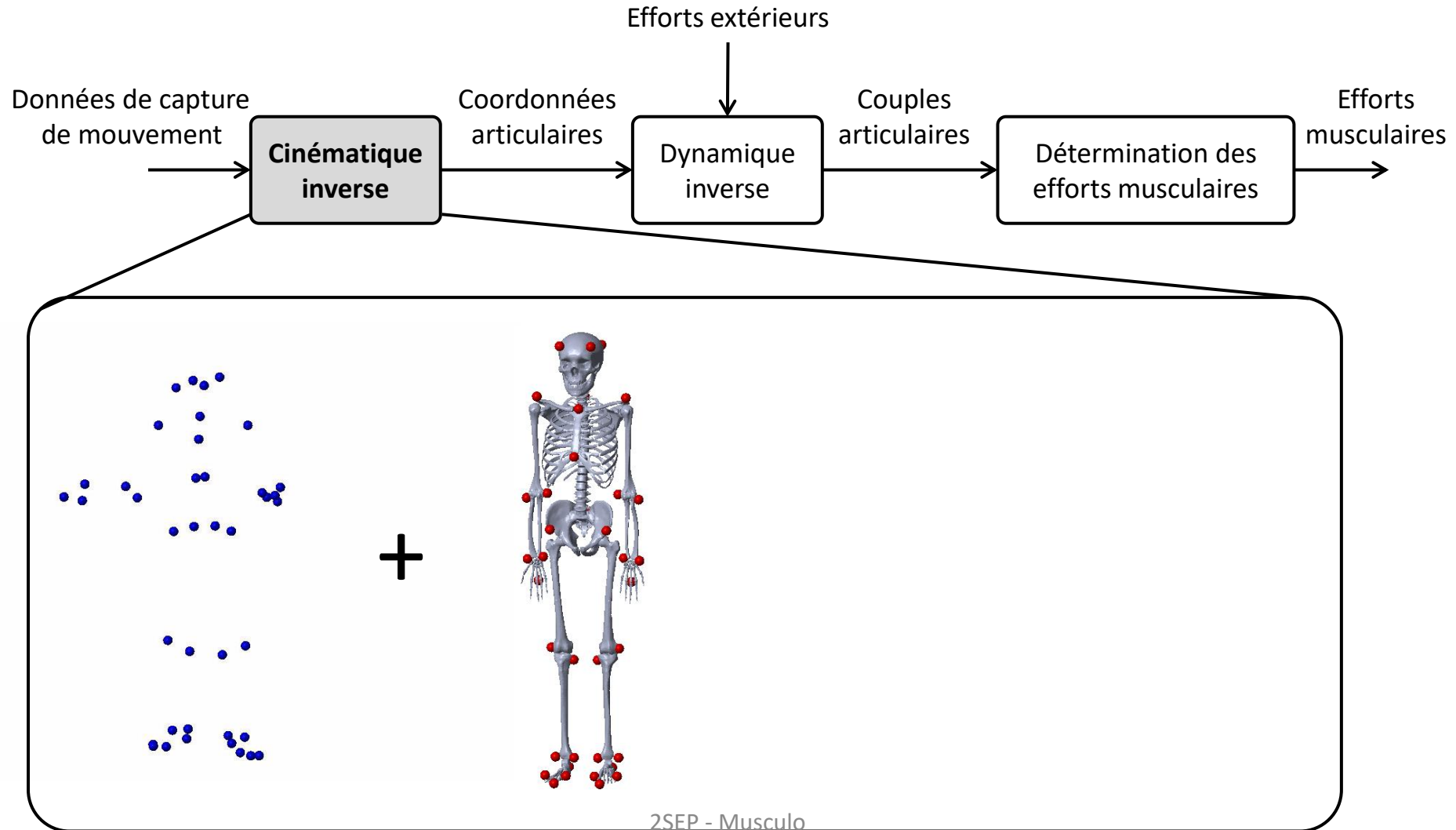
Méthodologie générale

Analyse de mouvement par méthode dite de « dynamique inverse » :



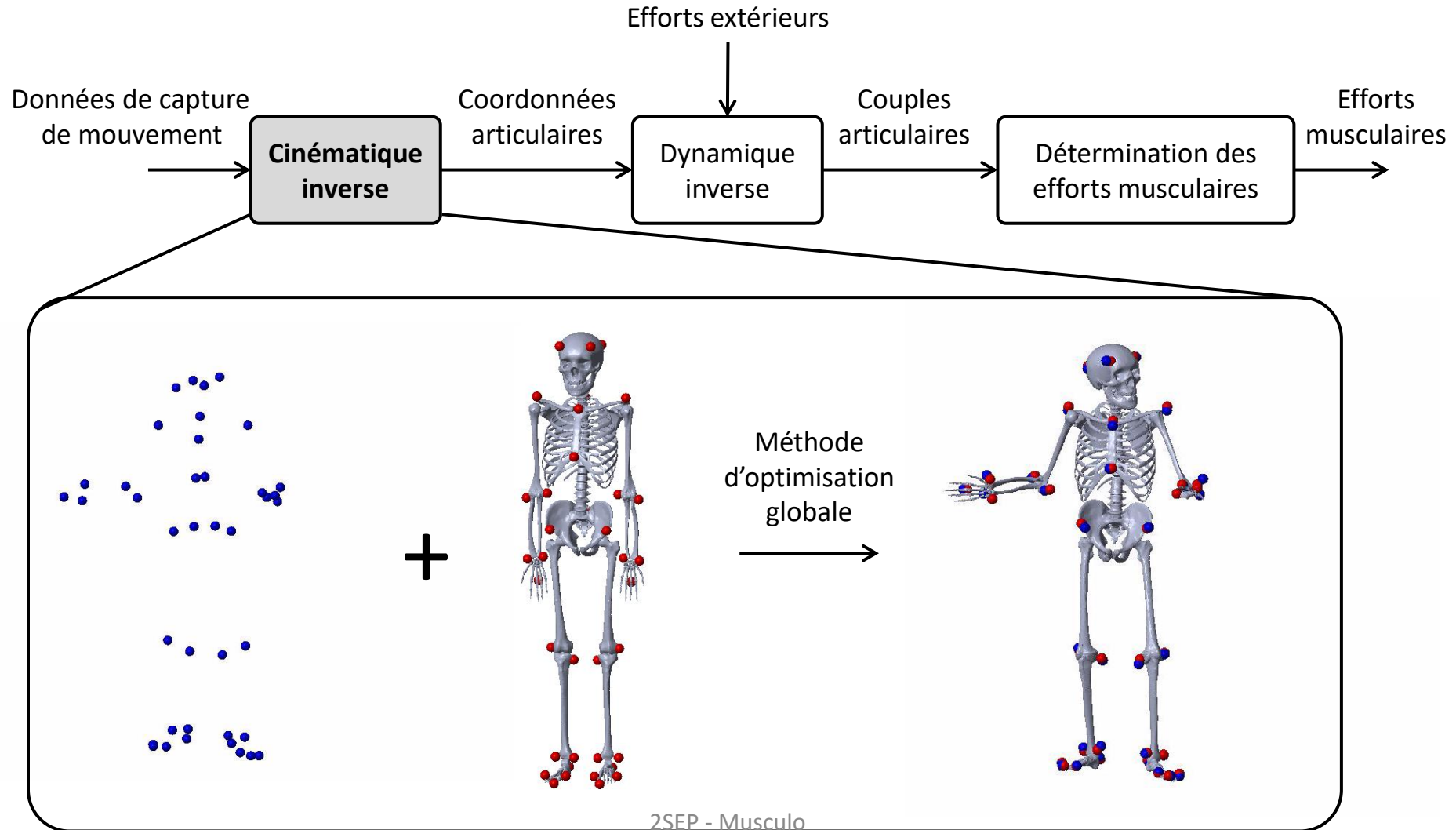
Méthodologie générale

Analyse de mouvement par méthode dite de « dynamique inverse » :



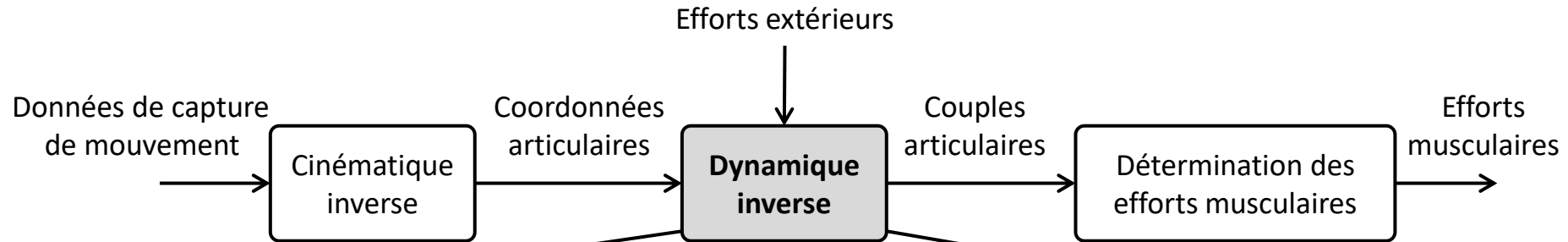
Méthodologie générale

Analyse de mouvement par méthode dite de « dynamique inverse » :



Méthodologie générale

Analyse de mouvement par méthode dite de « dynamique inverse » :



Détermination des couples articulaires λ

$$M\ddot{q} + C\dot{q} + Kq + \lambda + E = 0$$

Algorithme récursif de Newton-Euler

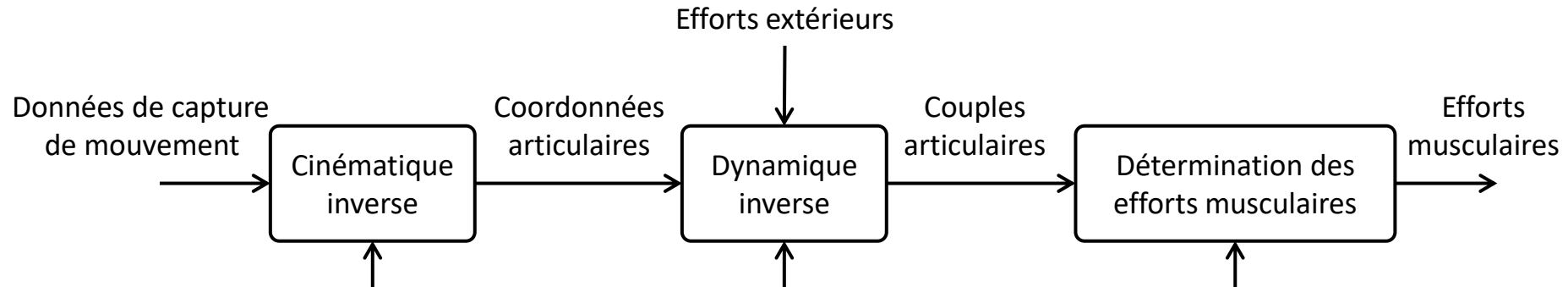
$$f_i = f_i^B - f_i^x + \sum_{j \in \mu(i)} f_j$$

Utilisation
des
plateformes
de force



Méthodologie générale

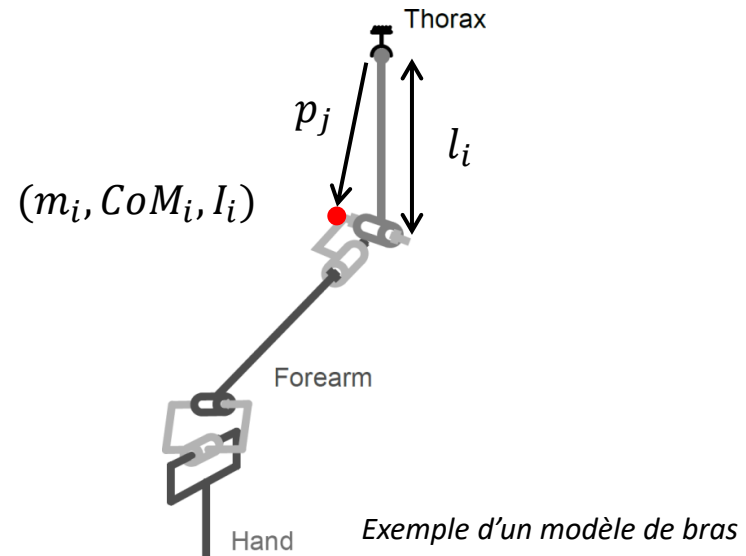
Analyse de mouvement par méthode dite de « dynamique inverse » :



Modèle ostéo-articulaire

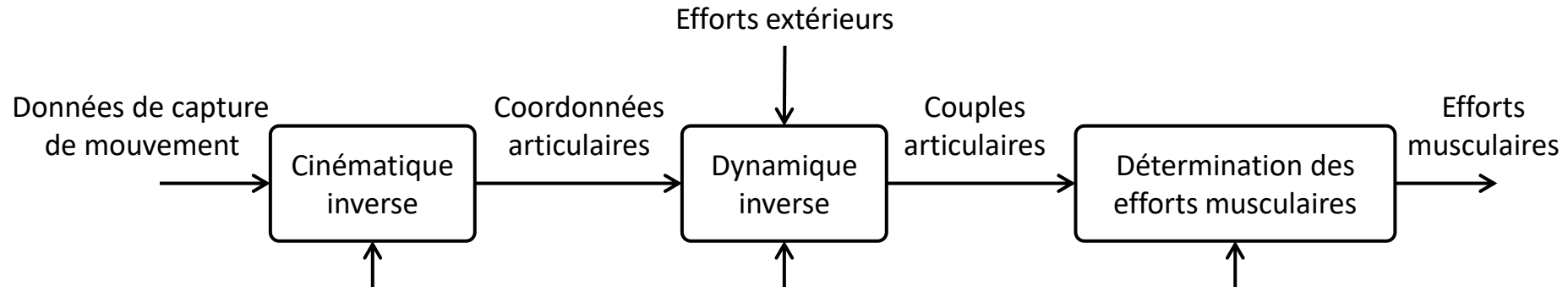
- Modèle solides corps rigides
 - Liaisons cinématiques;
 - Dimensions géométriques;
 - Paramètres inertiels

Confer S1



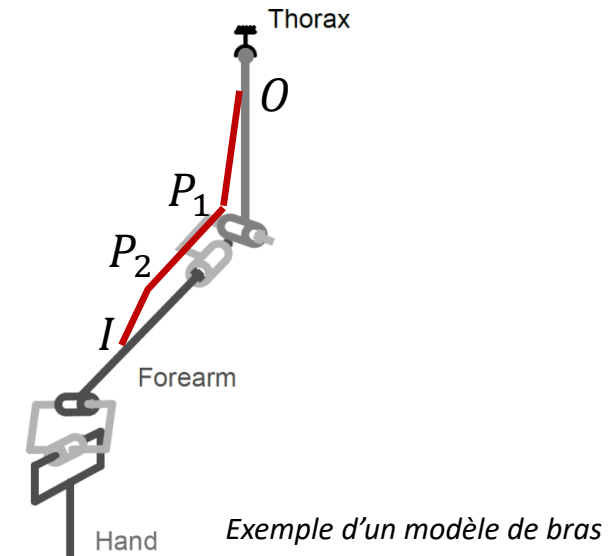
Méthodologie générale

Analyse de mouvement par méthode dite de « dynamique inverse » :



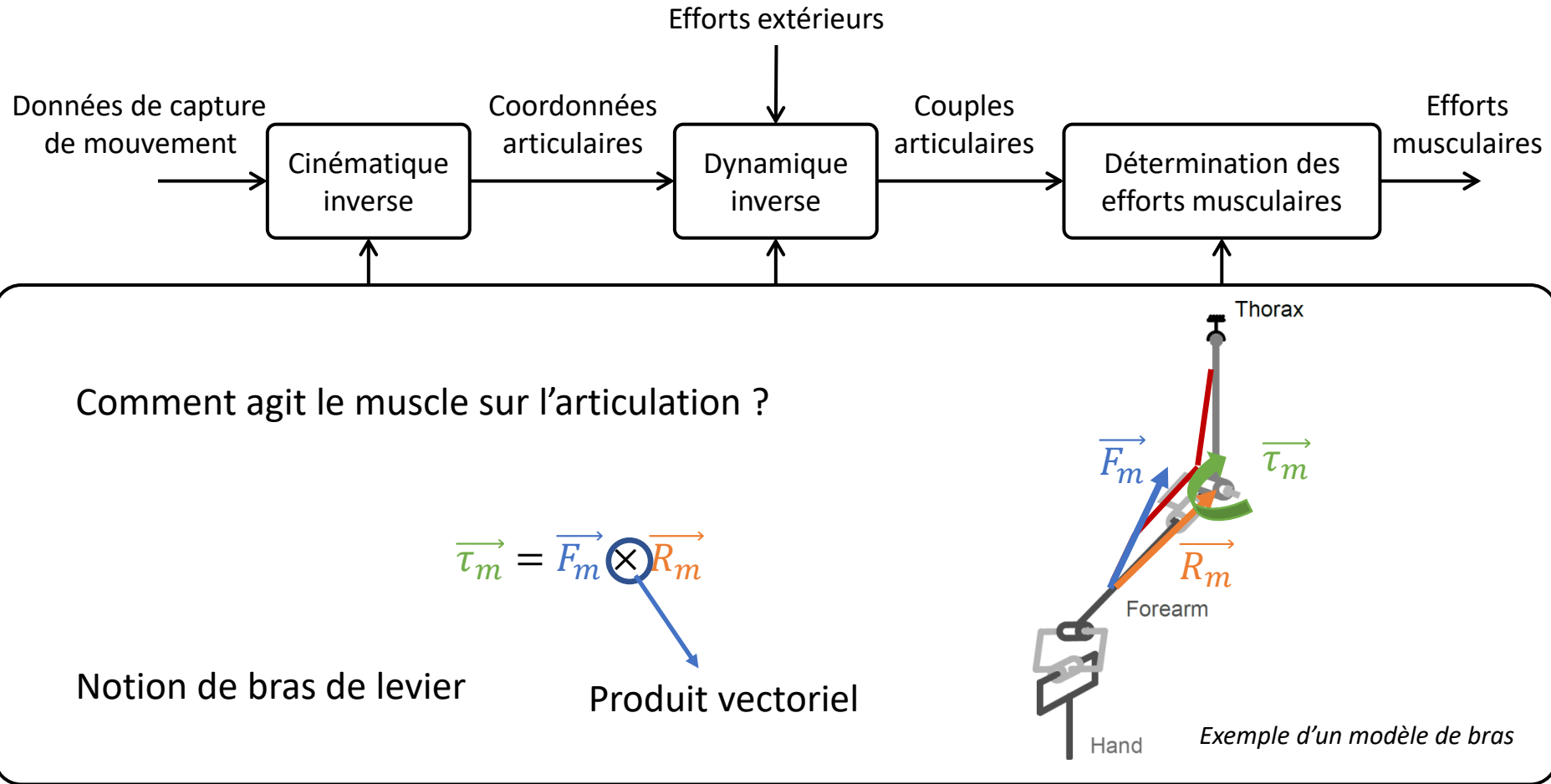
Modèle musculo-squelettique

- Modèles d'actionneurs:
 - **Topologie musculaire;**
 - Modèle de comportement;
 - Modèle de commande.



Méthodologie générale

Analyse de mouvement par méthode dite de « dynamique inverse » :



Modélisation biomécanique

(rappels)

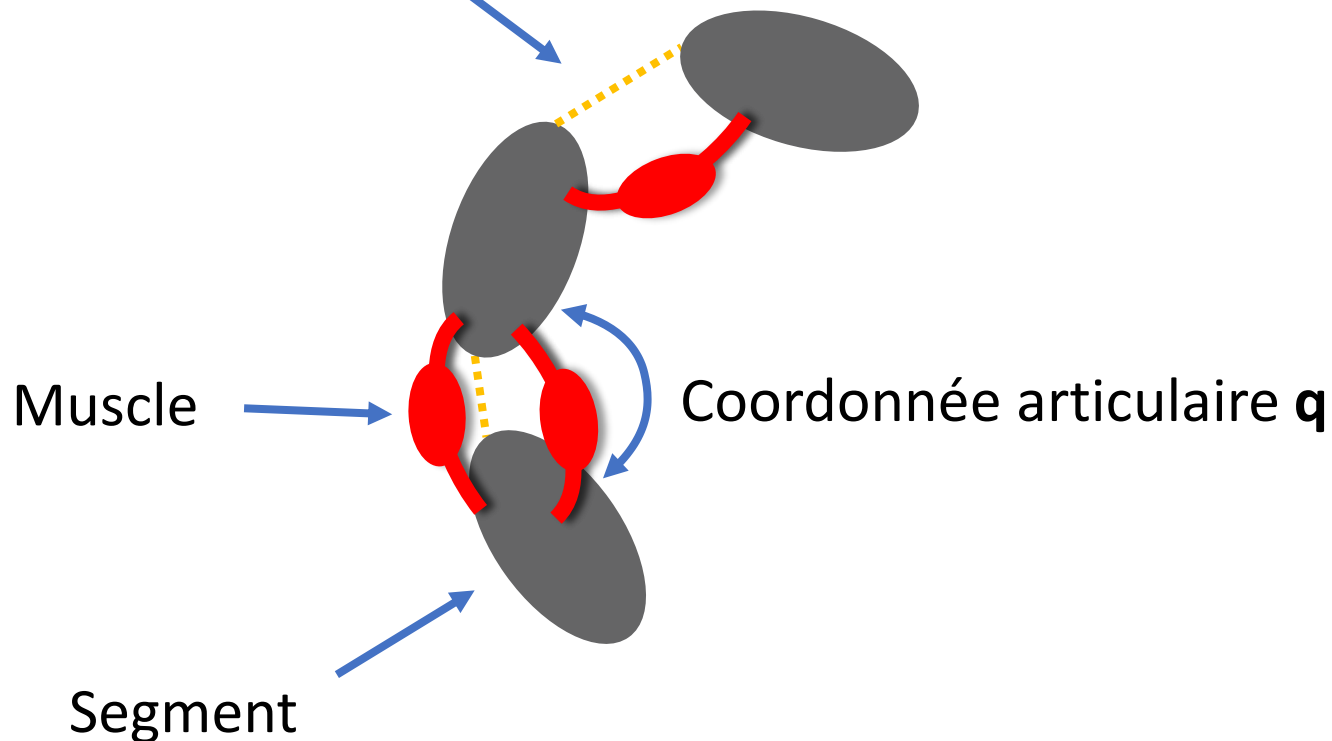
Modèle musculo-squelettique

Corps humain

Modélisation

Système polyarticulé actionné par des **muscles**

Liaison



Description ostéoarticulaire
[Kajita2009]

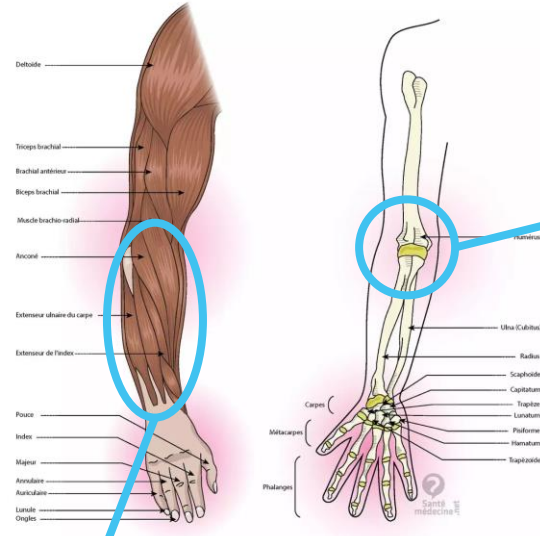
Description **musculaire**

A partir de l'anatomie

Un bras



Une structure tissulaire et ostéo-articulaire



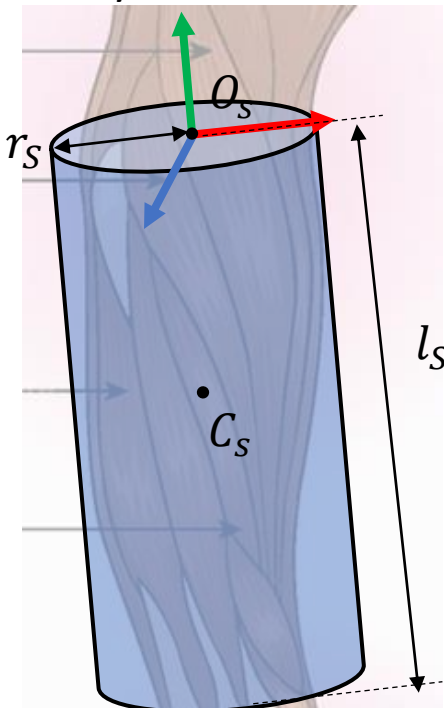
Notion d'articulation (liaison mécanique)

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

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



Pour un cylindre

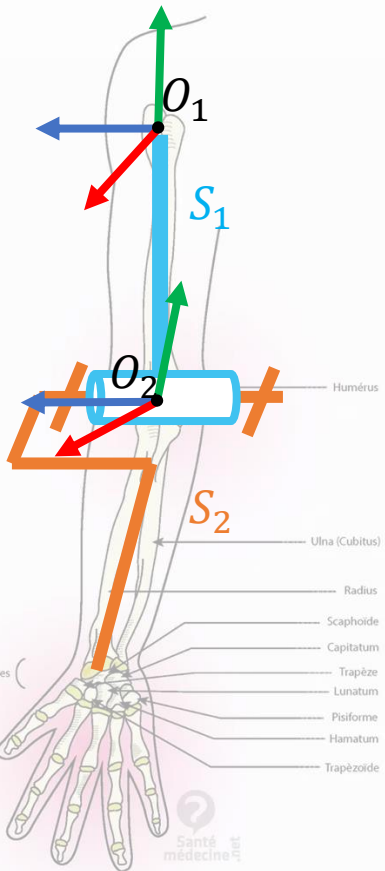
$$\bar{I}(C_S, S) = m_S \begin{bmatrix} \frac{r_S^2}{4} + \frac{l_S^2}{12} & 0 & 0 \\ 0 & \frac{r_S^2}{4} + \frac{l_S^2}{12} & 0 \\ 0 & 0 & \frac{r_S^2}{2} \end{bmatrix}_{(\vec{x}_S, \vec{y}_S, \vec{z}_S)}$$

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**



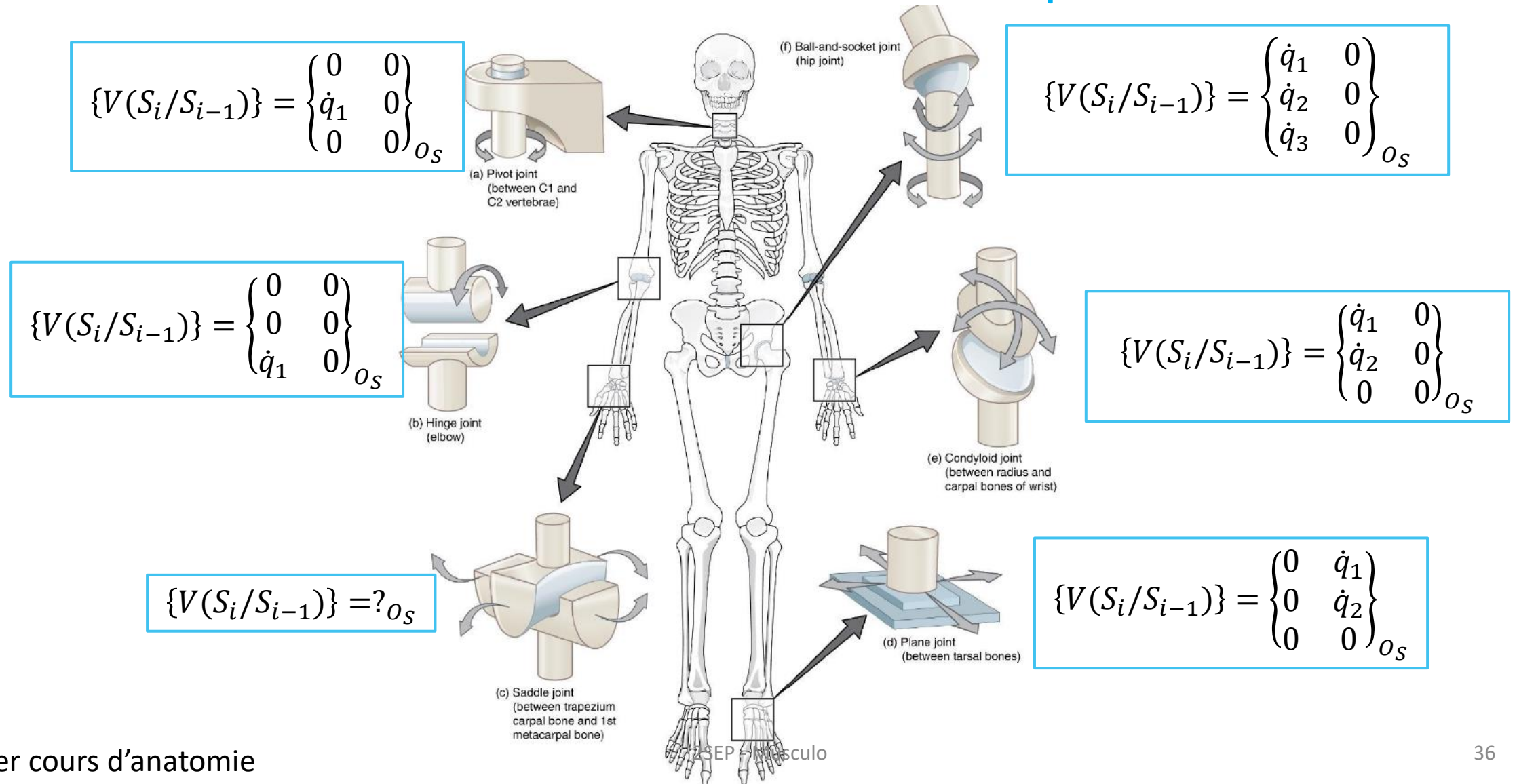
La liaison entre S_1 et S_2 est une liaison pivot

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)

$$\{V(S_2/S_1)\} = \begin{Bmatrix} \dot{q}_1 \vec{z}_1 \\ \vec{0} \end{Bmatrix}_{o_2} = \begin{Bmatrix} 0 & 0 \\ 0 & 0 \\ \dot{q}_1 & 0 \end{Bmatrix}_{o_2}$$

Quelles articulations dans le corps humain ?

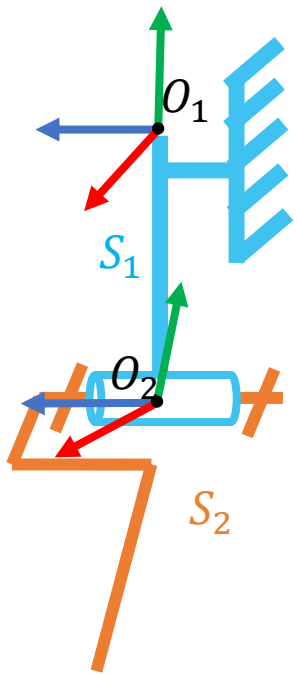


La plupart des articulations...

- **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**...

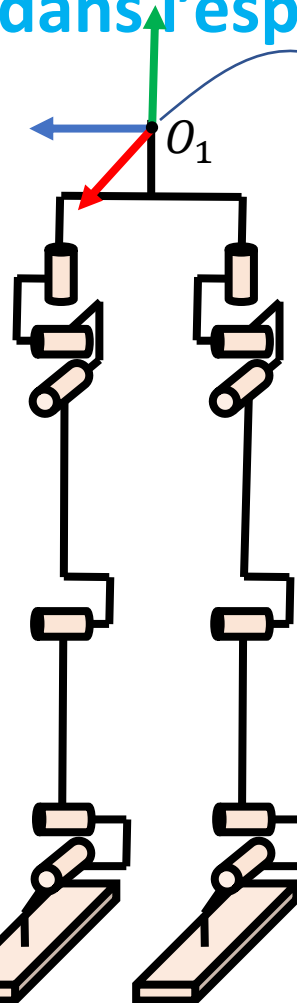


$$\{V(S_1/R_0)\} = \begin{Bmatrix} 0 & 0 \\ 0 & 0 \\ 0 & 0 \end{Bmatrix}_X$$

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

⚠ Notion de base mobile en analyse du mouvement

$$\{V(S_1/R_0)\} = \begin{Bmatrix} \dot{q}_1 & \dot{q}_4 \\ \dot{q}_2 & \dot{q}_5 \\ \dot{q}_3 & \dot{q}_6 \end{Bmatrix}_X$$



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

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...)

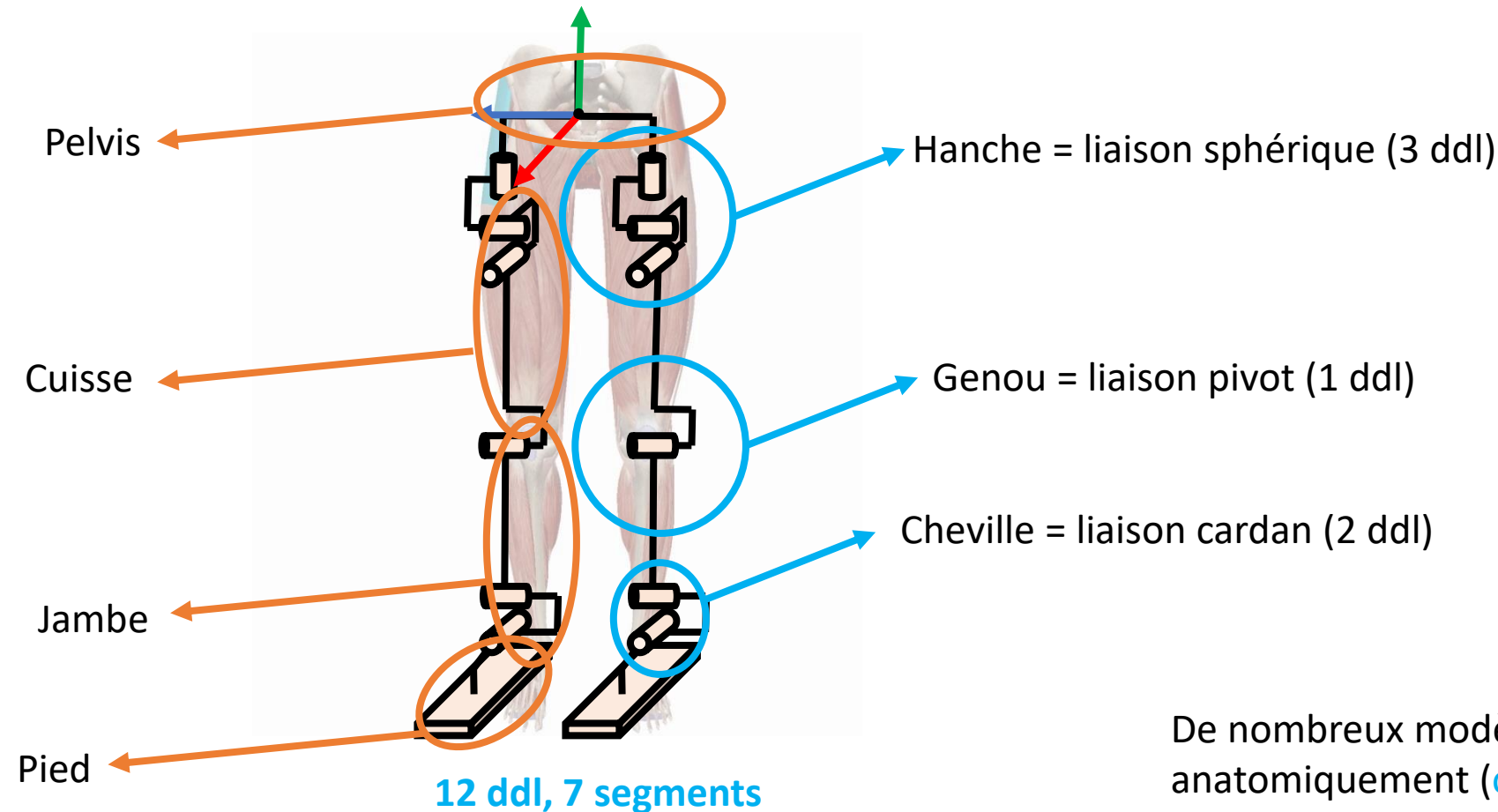
- >rarement de détail (orteils, os sésamoïdes, os plats...)

Analyses 2D

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

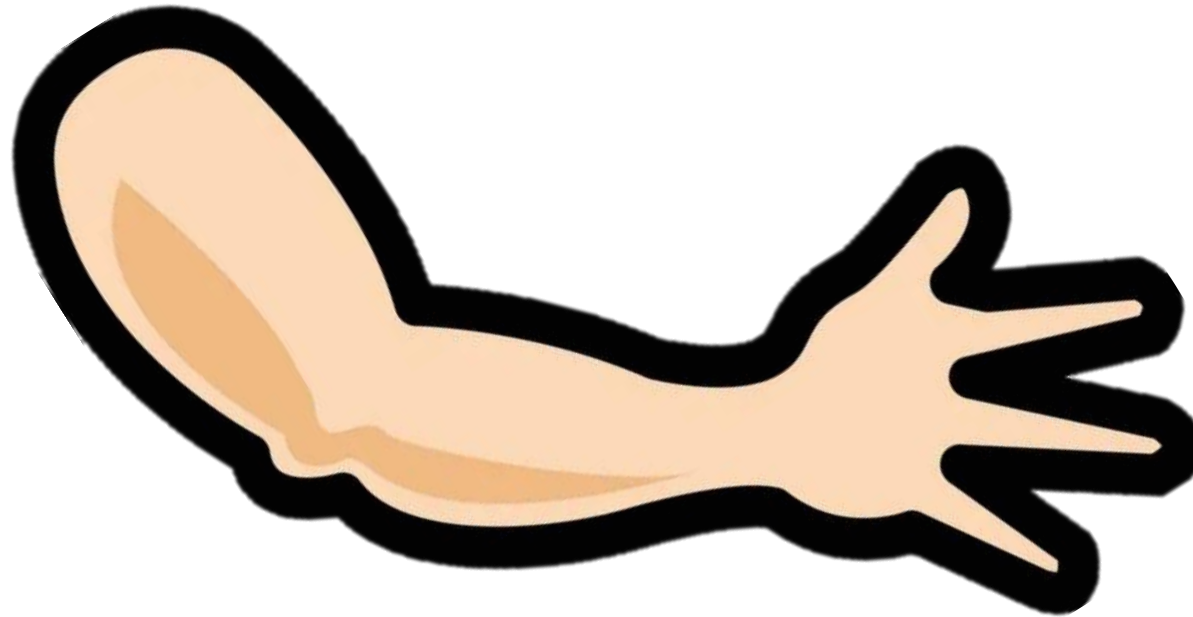
Modèle biomécanique simple

membres inférieurs

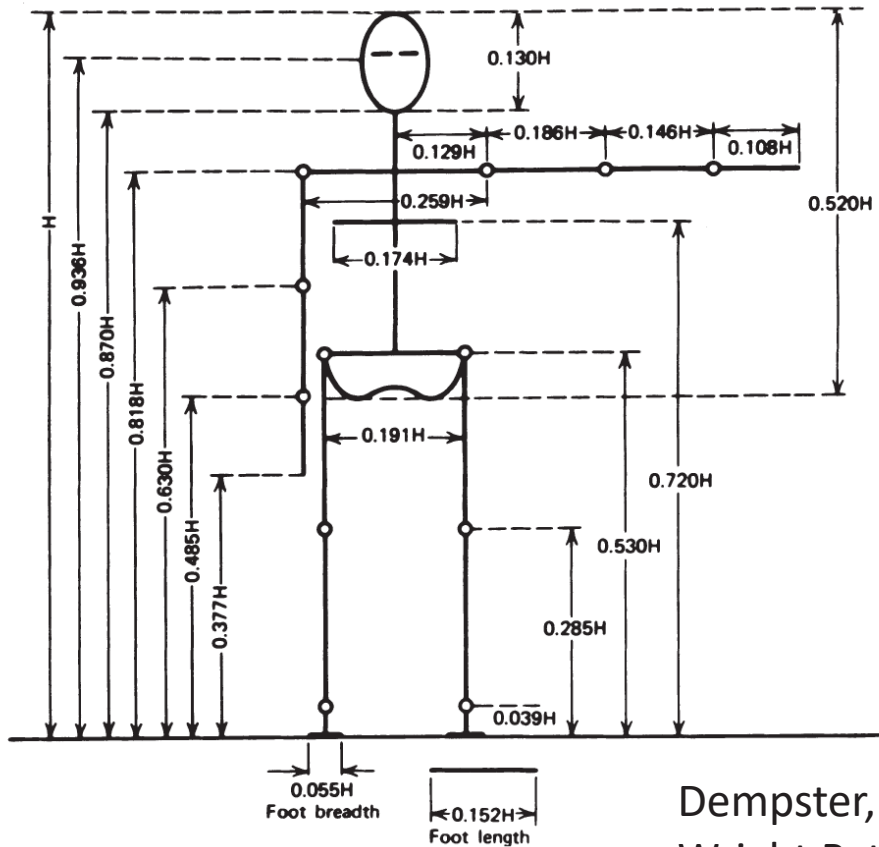


De nombreux modèles + complexes, + fidèles anatomiquement (**orientation des axes de rotation, fermetures cinématiques, dépendances cinématiques...**)

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.

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 *

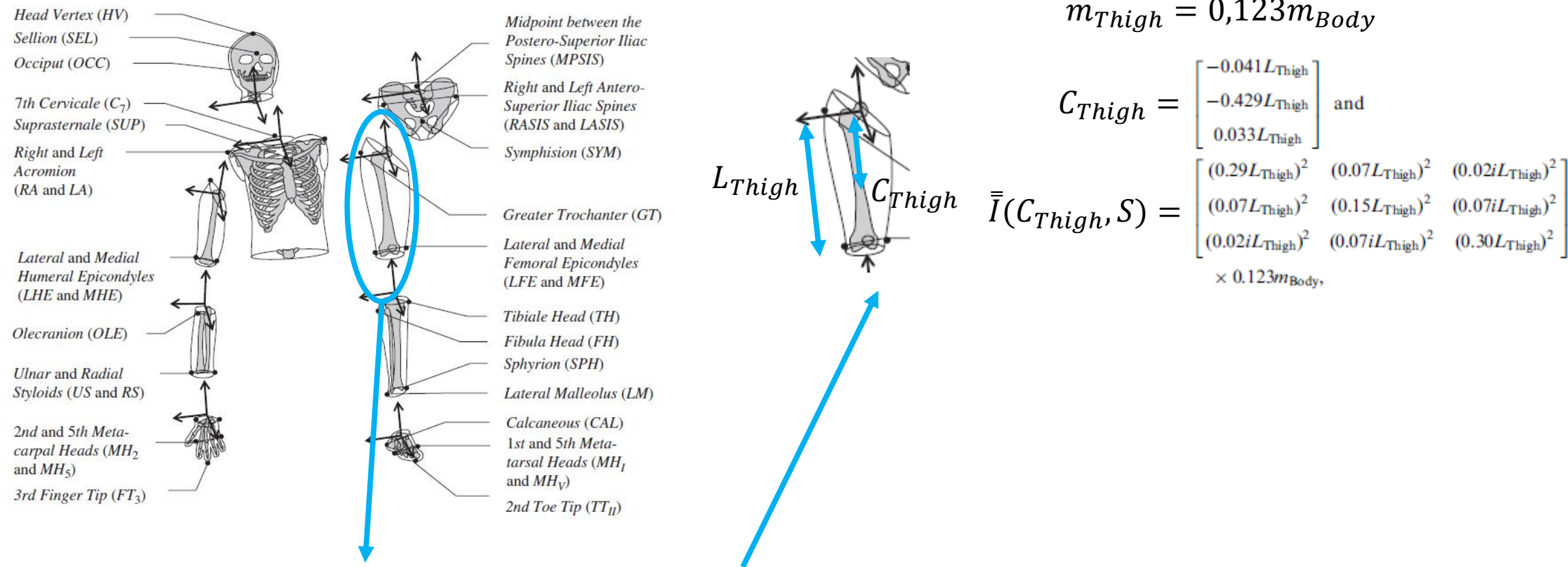
Adjustments to McConville et al. and Young et al. body segment inertial parameters

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

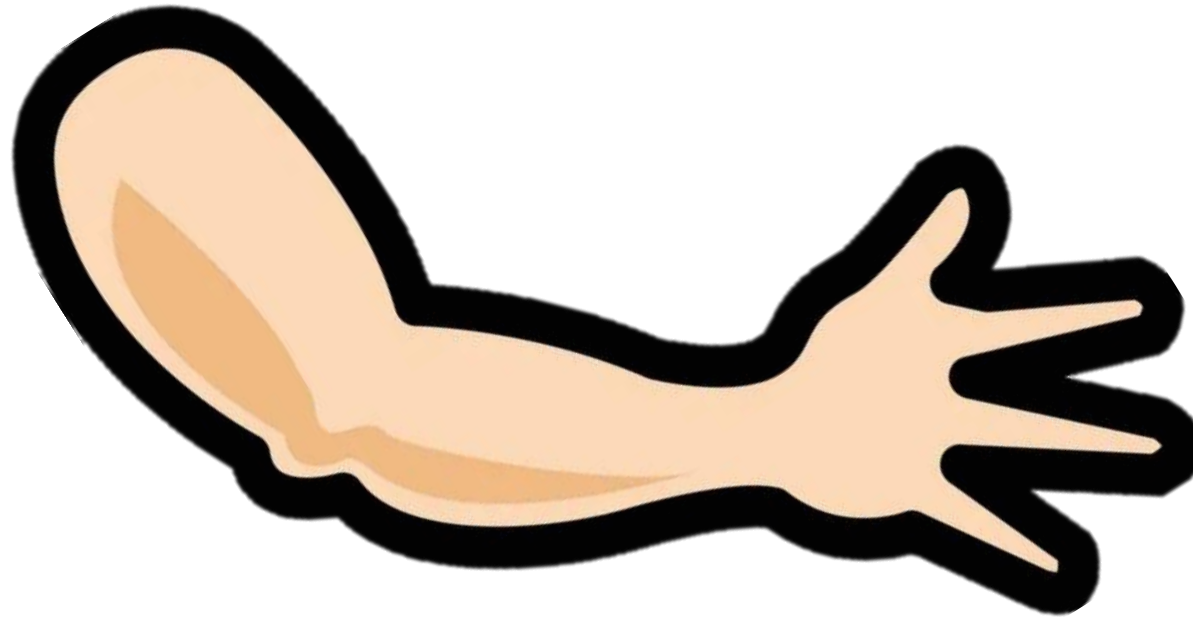
Mise en œuvre (Dumas et al. 2006)



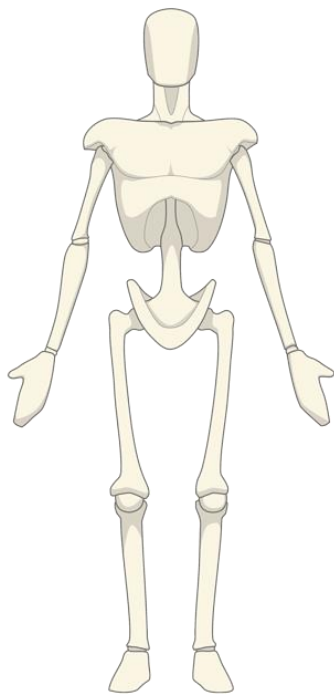
Segment	Length definition	Origin of SCS	Gender	Length L (in mm)	Scaling factor for mass m (%)	Scaling factors for position of centre of mass			Scaling factors for tensor of inertia					
						X (%)	Y (%)	Z (%)	r _{xx} (%)	r _{yy} (%)	r _{zz} (%)	r _{xy} (%)	r _{xz} (%)	r _{yz} (%)
Thigh	HJC to KJC	HJC	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	15	29	7	2(i)	7(i)

2SEP15 Musculo

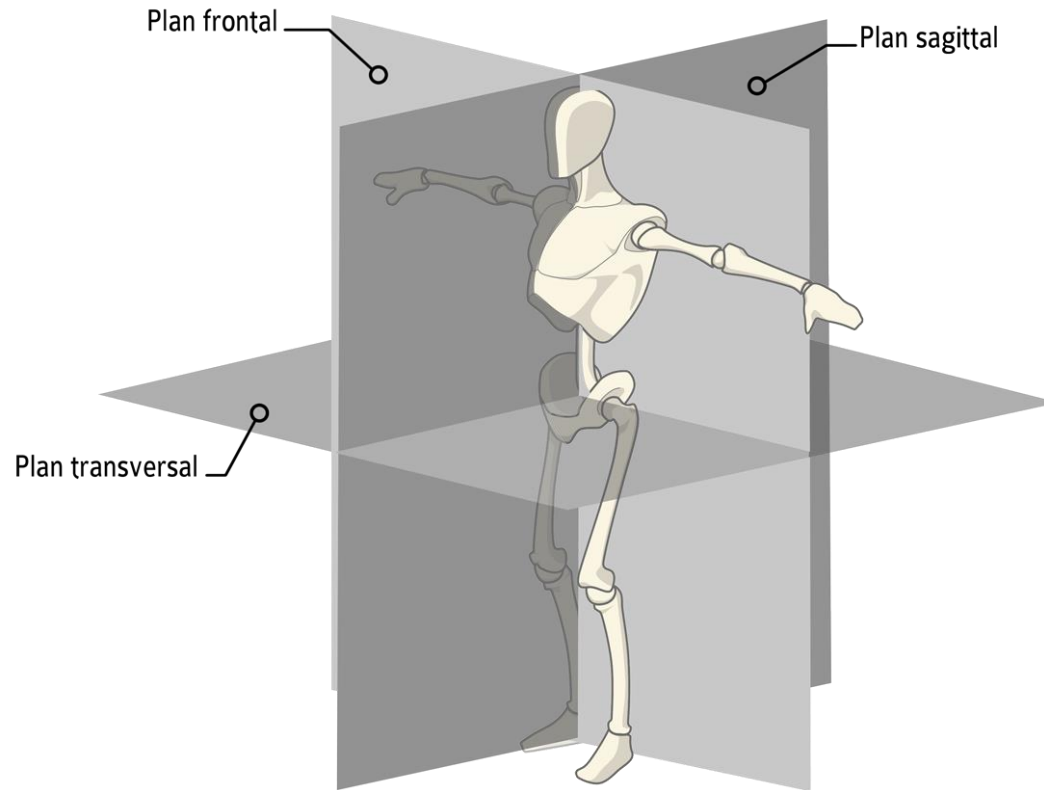
Quelles conventions de repérage ?



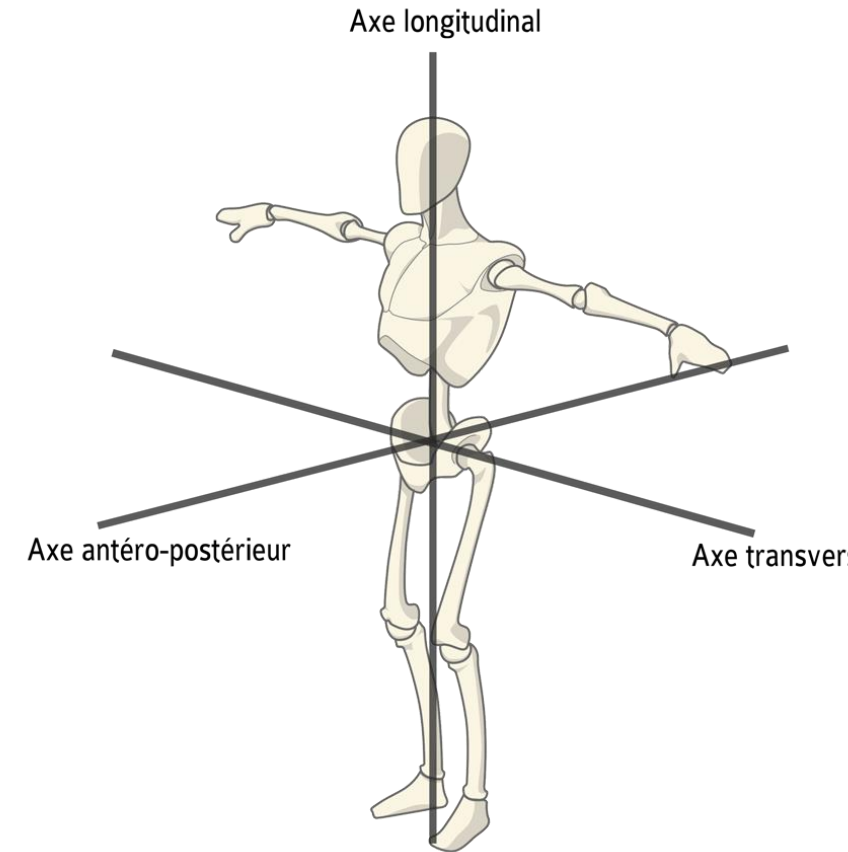
Plans et axes anatomiques



Position anatomique de référence

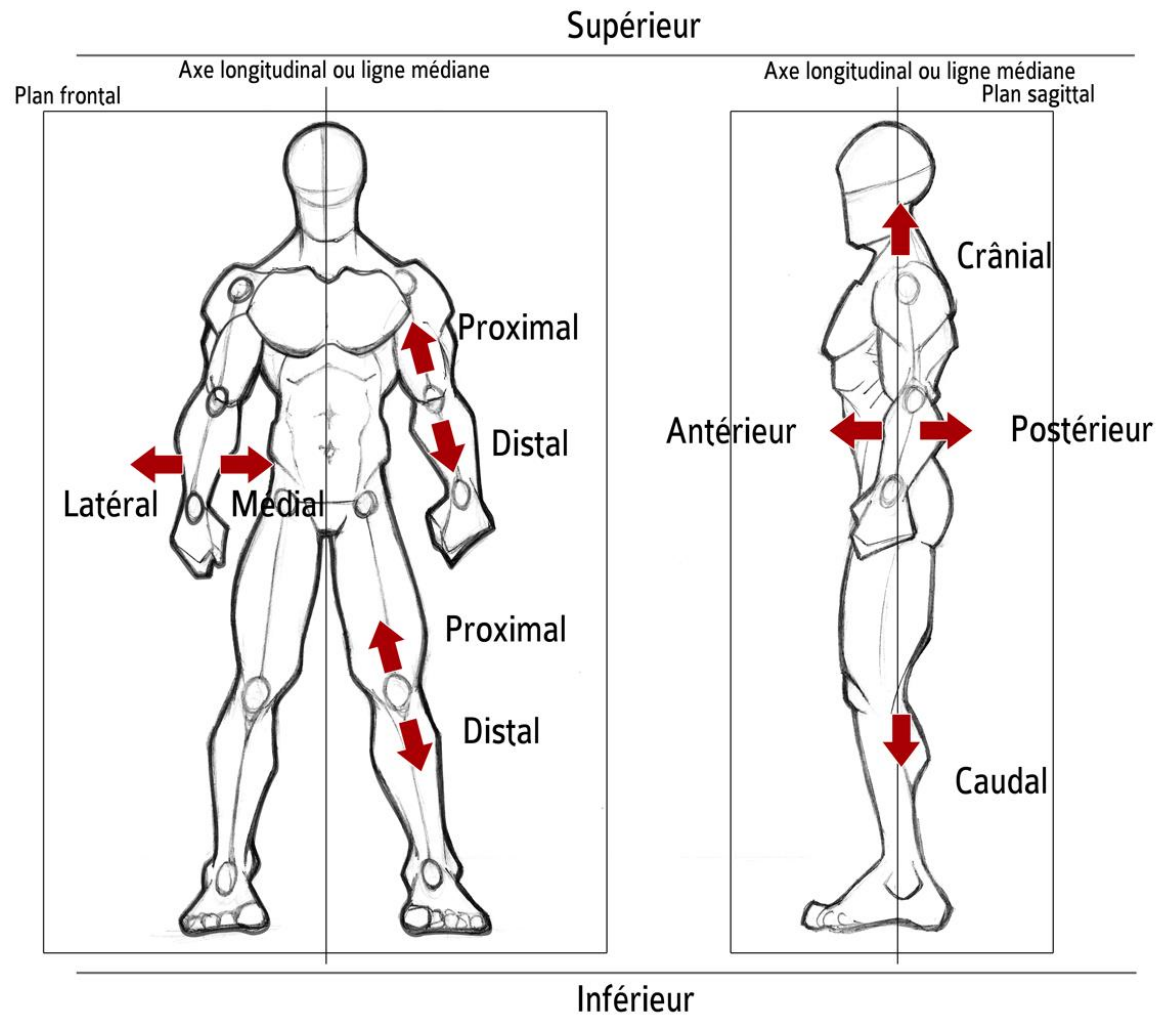


Plans anatomiques



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.



ELSEVIER

Journal of Biomechanics

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



ELSEVIER

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, 3, 4}, 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 D'Lima ^{h, 2}, Luca Cristofolini ^{i, 2}, Hartmut Witte ^{j, 2}, Oskar Schmid ^{k, 2}, Ian Stokes ^{l, 3}

Show more ▾

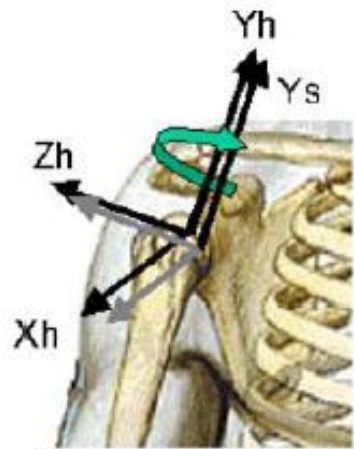
ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—Part II: shoulder, elbow, wrist and hand

Ge Wu ^{a, 2, 3, 4}, Frans C.T. van der Helm ^{b, 2}, H.E.J. (Dirkjan) Veeger ^{c, d, 2}, Mohsen Makhsous ^{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}

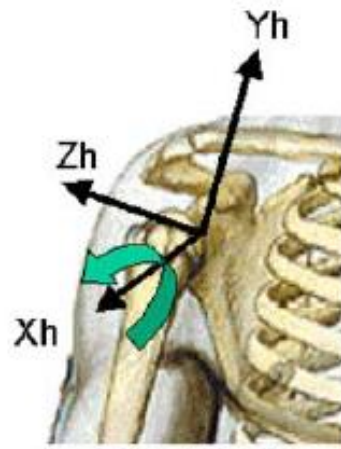


Conventions de repérage des segments corporels et de paramétrage des mobilités

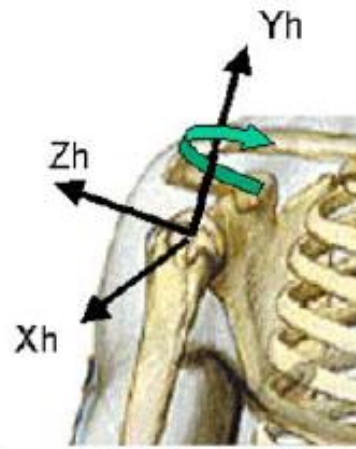
Exemples



GH plane of elevation



Negative GH elevation



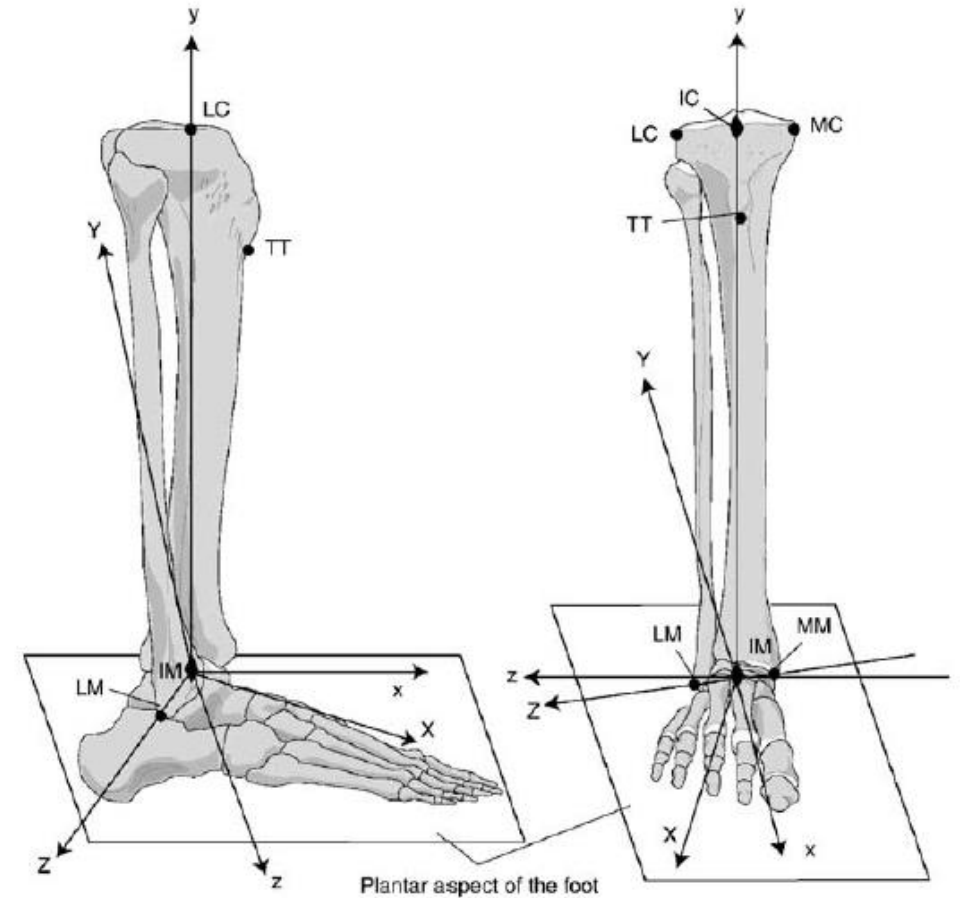
GH axial rotation

Liaison **gléno-humérale**

y longitudinal

x antéro-postérieur la plupart du temps

z transverse (médio-latéral)



Repérage **tibia-fibula & calcaneus**

Fil rouge



1 sujet (1m77, 85.5kg, niveau régional)
Mocap en situation contrôlée
Scaling
Cinématique
Prédiction des efforts au sol
dynamique inverse sous CusToM
3 essais

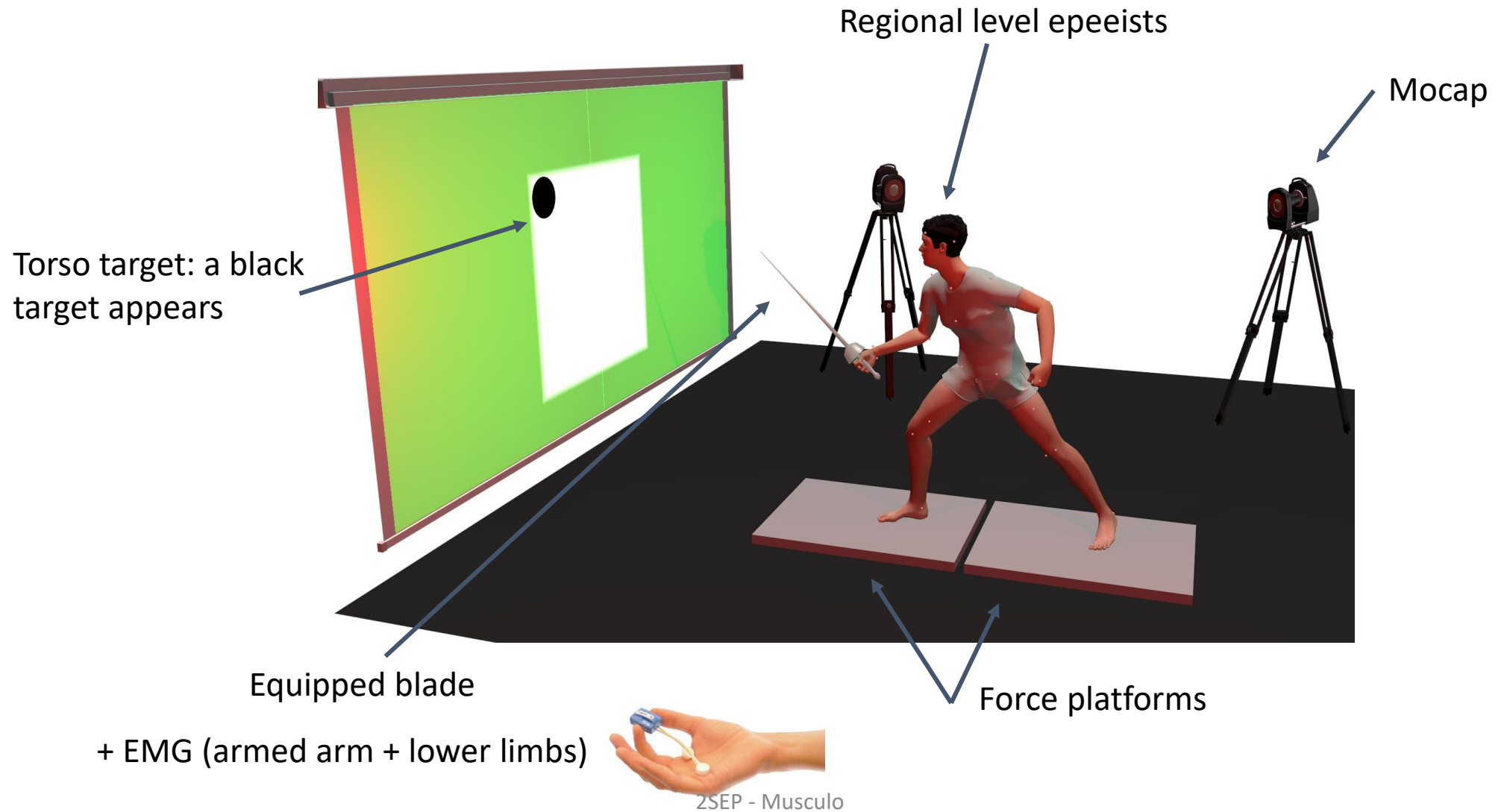
Sorel, A., Plantard, P., Bideau, N., & Pontonnier, C. (2019). Studying fencing lunge accuracy and response time in uncertain conditions with an innovative simulator. Plos One, 14(7), e0218959.

Morin, P., Muller, A., Pontonnier, C., & Dumont, G. (2021, July). Studying the impact of internal and external forces minimization in a motion-based external forces and moments prediction method: application to fencing lunges. In ISB 2021-XXVIII Congress of the International Society of Biomechanics (p. 1).

Plantard, P., Sorel, A., Bideau, N., & Pontonnier, C. (2017). Motion adaptation in fencing lunges: a pilot study. Computer methods in biomechanics and biomedical engineering, 20(sup1), S161-S162.

Pontonnier, C., Livet, C., Muller, A., Sorel, A., Dumont, G., & Bideau, N. (2019). Ground reaction forces and moments prediction of challenging motions: fencing lunges. Computer methods in biomechanics and biomedical engineering, 22(sup1), S523-S525.

Fil rouge



Fil rouge

128 lunges:	Randomized order
Closed tasks	3 rép x 4 pos init x 2 Ø = 24
Opened tasks	3 rép x 4 pos init x 3 pos finale x 2 Ø = 72
Opened/closed tasks	2 rép x 4 pos init x 2 Ø x 2 ouverte/fermée = 32

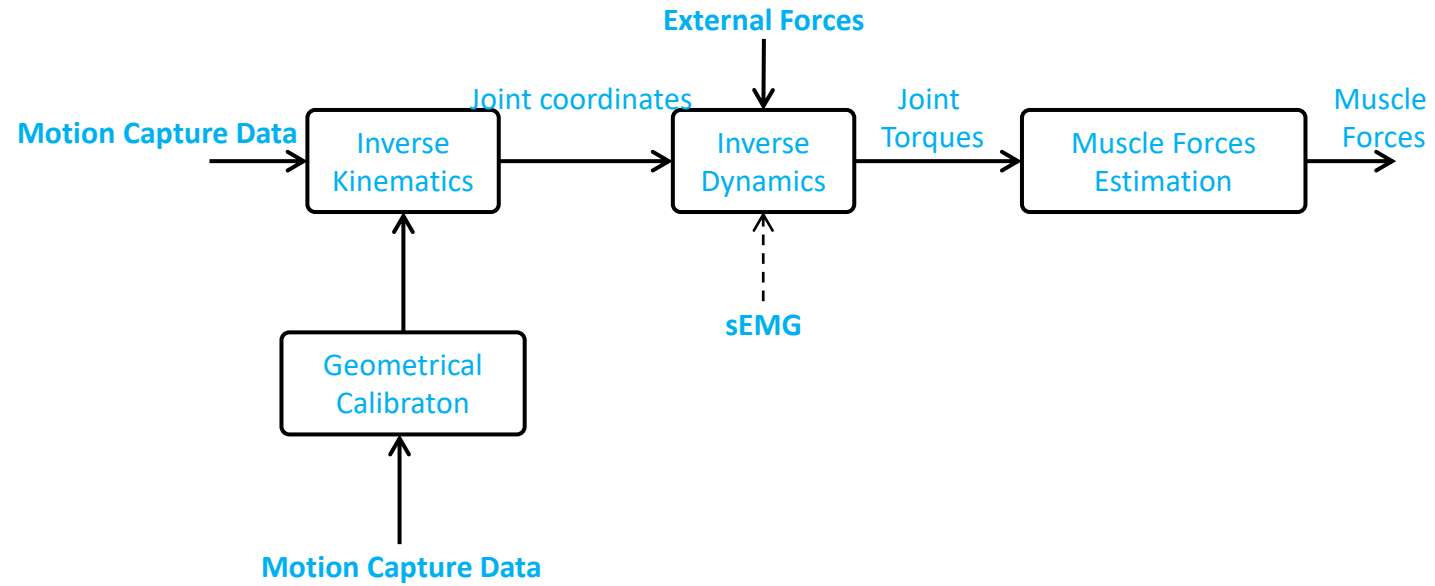
- ➡ Performance (reaction times, accuracy,...)
- ➡ Kinematics (joint angles, velocities,...)
- ➡ Muscular (muscle patterns, synergies,...)



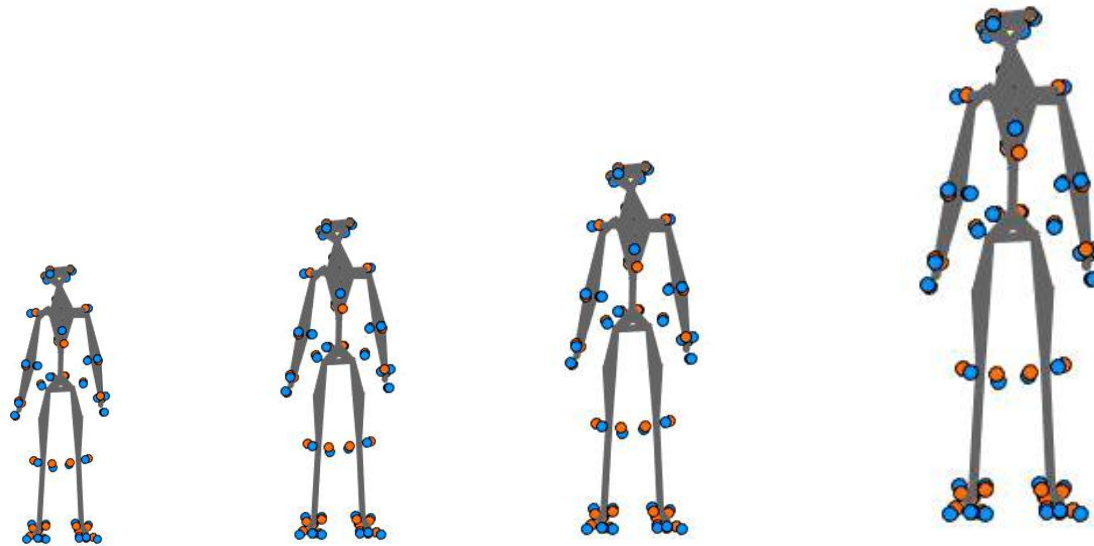
Objectif du TP

- Etudier la nature des données d'entrée
- Réaliser une analyse cinématique et dynamique du mouvement de fente
- Etudier l'adaptation cinématique du bras armé
- Extraire et évaluer le couple de flexion du genou de la jambe d'appui

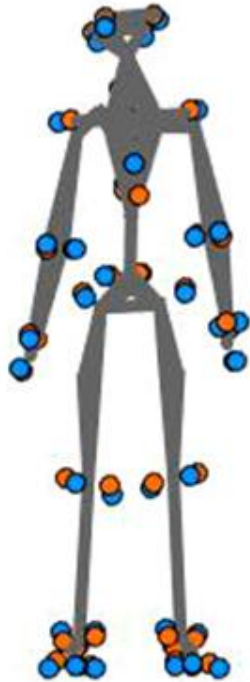
Analyse par dynamique inverse



Focus: calibration géométrique



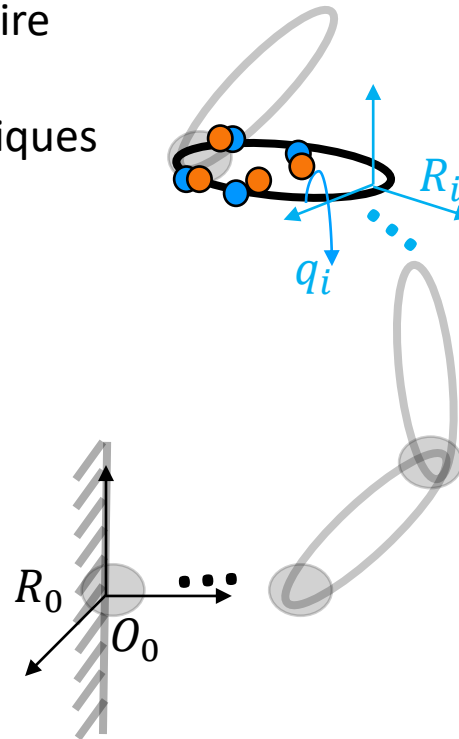
Modèle osteo-articulaire






Repérage des solides aux centres articulaires

Paramétrage articulaire

Paramètres géométriques



-  Marqueurs expérimentaux
-  Marqueurs du modèle
-  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

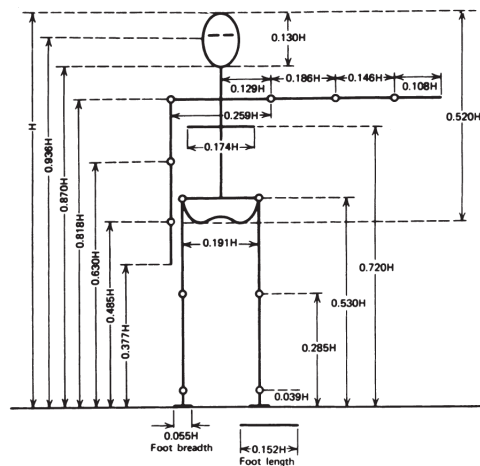
A partir de modèles cadavériques



Carbone et al., 2015



Horsmann et al., 2007



A partir de capture de mouvement

Mise à l'échelle individuelle des segments

Sur une unique pose

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

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

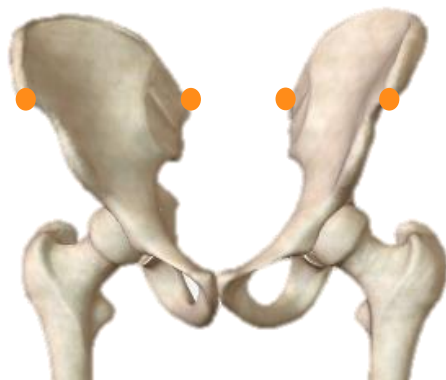
Limite les erreurs dues aux placements de marqueurs et aux artefacts de tissus mous



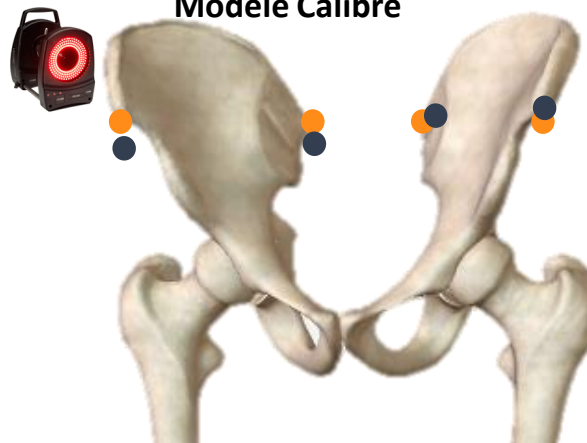
$MB_{l,a,m}$



Modèle



Modèle Calibré



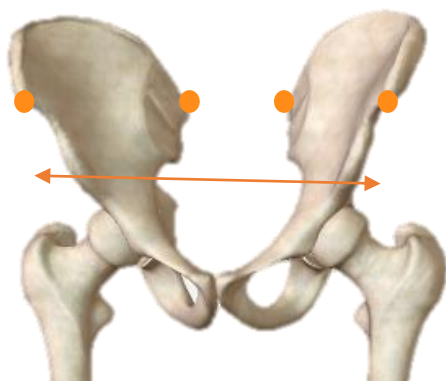
$$\Phi = \sum_f^{N_f} \sum_m^{N_m} \|X_{exp,m}(t_f) - X_{mod,m}^{R_{global}}(q(t_f), k, \alpha, \Delta p)\|^2$$

$$\min_{k, \alpha, \Delta p} \Phi(q(t_f), k, \alpha, \Delta p)$$

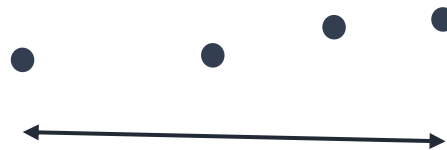
$MB_{a,m}$



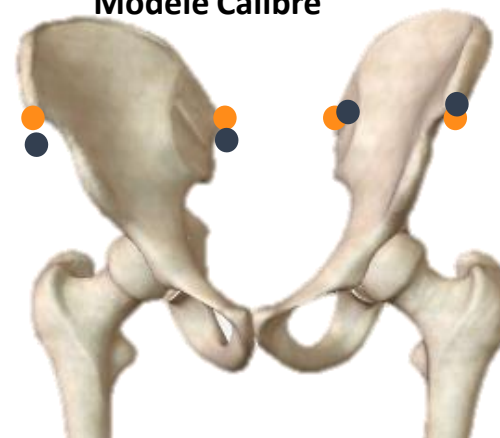
Modèle



Marqueurs



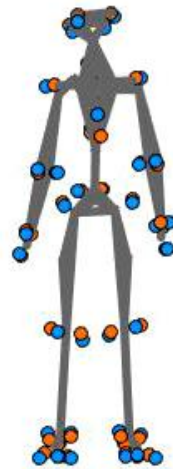
Modèle Calibré



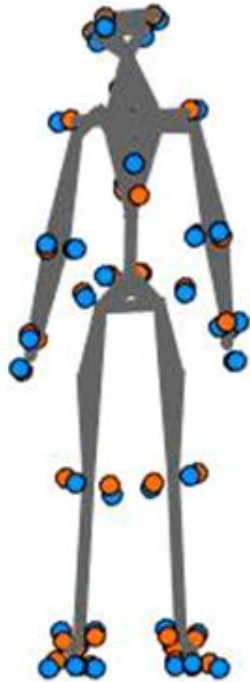
$$\min_{k, \alpha, \Delta p} \Phi(q(t_f), k, \alpha, \Delta p)$$

CusToM, Mullet et al., 2019

Focus: optimisation cinématique multicorps



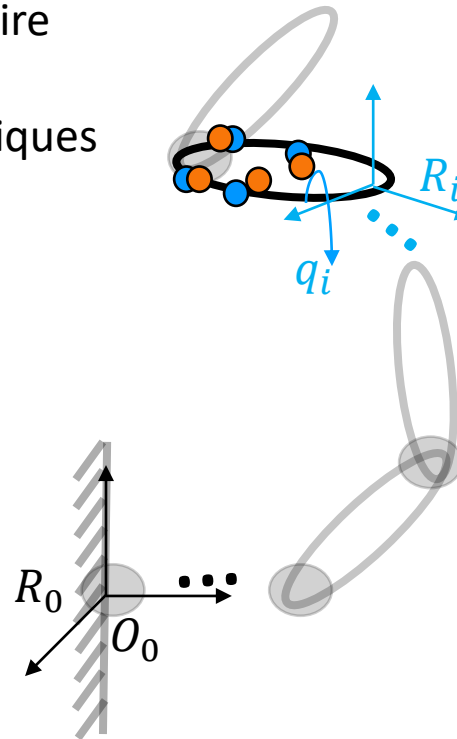
Modèle osteo-articulaire



Repérage des solides aux centres articulaires

Paramétrage articulaire

Paramètres géométriques



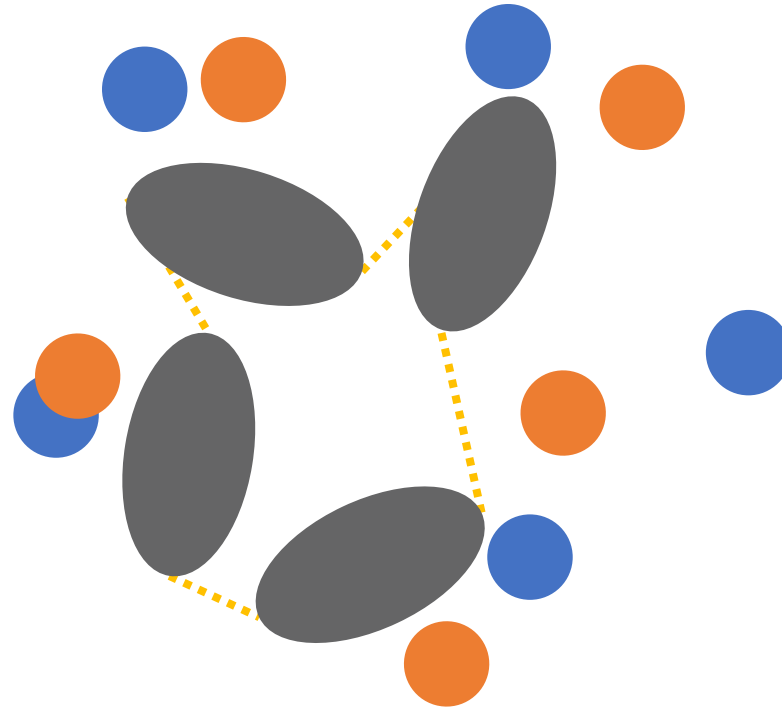
- Marqueurs expérimentaux
- Marqueurs du modèle
- q Vecteur des coordonnées articulaires

Pleins d'autres repérages/paramétrages possibles !

Optimisation cinématique multicorps

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

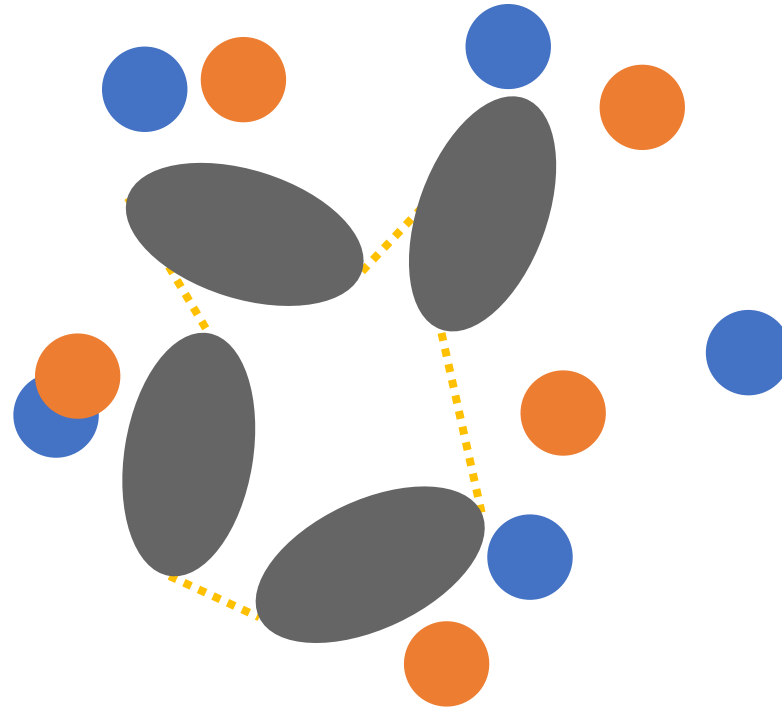
tel que $\mathbf{h}(\mathbf{q}) = \mathbf{0}$



Optimisation cinématique multicorps

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

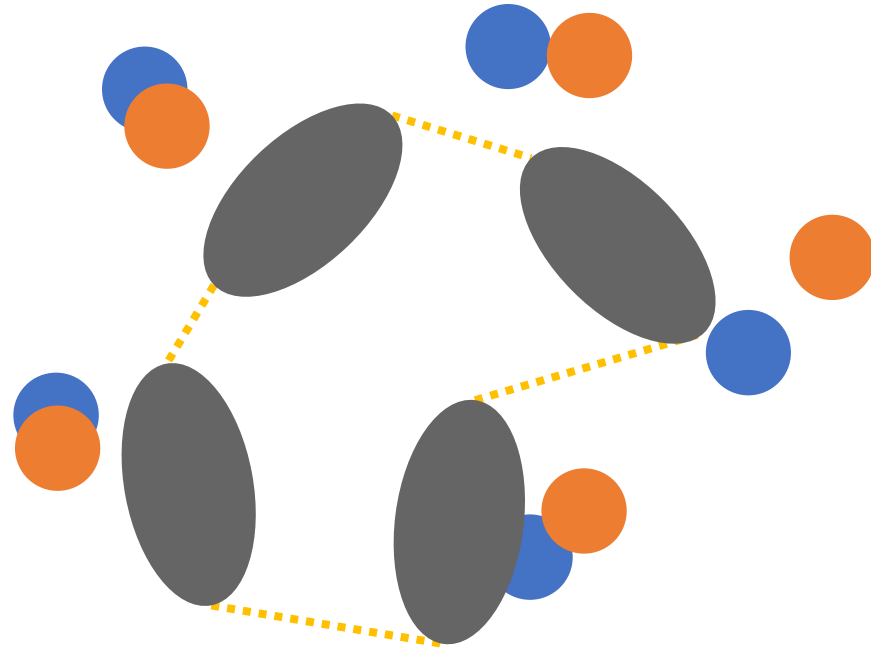
tel que $\mathbf{h}(\mathbf{q}) = \mathbf{0}$



Optimisation cinématique multicorps

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

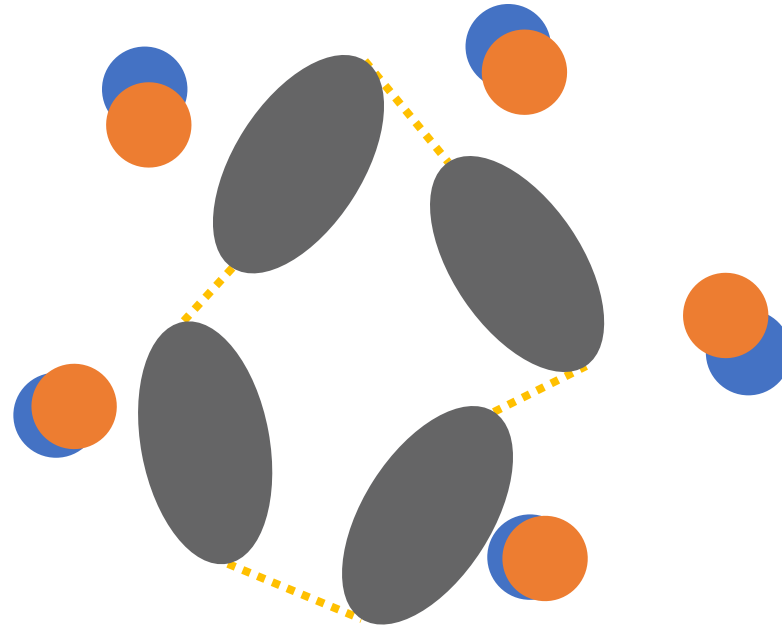
tel que $\mathbf{h}(\mathbf{q}) = \mathbf{0}$



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



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

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

Optimisation cinématique multicorps

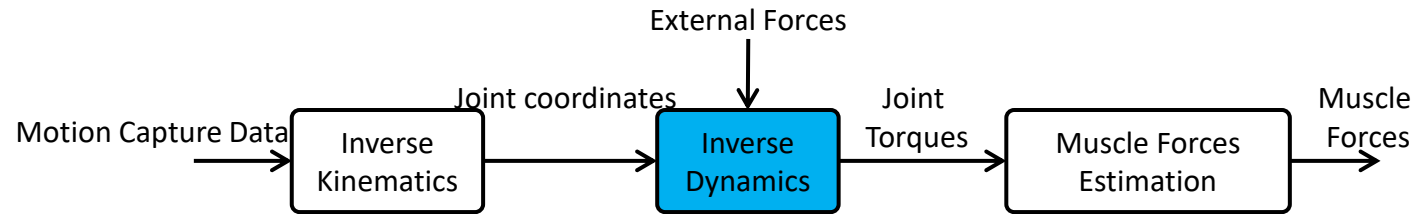
Begon, M., Andersen, M. S., & Dumas, R. (2018). Multibody kinematics optimization for the estimation of upper and lower limb human joint kinematics: a systematized methodological review. *Journal of biomechanical engineering*, 140(3), 030801.

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.

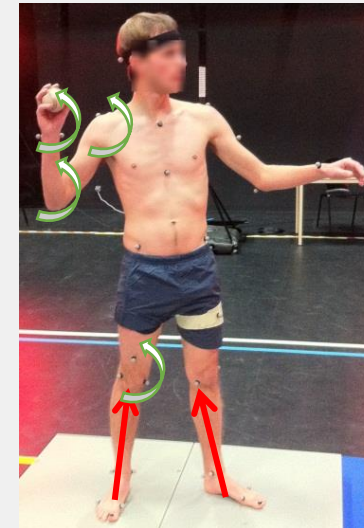
Livet, C., Rouvier, T., Sauret, C., Pillet, H., Dumont, G., & Pontonnier, C. (2022). A penalty method for constrained Multibody kinematics optimisation using a Levenberg-Marquardt algorithm. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*.

Dynamique **inverse**



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

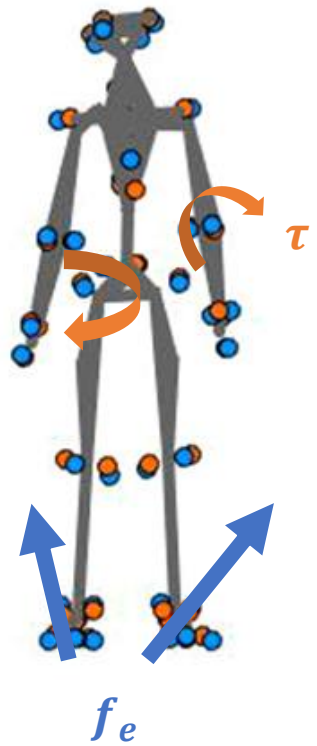
$$f_i = f_i^B - f_i^x + \sum_{j \in \mu(i)} f_j$$



Mesure des
forces de
réaction

Focus: Algorithmme 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

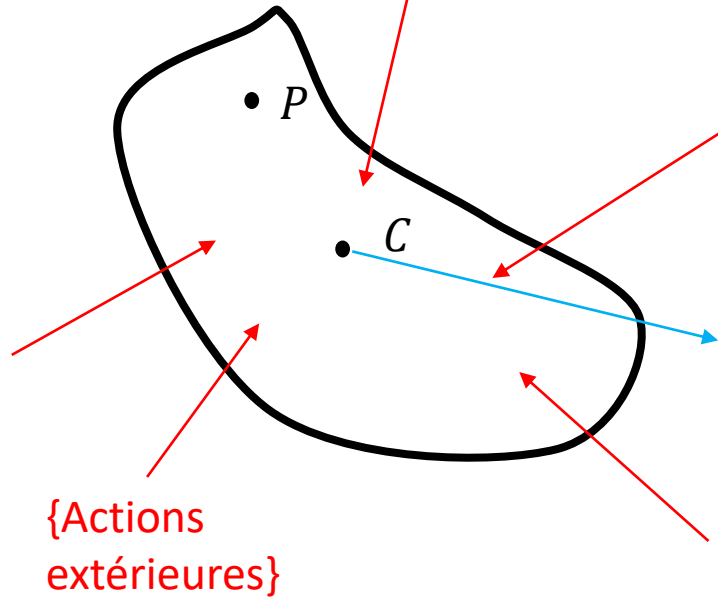
Gravité

Efforts extérieurs

Efforts des actionneurs

Les n_q équations peuvent prendre la forme matricielle suivante

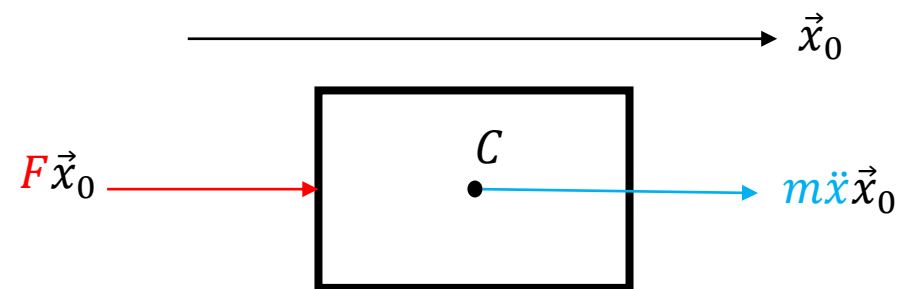
Equilibre d'un solide S



{Quantités d'accélération} = {Forces extérieures}

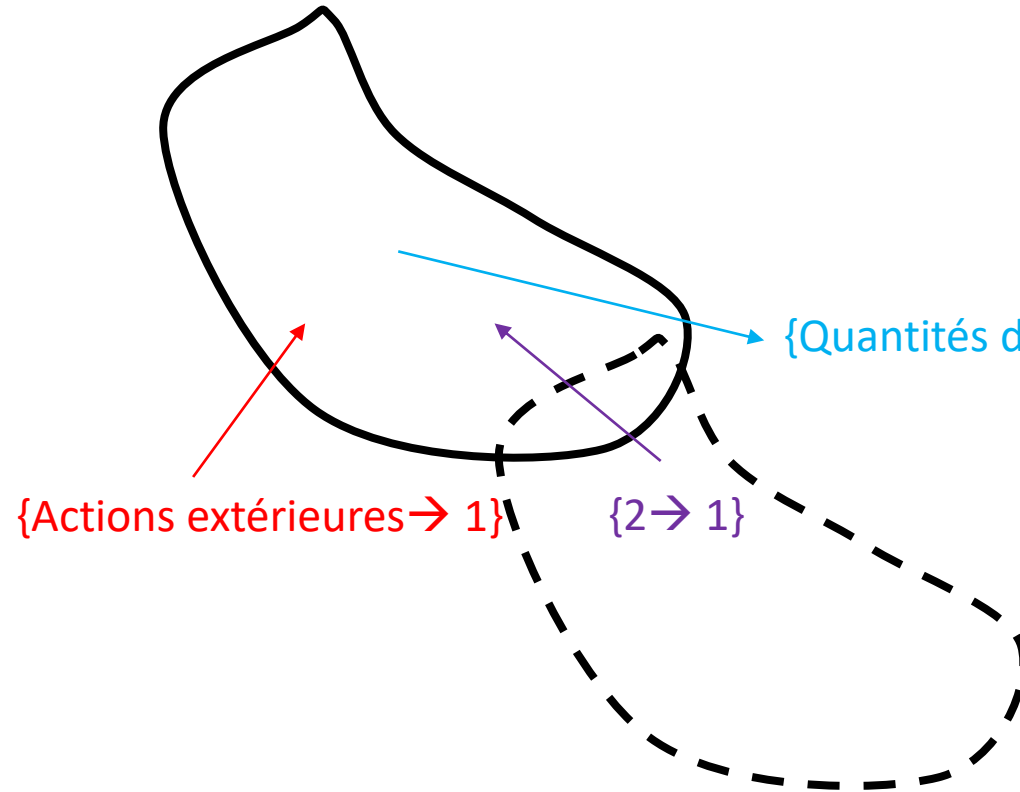
{Quantités d'accélération}

“Pour un solide en translation...”



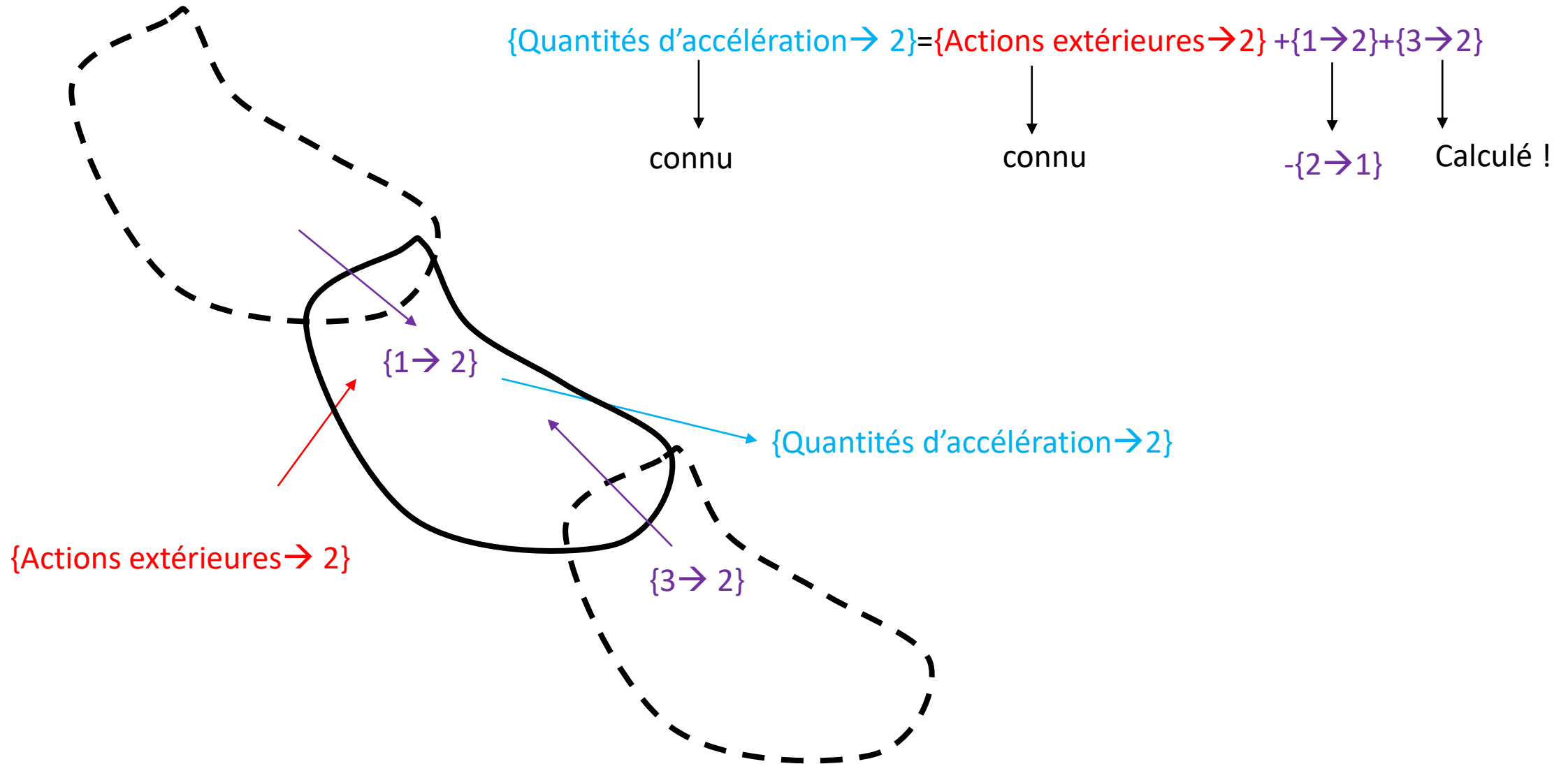
$$m \ddot{x} = F$$

Equilibre d'une chaine de solides

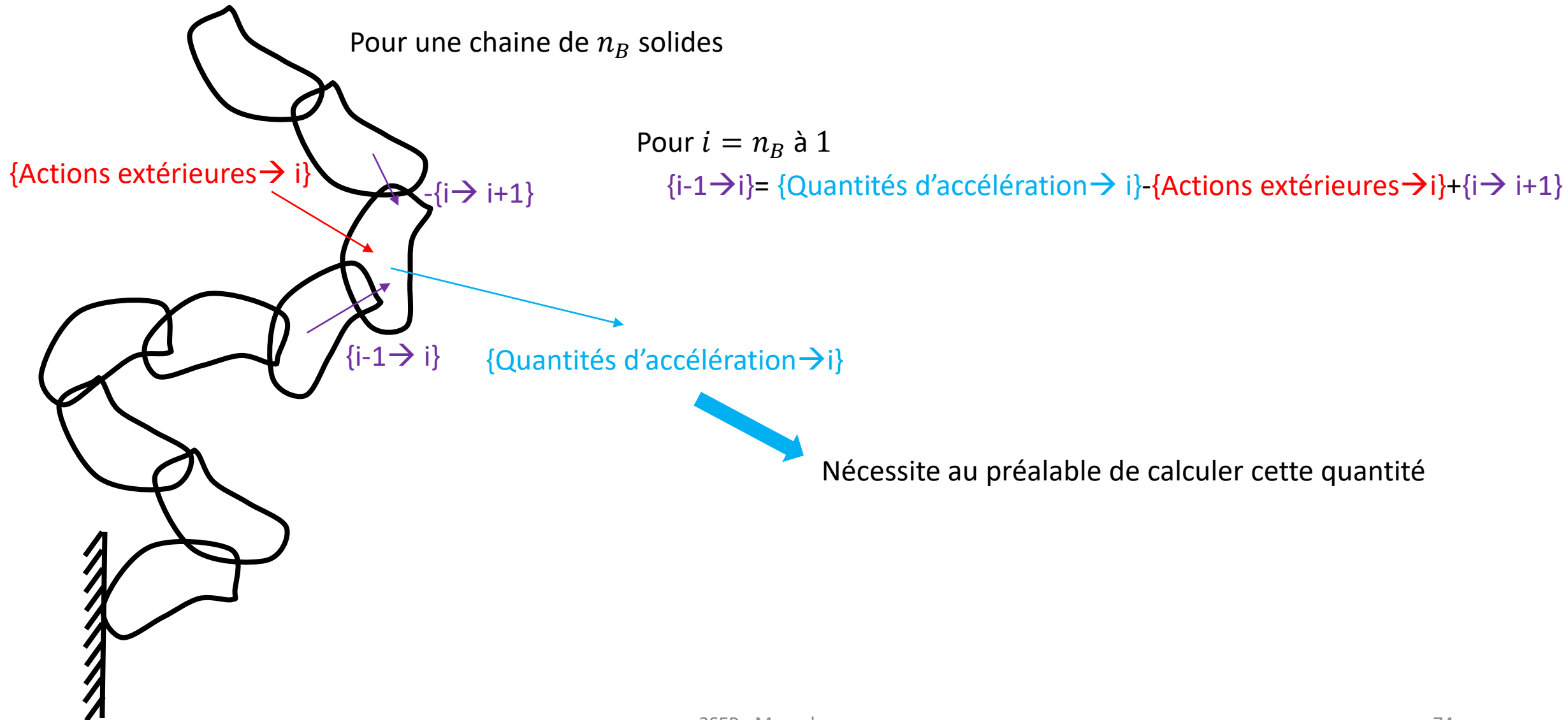


$$\begin{array}{ccccc} & \text{Connu} & & \text{Connu} & \text{Calculé !} \\ & \uparrow & & \uparrow & \uparrow \\ \{\text{Quantités d'accélération} \rightarrow 1\} & = & \{\text{Actions extérieures} \rightarrow 1\} & + & \{2 \rightarrow 1\} \end{array}$$

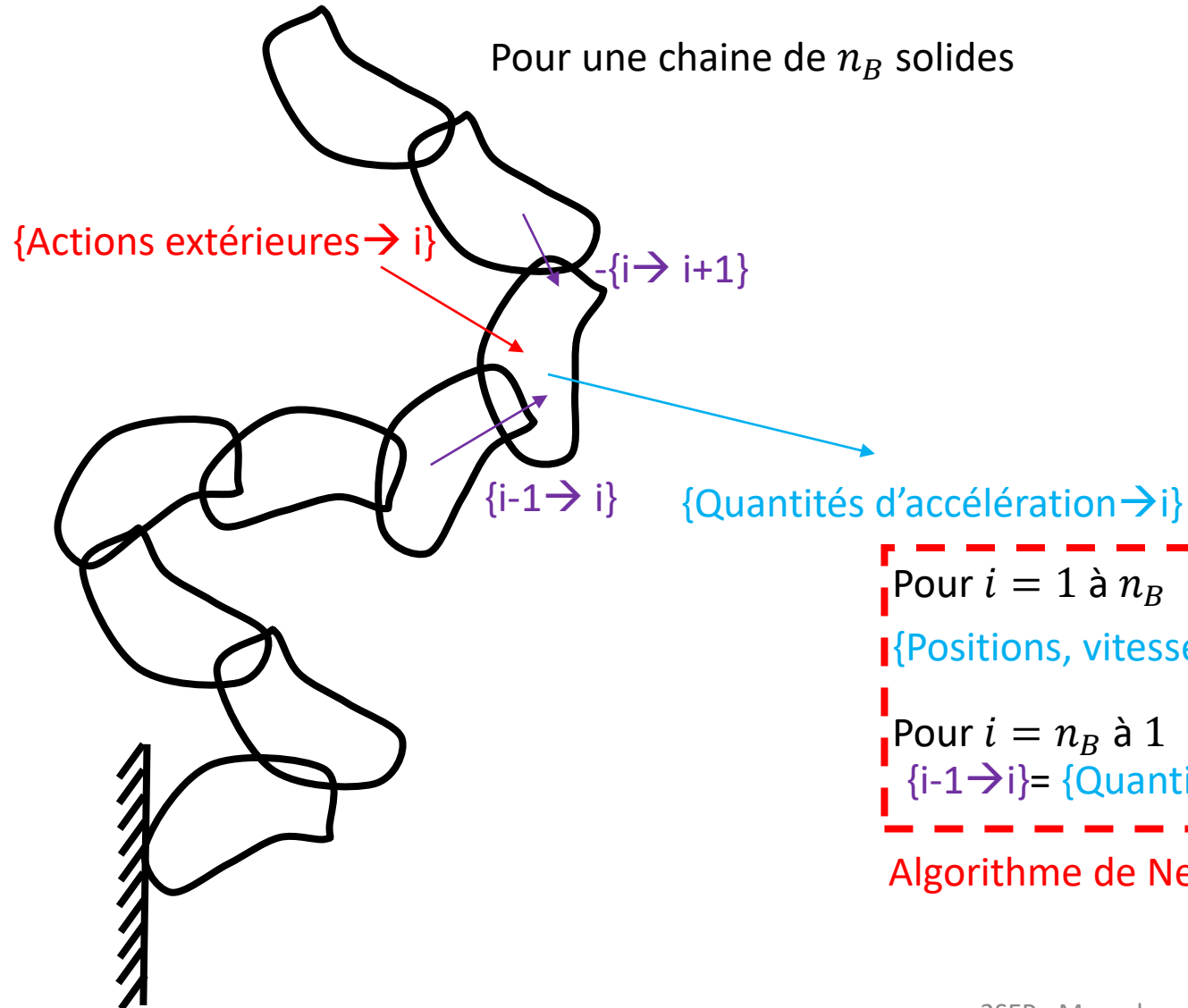
Equilibre d'une chaine de solides



Newton-Euler



Newton-Euler



```
Pour  $i = 1$  à  $n_B$   
 $\{\text{Positions, vitesses, accélérations}\}_i = f(\mathbf{q}, \mathbf{dq}, \mathbf{ddq})$   
Pour  $i = n_B$  à 1  
 $\{i-1 \rightarrow i\} = \{\text{Quantités d'accélération} \rightarrow i\} - \{\text{Actions extérieures} \rightarrow i\} + \{i \rightarrow i+1\}$ 
```

Algorithme de Newton-Euler

Newton-Euler

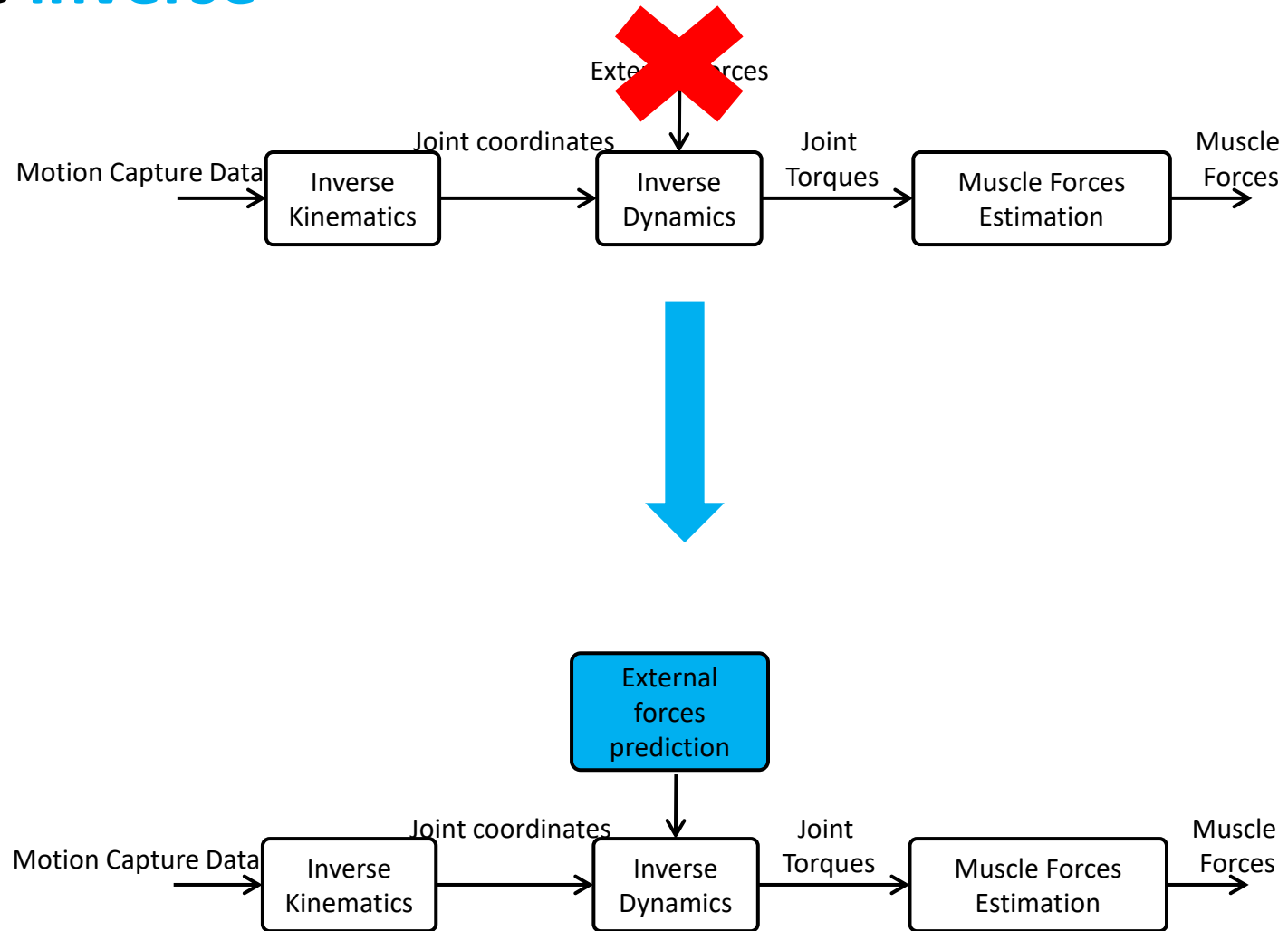
Featherstone, R. (2014). *Rigid body dynamics algorithms*. Springer.

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.

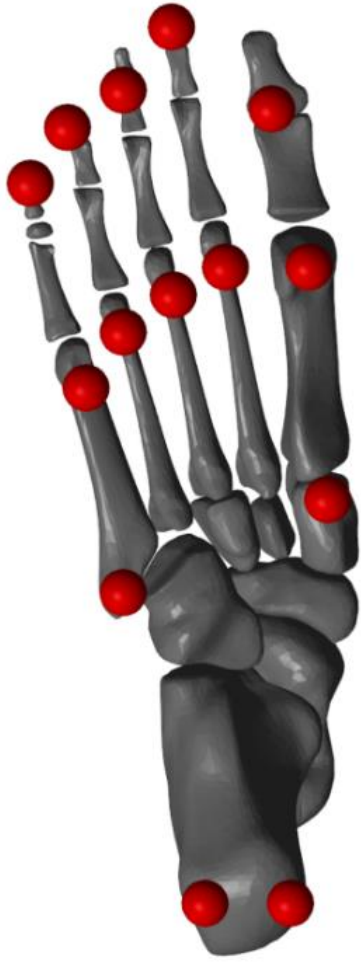
Mes cours en vidéo <https://youtu.be/VThk5yo-zOo>

Cinématique **inverse**



Focus: Prédiction des forces de réaction

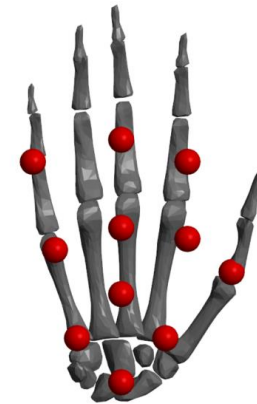
Modèle de contact



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

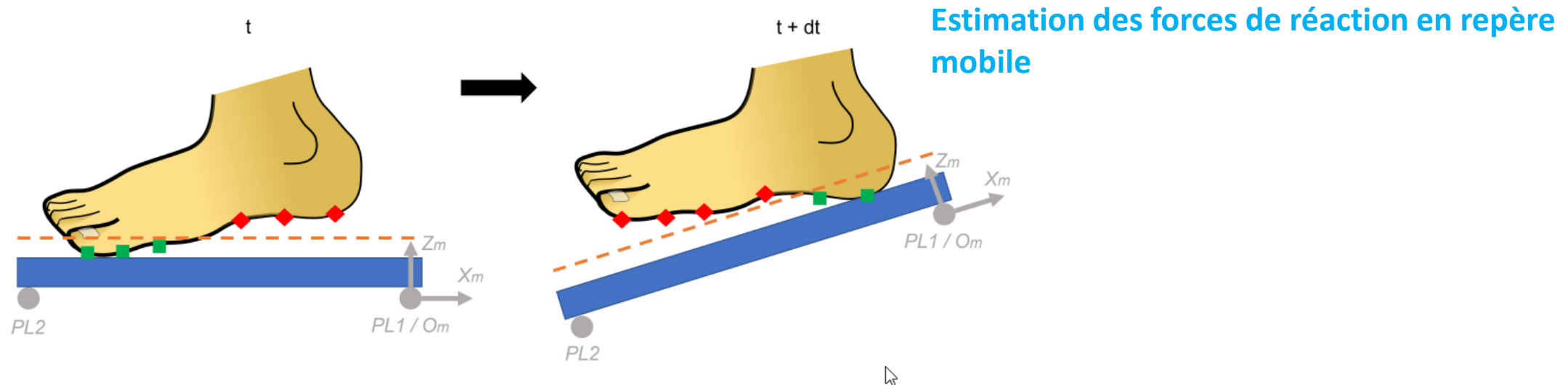
$$s. t. \begin{cases} M_s(\mathbf{q})\ddot{\mathbf{q}} + C_s(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}) + G_s(\mathbf{q}) + \mathbf{f}_e = \mathbf{0} \\ \forall i \in [1, 2(N_f + N_h)], \mathbf{F}_i < \mathbf{F}_{i_{max}} \end{cases}$$

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...)

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

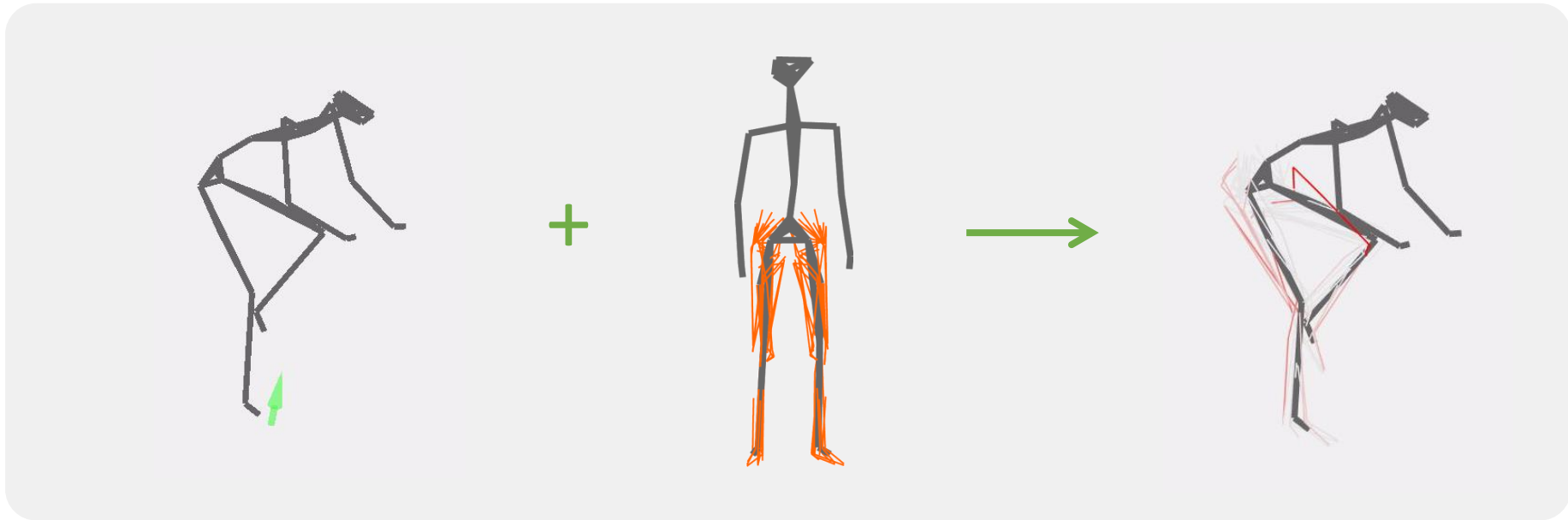
S. Skals, M. K. Jung, M. Damsgaard, and M. S. Andersen, “Prediction of ground reaction forces and moments during sports-related movements,” *Multibody system dynamics*, vol. 39, no. 3, pp. 175–195, 2017

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.

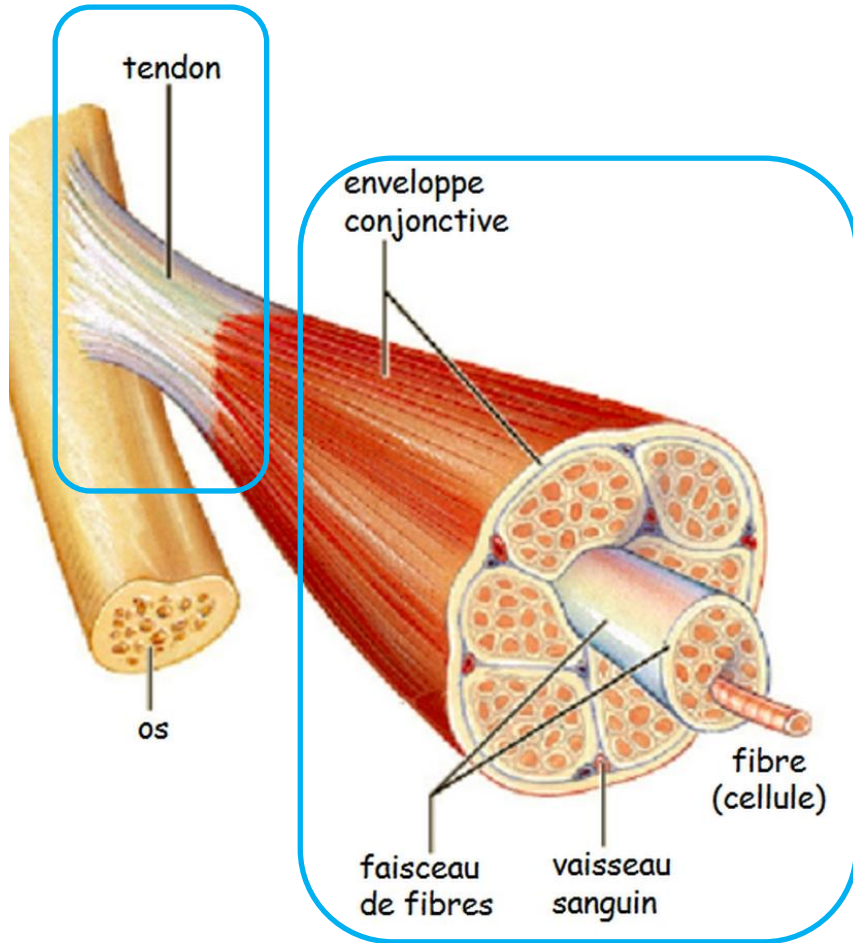
Muller, A., Pontonnier, C., Robert-Lachaine, X., Dumont, G., & Plamondon, A. (2020). Motion-based prediction of external forces and moments and back loading during manual material handling tasks. *Applied ergonomics*, 82, 102935.

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*.

Focus: Estimation des efforts musculaires



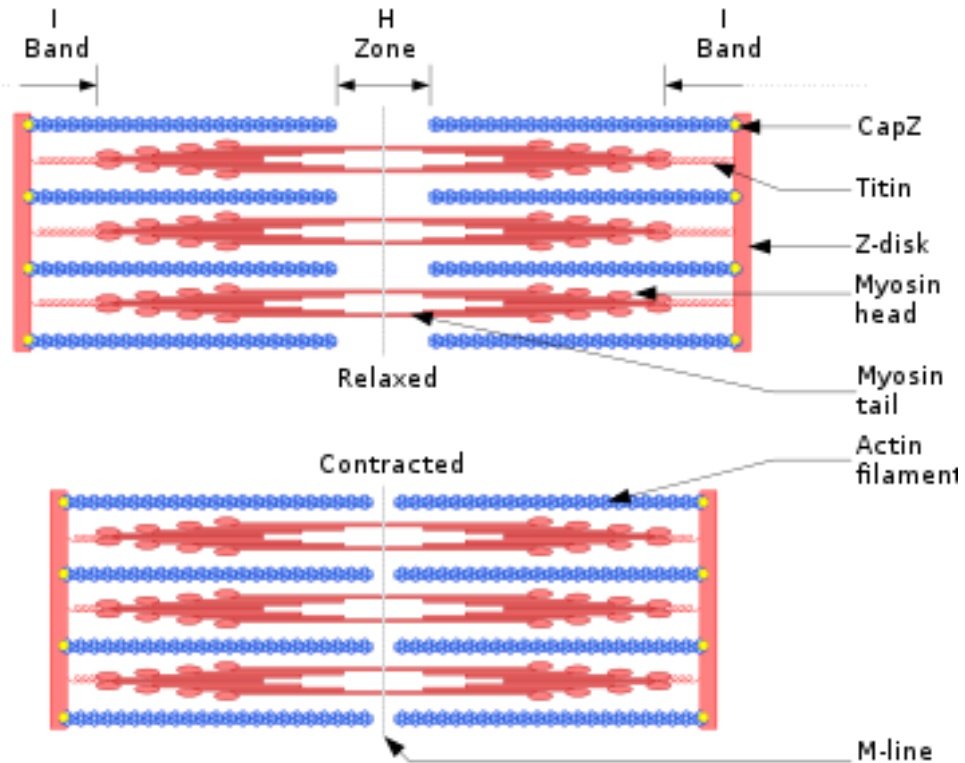
Système musculotendineux



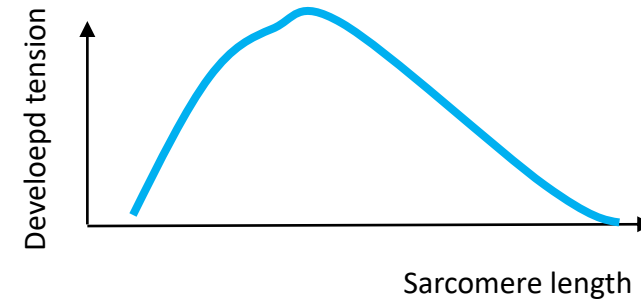
- Tissu tendineux passif
- Tissu musculaire actif

d'après Benjamin Cummings (2001)

Sarcomère



Les ions calcium désinhibent l'interaction **actine-myosine**



La **force active (longueur)** est générée par les ponts d'union actine-myosine

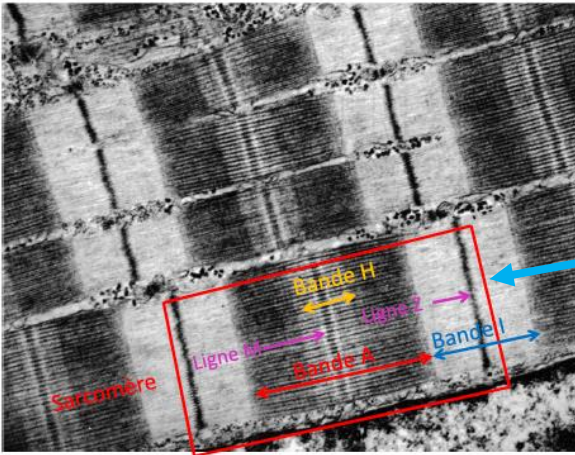


La **force passive** est générée par l'allongement de la titine

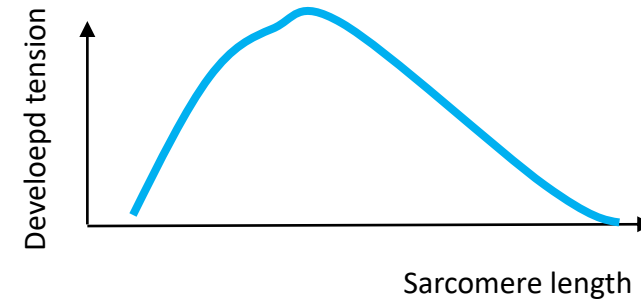


La **force active (vitesse)** est générée par la difference entre la Vitesse de contraction du sarcomere et le taux de creation des ponts d'union actine-myosine

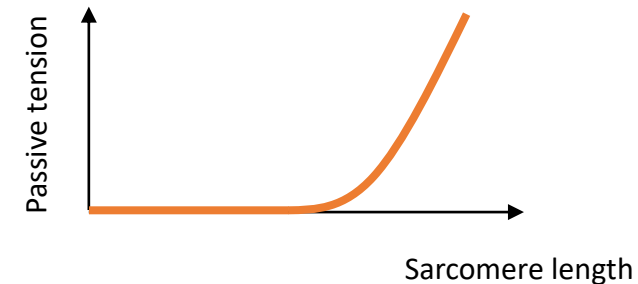
Muscle strié squelettique



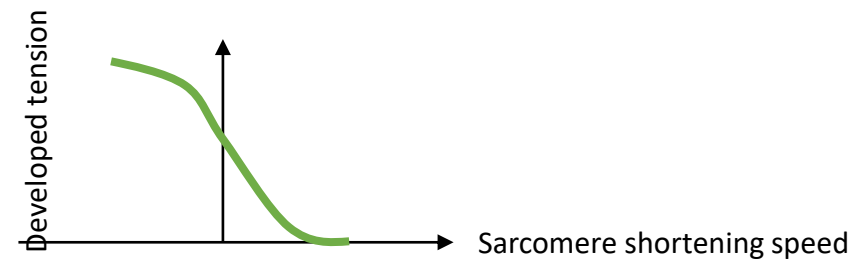
Les sarcomères sont assemblés en série (myofibrilles) et en parallèle → **comportement similaire à l'échelle du muscle**



La **force active (longueur)** est générée par les ponts d'union actine-myosine



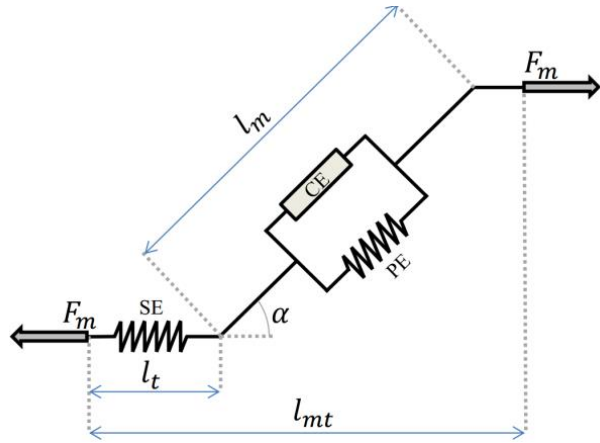
La **force passive** est générée par l'allongement de la titine



La **force active (vitesse)** est générée par la différence entre la Vitesse de contraction du sarcomère et le taux de création des ponts d'union actine-myosine

Modèle musculaire

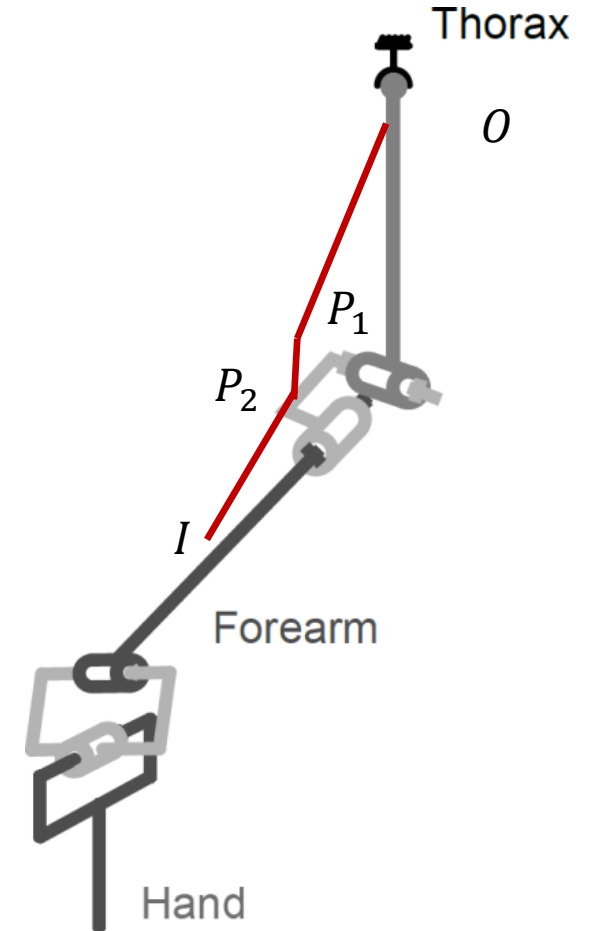
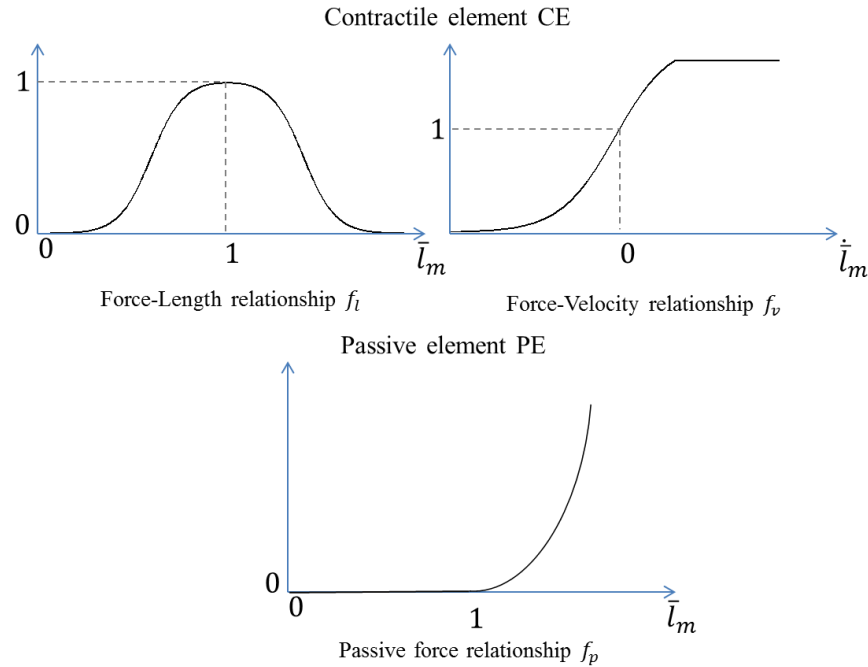
Modèle de génération d'effort



Hill model [Hill1938]

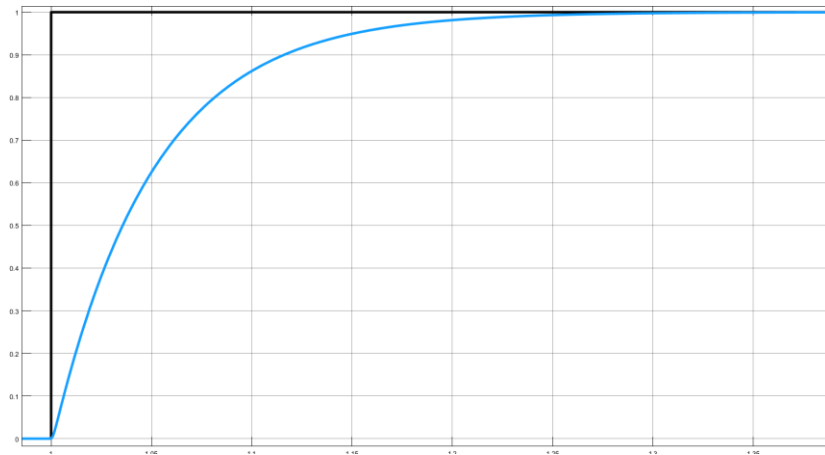
$$F_{m,j} = \left[f_p(\bar{l}_{m,j}) + f_a(a_j, \bar{l}_{m,j}, \dot{\bar{l}}_{m,j}) \right] F_{o,j}$$

Loi visco-élastique

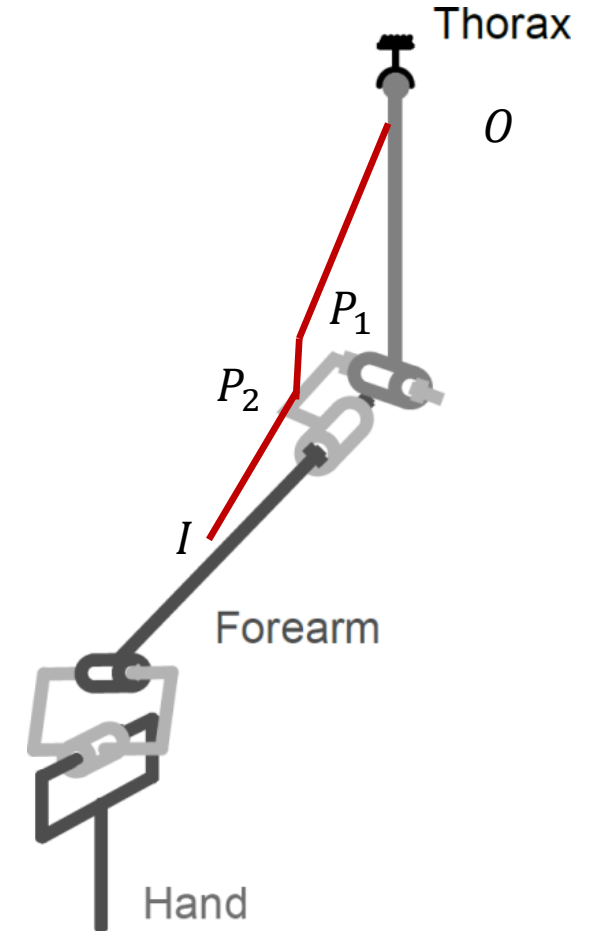


Modèle musculaire

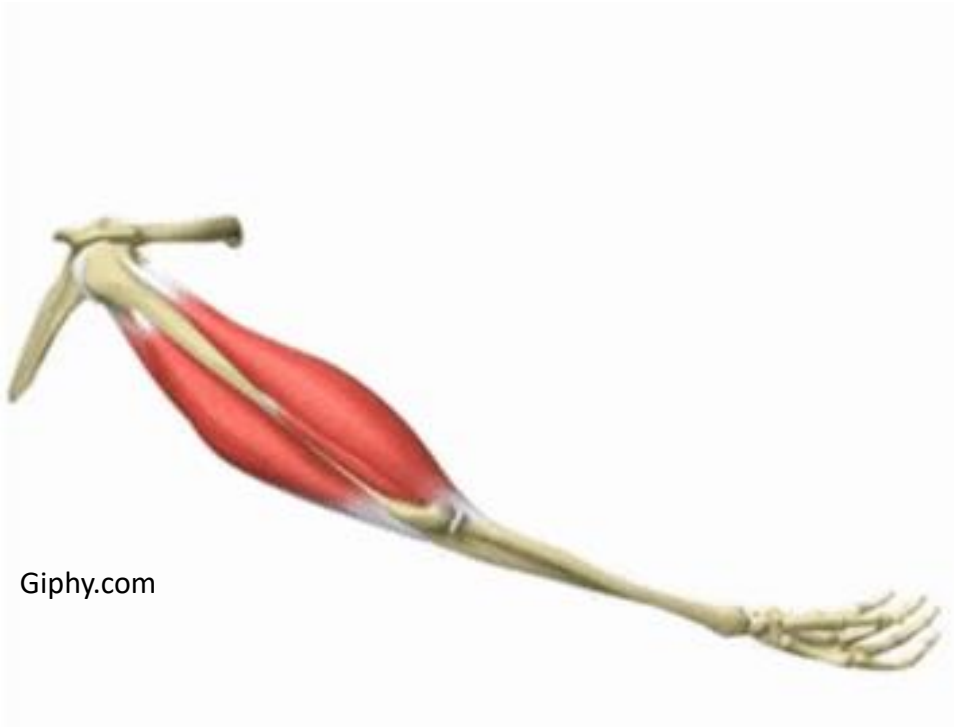
Dynamique d'activation



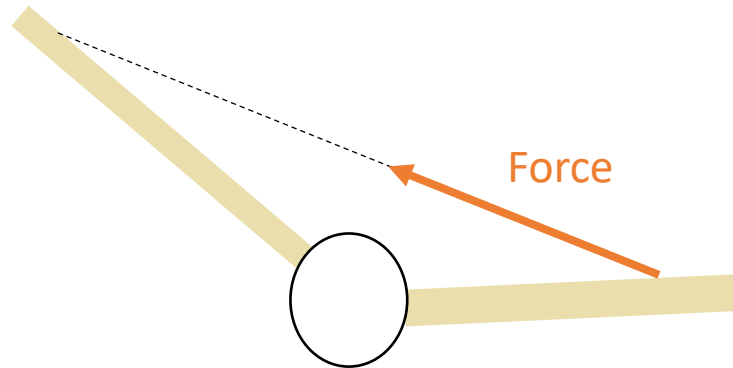
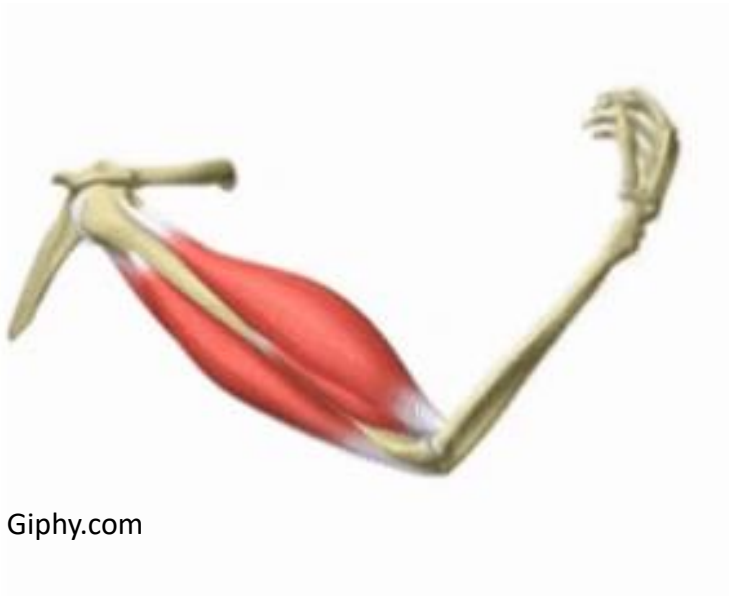
$$\dot{e}_j = (u_j - e_j) / \tau_{ne}$$
$$\dot{a}_j = \begin{cases} (e_j - a_j) / \tau_{act} & , \quad e_j \geq a_j \\ (e_j - a_j) / \tau_{deact} & , \quad e_j < a_j \end{cases}$$



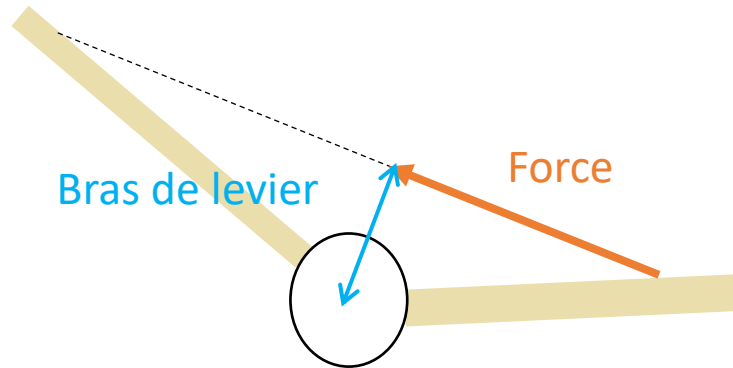
Le muscle (strié) est un actionneur comme les autres



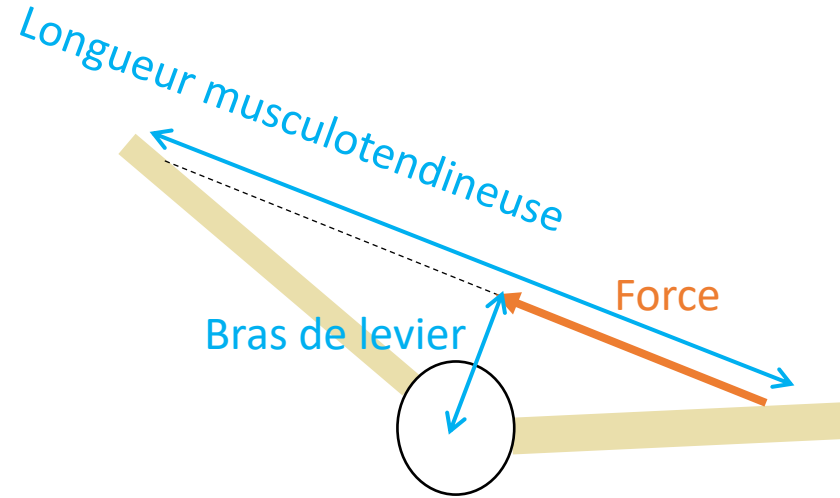
Le muscle (strié) est un actionneur **comme les autres**



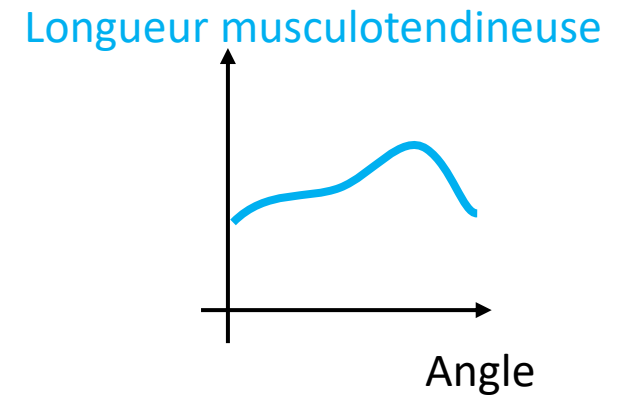
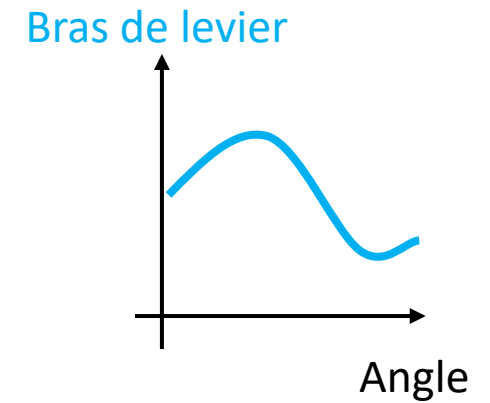
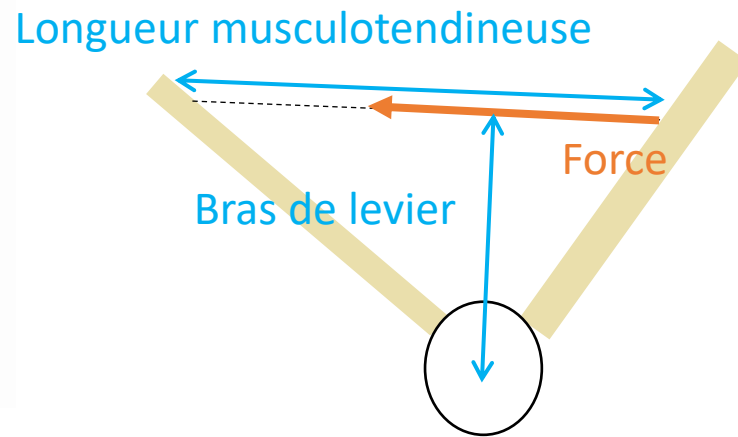
Le muscle (strié) est un actionneur **comme les autres**



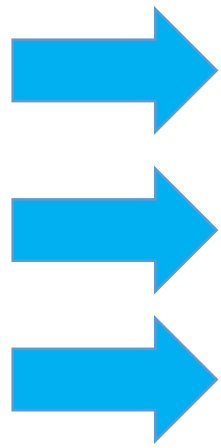
Le muscle (strié) est un actionneur **comme les autres**



Le muscle (strié) est un actionneur **comme les autres**



Le muscle (strié) est un actionneur **comme les autres**

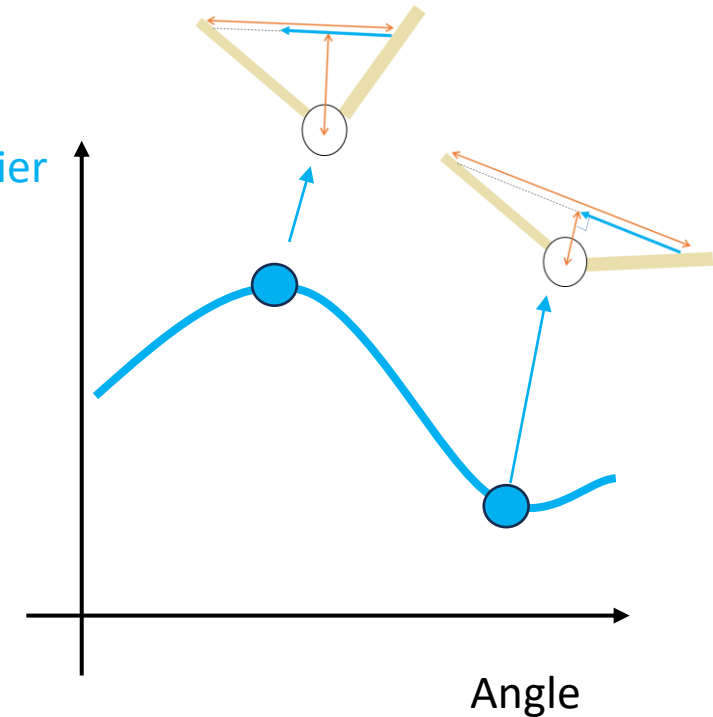
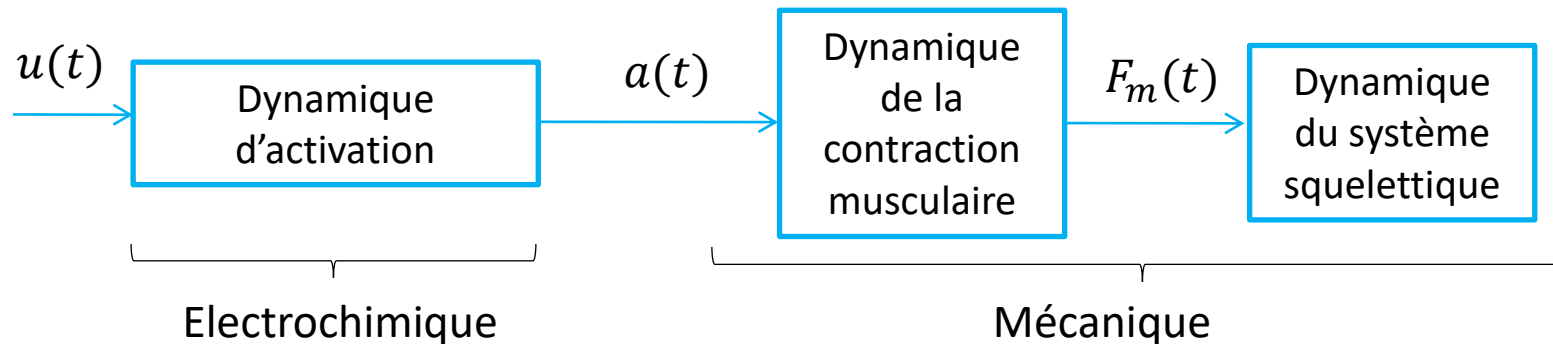


Actionneur « linéaire » agissant sur des liaisons rotoïdes

Actionneur visco-élastique non-linéaire

Dynamique d'actionnement multi-échelle

Bras de levier

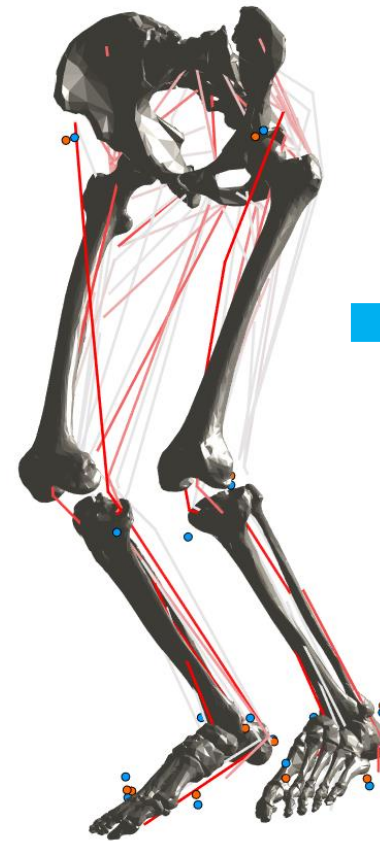


Géométrie musculaire

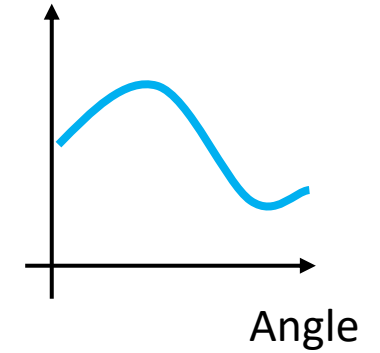
[Puchaud 2020]

[Livet 2022]

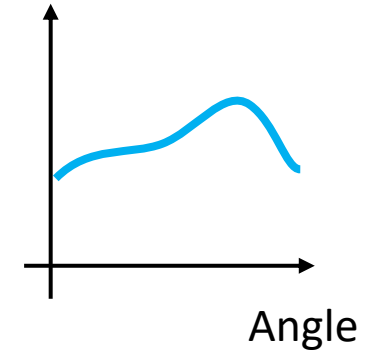
[Rouvrier 2023]



Bras de levier



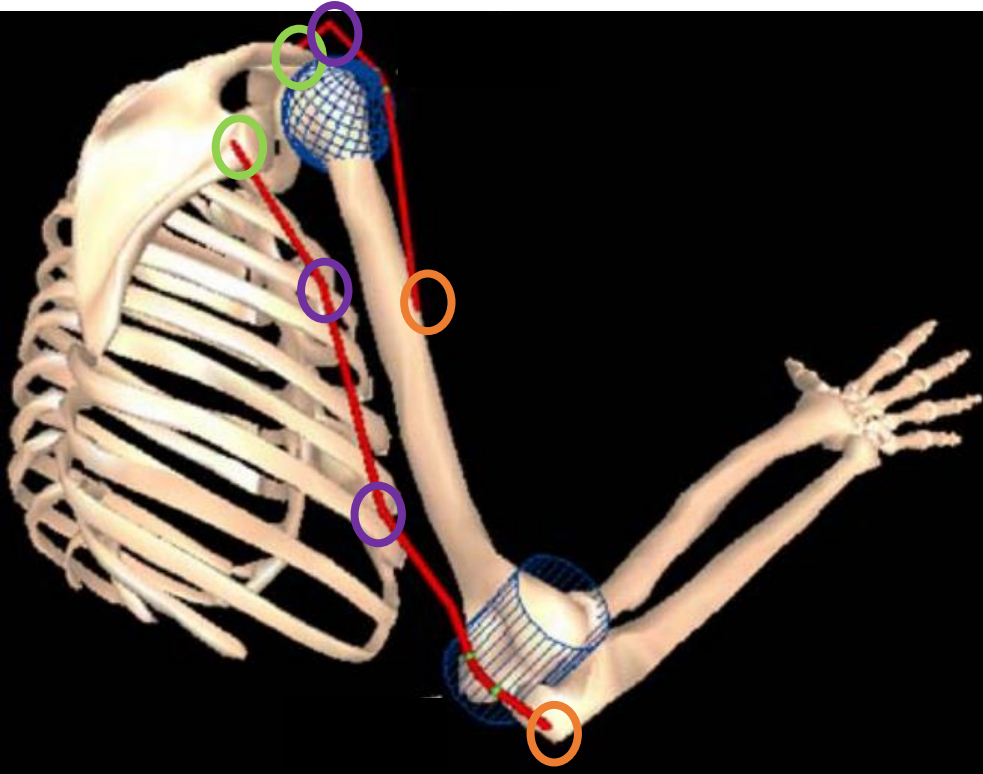
Longueur musculotendineuse



Modélisation du chemin musculaire

Les muscles sont divisés en **chefs artificiels** (indépendamment de leurs chefs anatomiques)

Chaque chef est défini par **une origine, une insertion** et des **éléments de chemin représentant les obstacles (os, tissus mous, volume du muscle)**

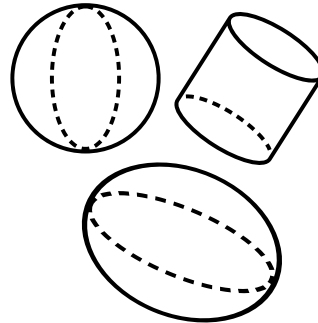


[Gatti2009]

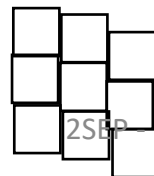
[Favre2010]



Points de passage (Via points)



Objets de contournement (Wrapping objects)

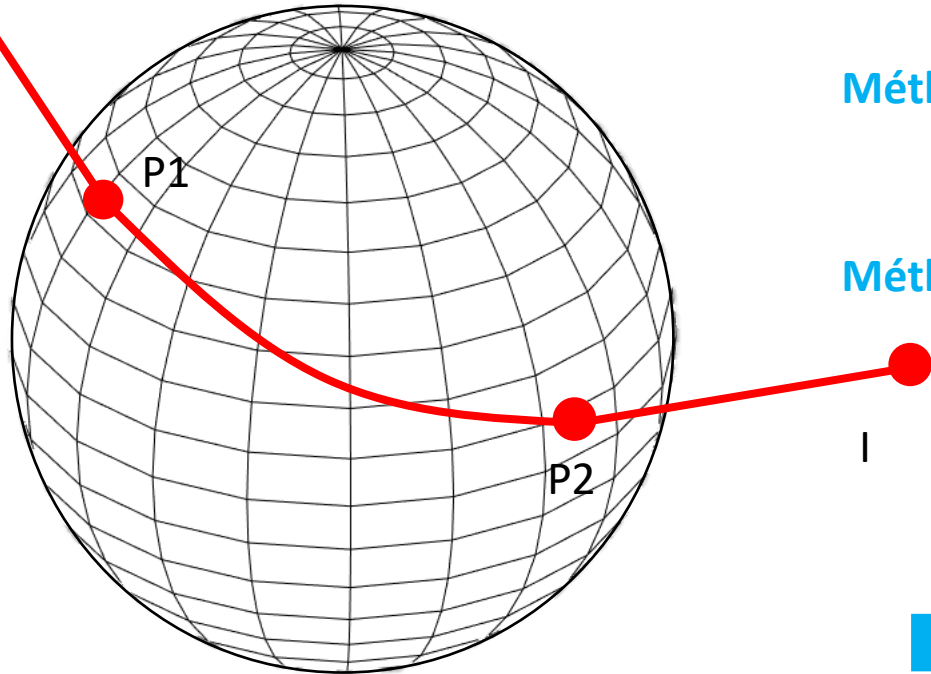


Éléments finis (Finite elements)

2SEP—Musculo

Objets de contournement (wraps)

O Problème du **plus court chemin** contournant un ou plusieurs obstacles



Méthodes discrètes

- + rapides, obstacles multiples, applicables directement aux meshes
- discontinu (dérivation), mise à l'échelle

Méthodes explicites

- + dérivées continues
- géométries simples, obstacles multiples, mise à l'échelle



Quid de la mise à l'échelle ?

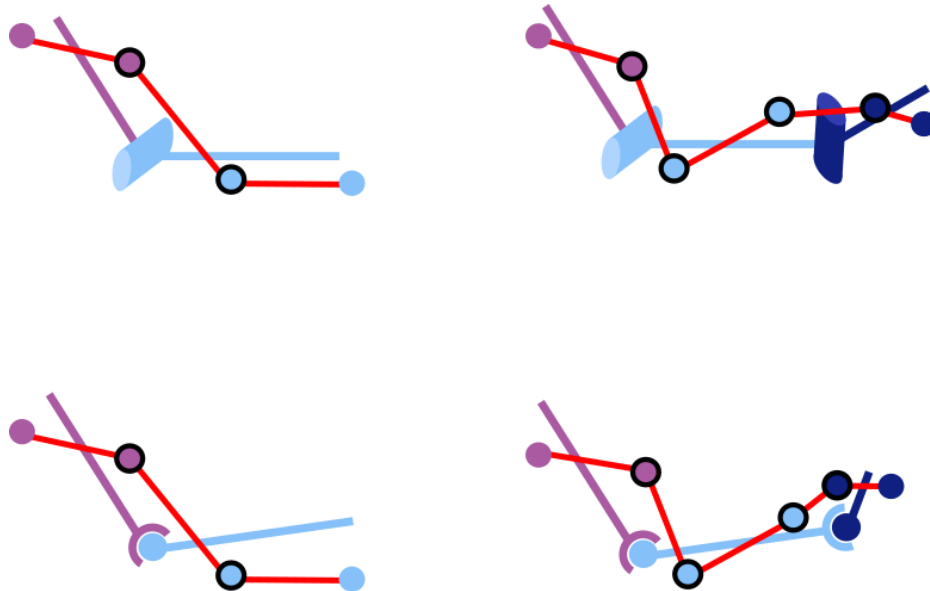
Scholz, A. (2016). *Fast differential-geometric methods for continuous muscle wrapping over multiple general surfaces* (Doctoral dissertation, Duisburg, Essen, 2016).

Points de passage systématiques

[Livet et al. 2022]

Chemin musculaire **générique et systématique sans obstacle**

Influence du modèle ostéoarticulaire : 2 points de passage par articulation



Résolution

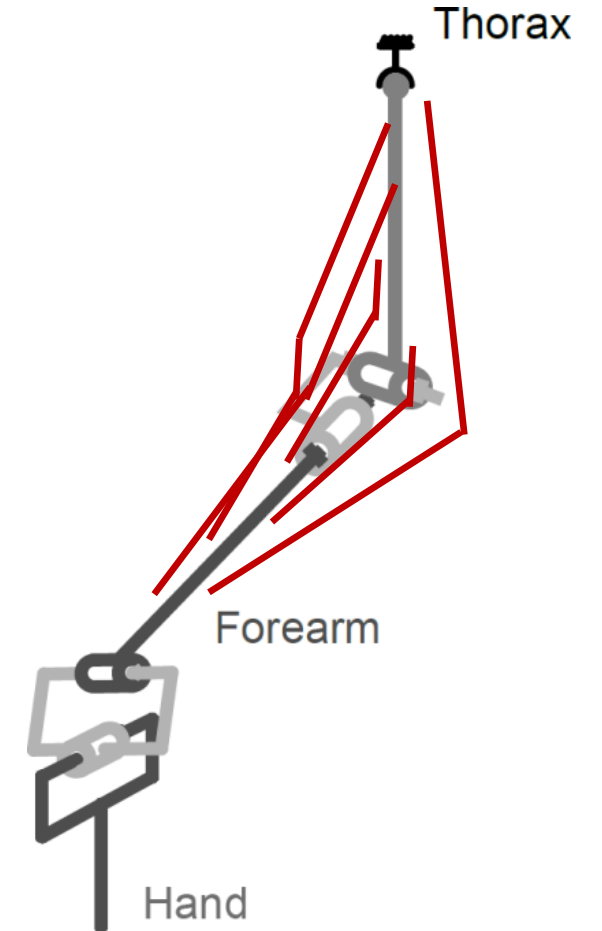
Redondance musculaire

Minimiser une fonction de cout représentant un principe moteur

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

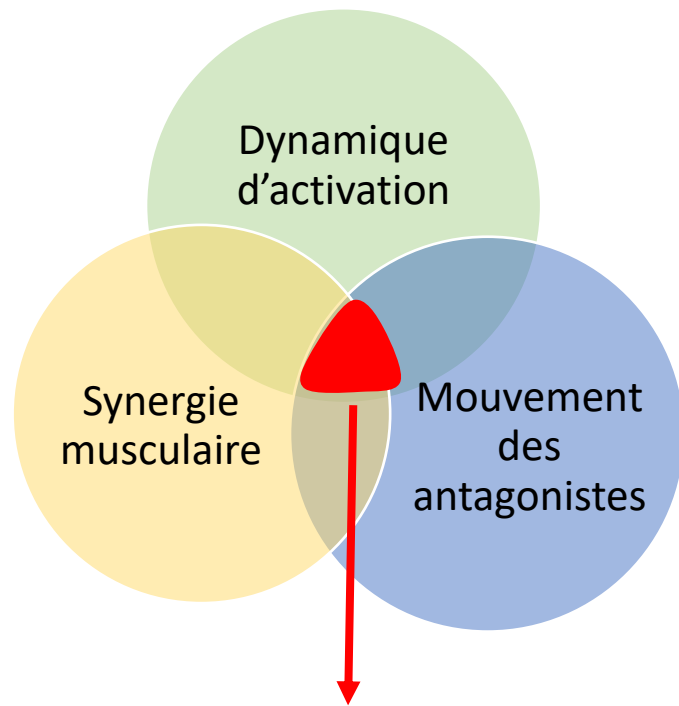
Plus p est grand, plus les muscles agissent en synergie

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



Critères pour le choix de la fonction de coût

- **Pas de consensus** sur la fonction la mieux adaptée
- L'existence d'un critère (« vrai ») unique pour différentes tâches reste une **question ouverte** en analyse du mouvement humain
- Critère acceptable → reflet de la stratégie du SNC



Compromis?

Critères sur la fatigue

Critères sur le développement de force ou la contrainte musculaire

Critères énergétiques

Critère polynomial

- Plusieurs tentatives de calculer les forces musculaires à l'aide de fonction de coût polynomiales :

$$G(\mathbf{f}^{(M)}) = \sum_{i=1}^{n^{(M)}} \left(\frac{f_i^{(M)}}{N_i} \right)^p$$

G dépend de la force musculaire et pas de la réaction

Les grands muscles travaillent plus que les petits

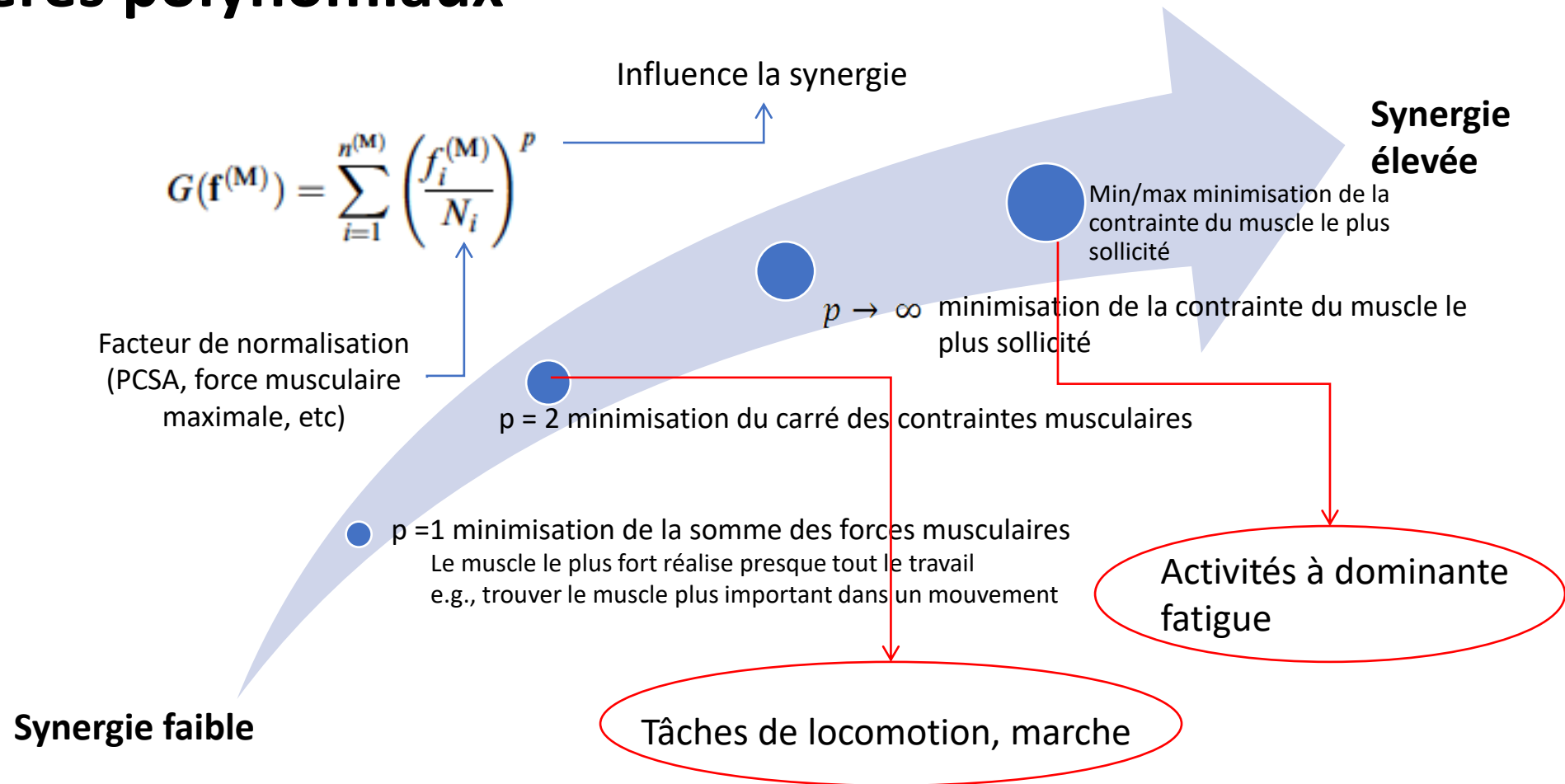
N_i facteurs de normalisation : ex : PCSA, limite de force musculaire F_{\max} , etc.

- (Rohrle et al., 1984); (Crowinshield et al., 1978) : $p=1$
→ Minimisation de la somme des forces musculaires
- (Pedotti et al., 1978); (Herzog, 1987), (Happee, 1994) : $p=2$
→ Minimisation de la somme des contraintes musculaires
- (Crowinshield et Brand, 1981) : $p=3$

Les critères polynomiaux sont nécessitent des contraintes supplémentaires sur les forces musculaires pour éviter d'avoir des valeurs au-delà des limites physiologiques

→ Ces contraintes induisent des variation brutales des forces musculaires calculées

Critères polynomiaux



→ Nécessité de contraintes supplémentaires sur les forces musculaires pour éviter d'avoir des valeurs au-delà des limites physiologiques

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.

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...

Mise en pratique: analyses de fentes en escrime