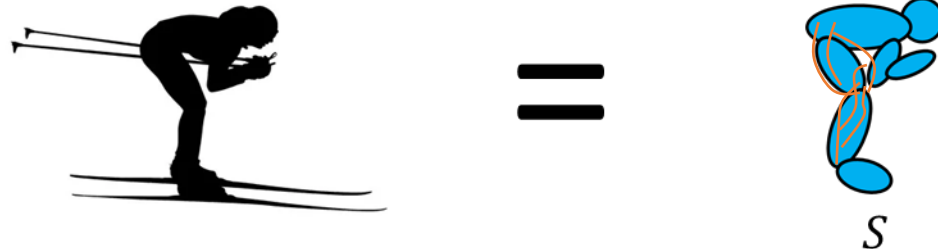


Modélisation Musculo-squelettique

En quelques heures

Charles Pontonnier charles.pontonnier@ens-rennes.fr

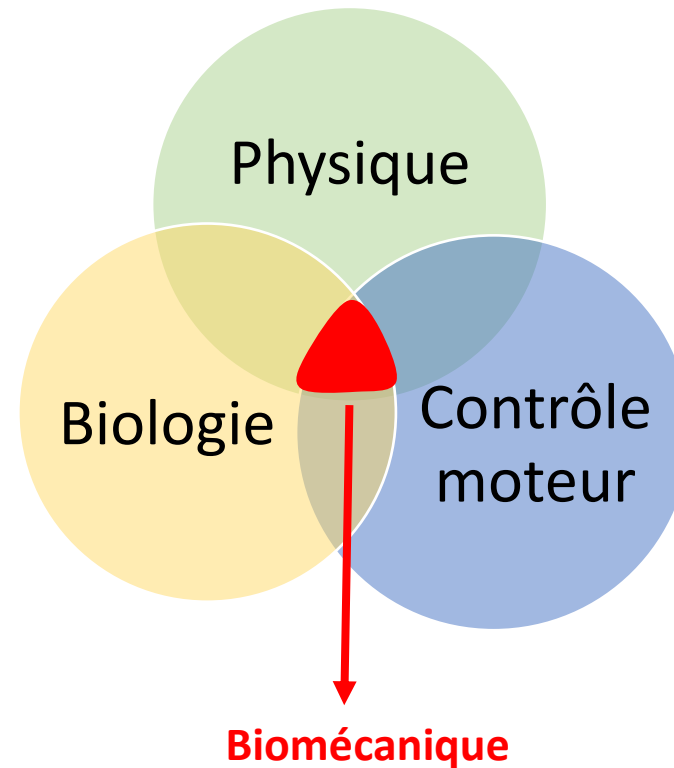


Introduction: modélisation biomécanique

Biomécanique : définition

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

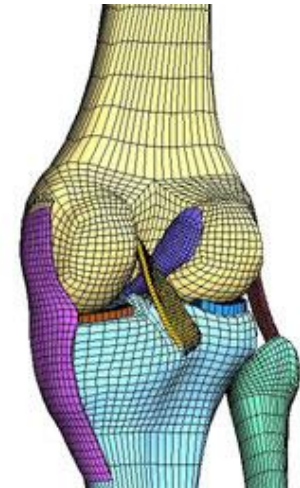
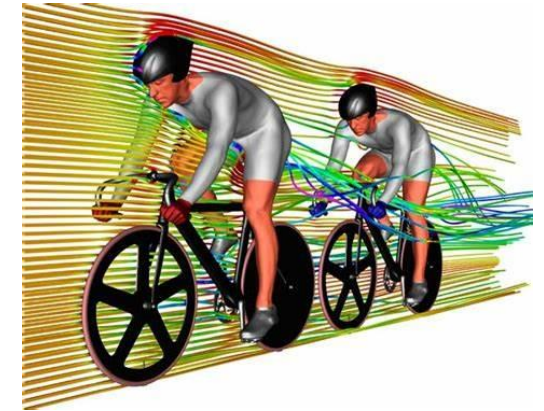
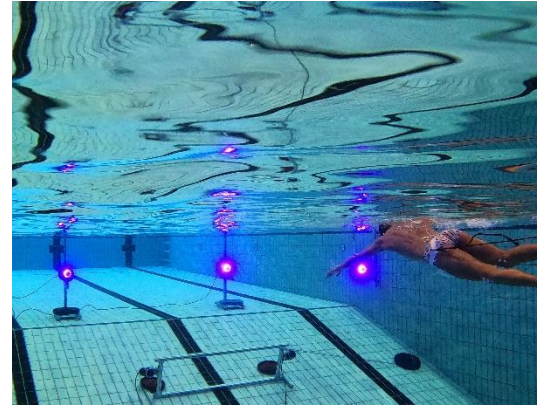
- **Biomécanique à l'échelle microscopique**
 - Protéines (e.g. collagène)
 - Filaments d'ADN
 - Cellules musculaires
- **Biomécanique à l'échelle macroscopique**
 - Tissus biologiques (os, muscles, tendon, etc)
 - Segments corporels
 - Corps complet
 - Aérodynamique & hydrodynamique



A chaque échelle correspond un type de modélisation

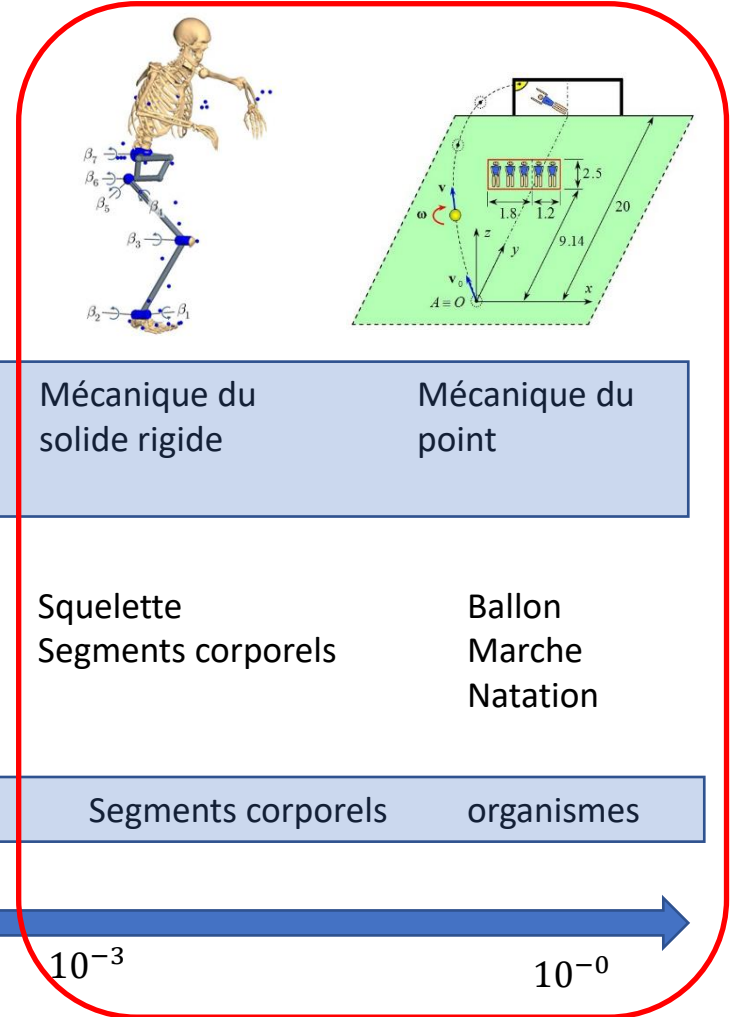
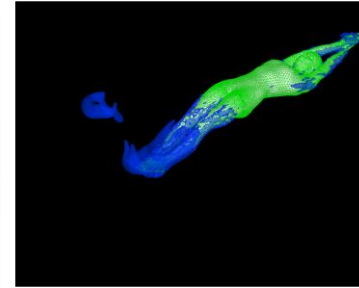
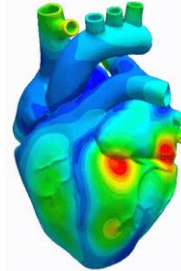
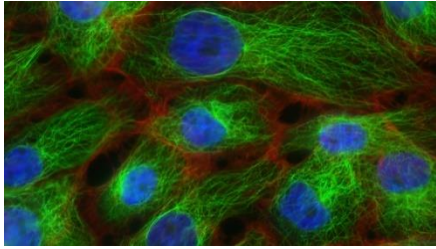
Biomécanique : applications principales

- **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}

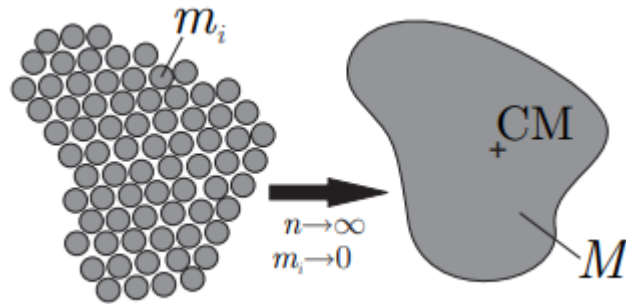
Les différents niveaux de modélisation mécanique

Mécanique des solides indéformables

- étude des relations forces-déplacements
- Suppose que les distances entre chaque point du solide sont constantes

Mécanique des milieux continus (MMC)

- étude des relations contraintes-déformations (comportements du matériau)
- suppose que le milieu est continu, i.e. on néglige l'aspect discret de la matière (ex : atomes)



Milieu discret

n Points matériels

m_i Masses ponctuelles

Milieu continu

$n \rightarrow \infty$

$m_i \rightarrow 0$

Solide rigide

$n \rightarrow \infty$

$m_i \rightarrow 0$

Distance fixe entre les points

Point matériel

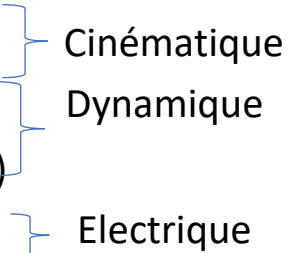
1 seul point (ex : CM)

Masse $m = \sum_{i=1}^n m_i$

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/moments 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**

Quelques définitions de base

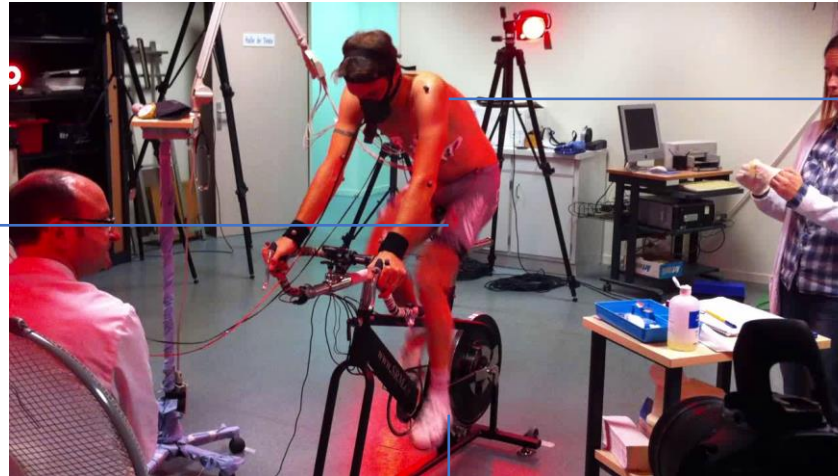
Cinématique : description du mouvement indépendamment des causes qui les provoquent
ex : angles articulaires, positions, vitesses, accélérations

Statique : configuration dans laquelle l'accélération est nulle

Dynamique : analyse du mouvement en lien avec les efforts qui l'on engendré

Variables biomécaniques accessibles à la mesure

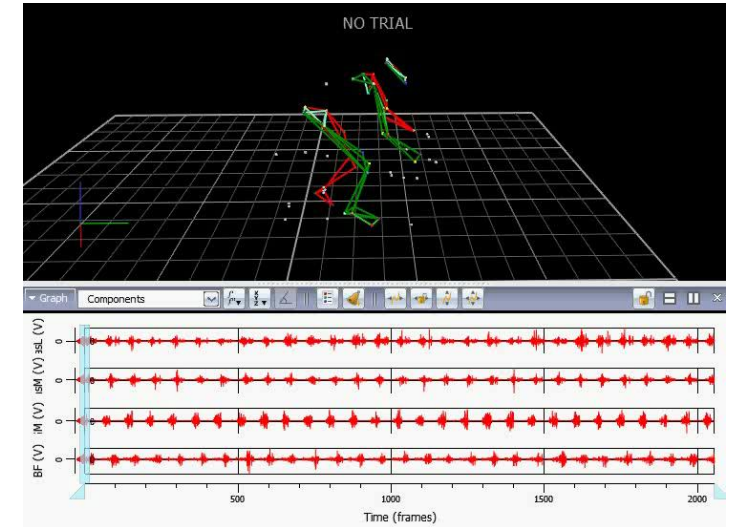
En situation d'exercice



Activité électrique musculaire



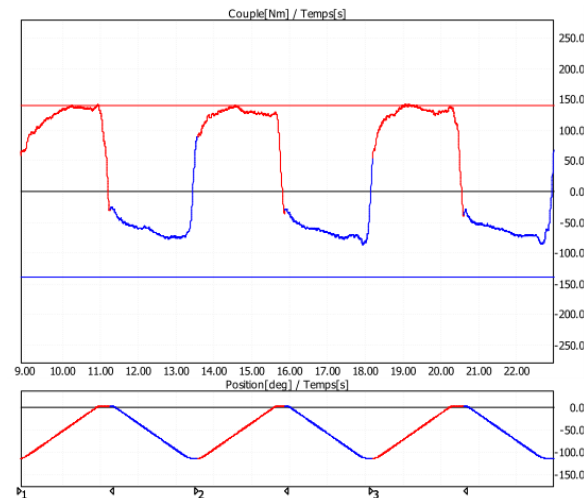
Forces externes (contact)



Position de points anatomiques

Variables biomécaniques accessibles à la mesure

Hors contexte d'exercice



Poids du sportif → gravité

Couples/moments 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



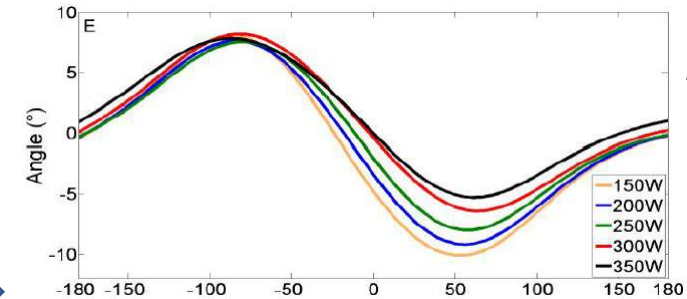
Données externes mesurables

Modèle biomécanique

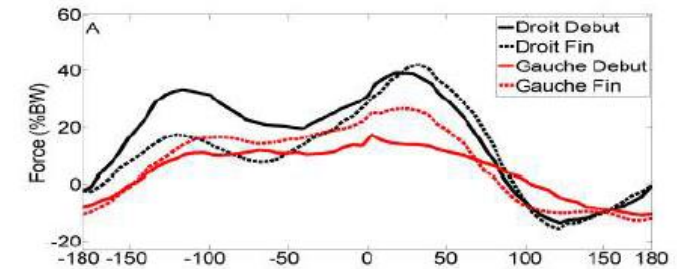


Modèle cinématique
Modèle musculaire
Equations du mouvement
Contraintes
Résolution numérique

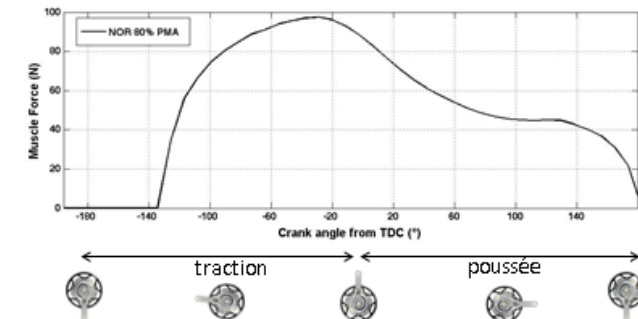
Analyses



Angles articulaires

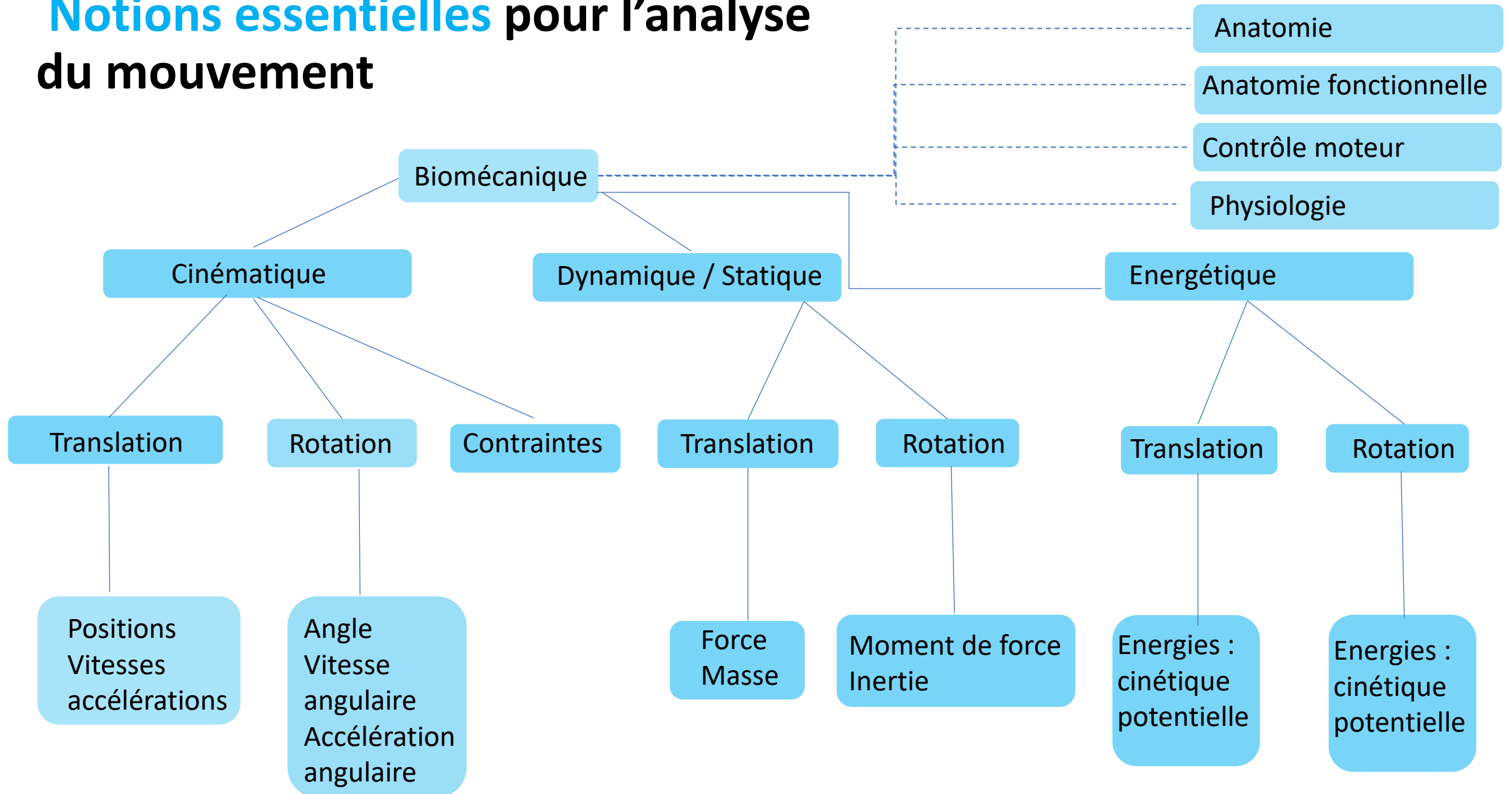


Efforts articulaires
(forces/moments)



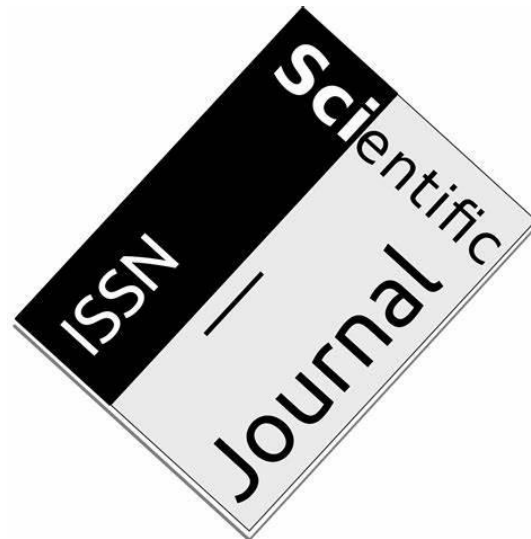
Forces
musculaires

Notions essentielles pour l'analyse du mouvement



Quelques **journaux d'intérêt** en biomécanique du sport

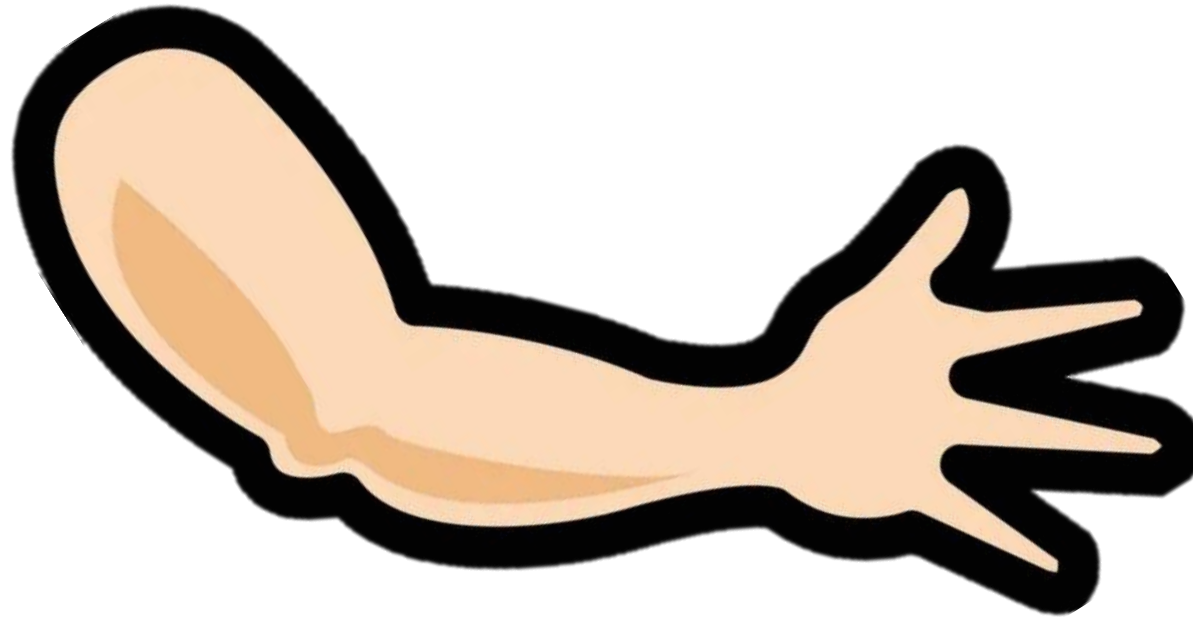
Applied Ergonomics
British Journal of Sports Medicine
Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering
Ergonomics
European Journal of Sports Science
Human Movement Science
International journal of Sports Medicine
Journal of Applied Biomechanics



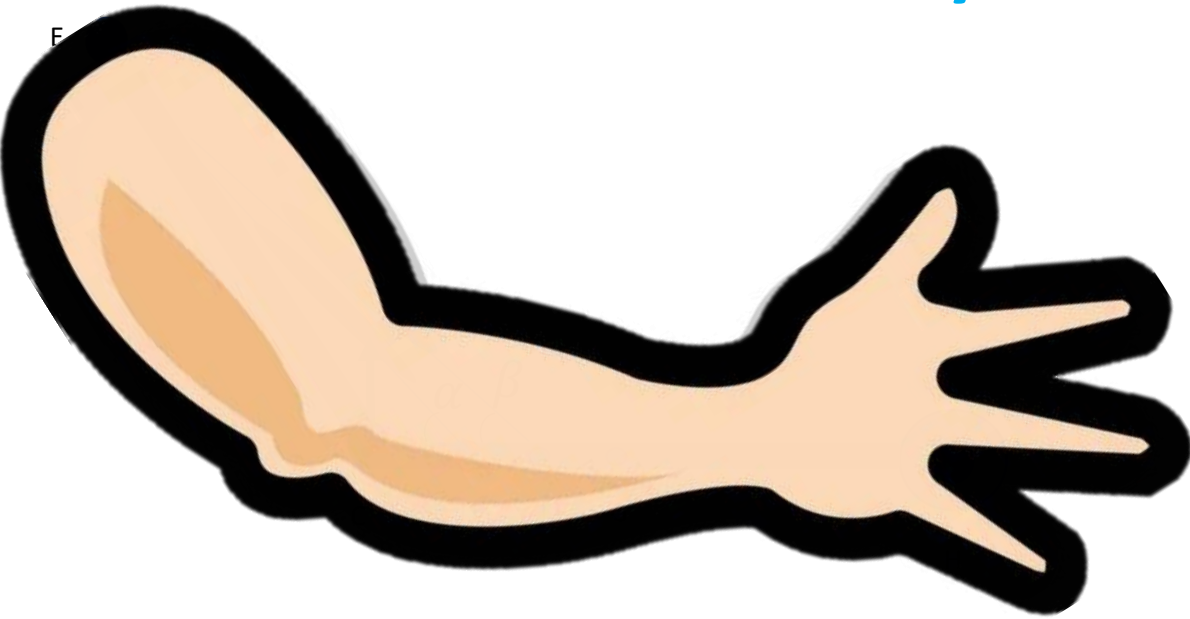
Journal of Biomechanical Engineering
Journal of Biomechanics
Journal of Biomedical Engineering
Journal of Medicine Science Sports & Exercise
Journal of Sports Sciences
PlosOne
Scandinavian Journal of Sports Science
Sensors
Sports Biomechanics
Sports Engineering
...

Modélisation en analyse du mouvement

Hypothèses, démarche, conventions



Modélisation en analyse du mouvement



Quelle hypothèses ?
Quelle démarche ?
Quelles conventions ?

Etapes clés de la modélisation

Définir le modèle : modèle de point matériel ou modèle de solide rigide?

Définir la **dimension spatiale** : 2D ou 3D ?

Repérer et **paramétrer**

Exprimer les **paramètres cinématiques** : vitesse et accélération

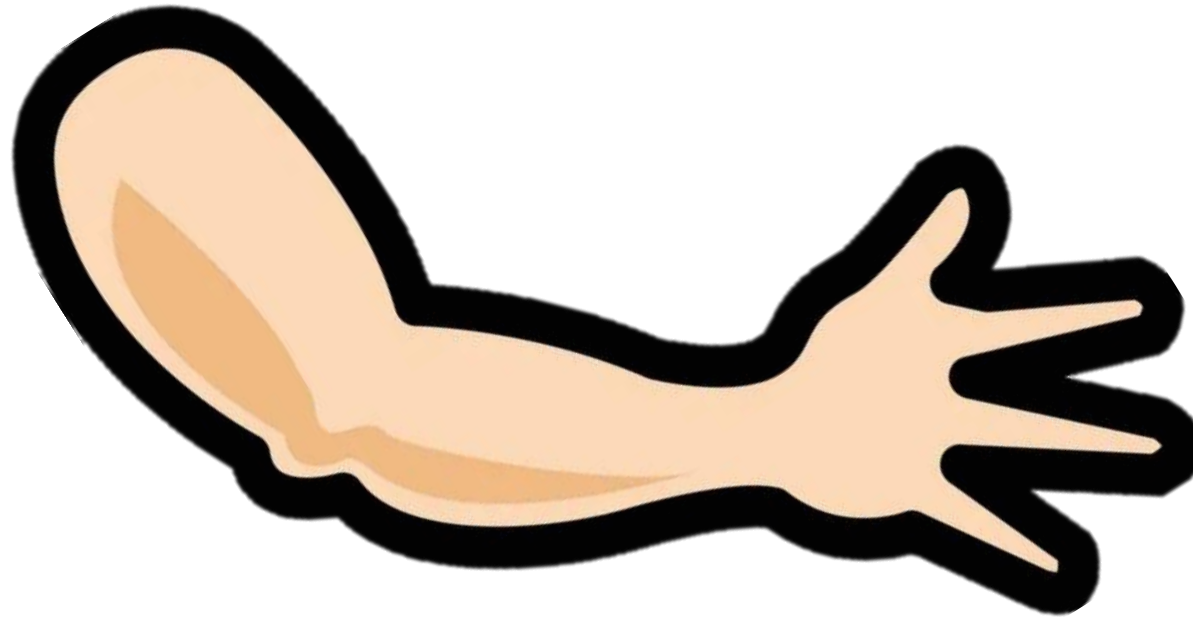
Exprimer les **paramètres dynamiques** : Forces et moments de force

Exprimer les **équations du mouvement** : équations de Newton-Euler (translation & rotation)

Exprimer les **contraintes** (cinématiques)

Résoudre le problème

Quelles hypothèses ?

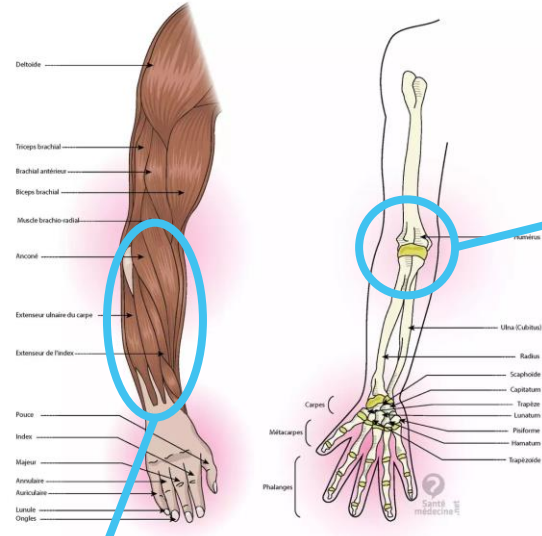


A partir de l'anatomie

Un bras



Une structure tissulaire et ostéo-articulaire



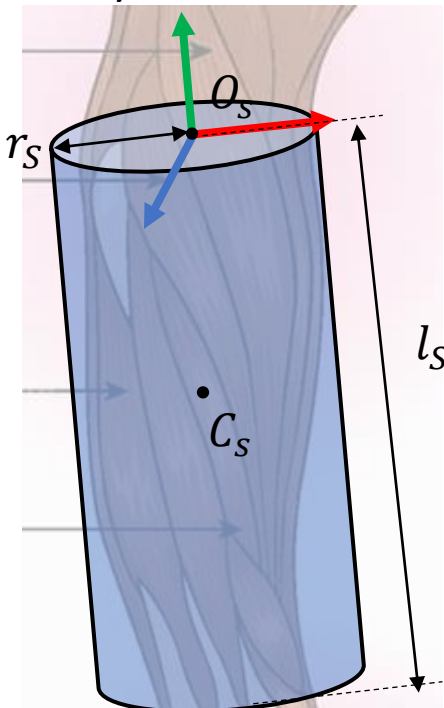
Notion d'articulation (liaison mécanique)

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

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

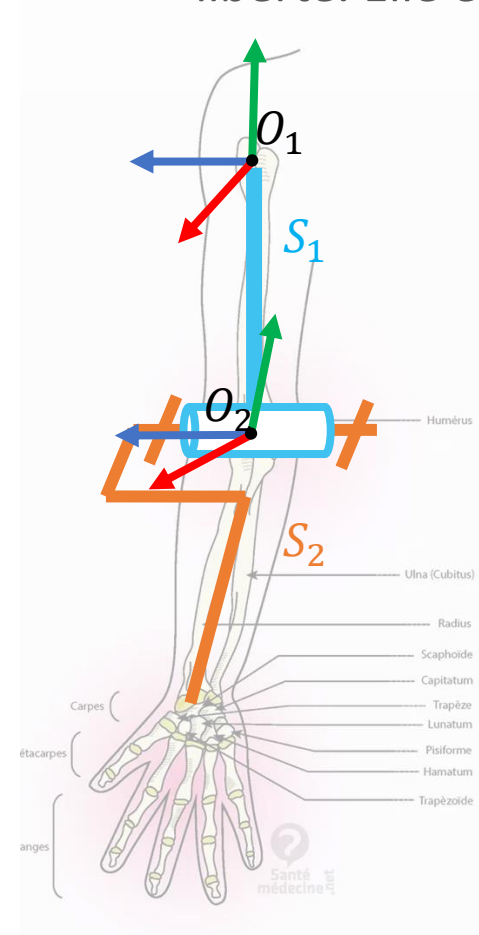
- Ont une forme allongée
- Peuvent être approximés par une géométrie simple
- Ont des propriétés inertielles que l'on peut supposer homogènes

Articulation

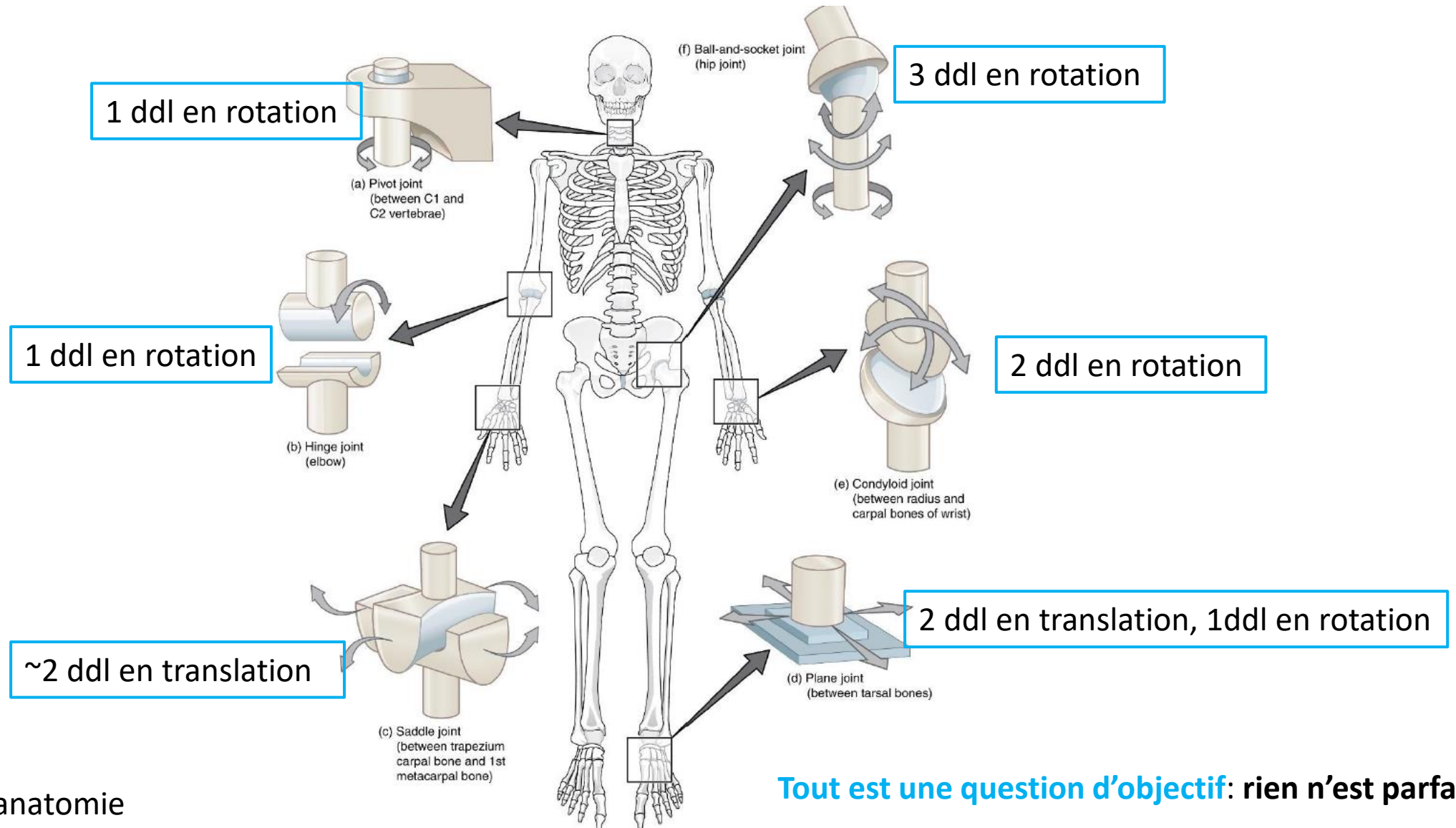
Liaison mécanique entre deux solides rigides autorisant une mobilité définie par des degrés de liberté. Elle est définie par un **torseur cinématique résumant ses degrés de liberté**

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**)



Quelles articulations dans le corps humain ?

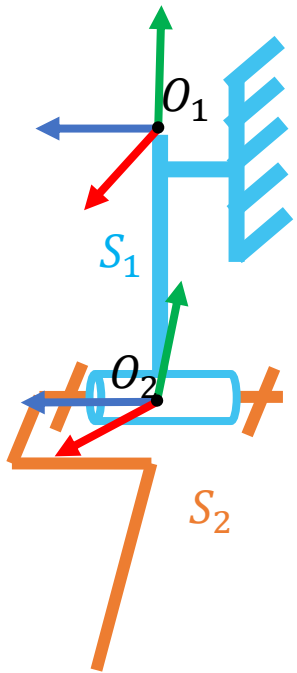


La plupart des articulations...

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

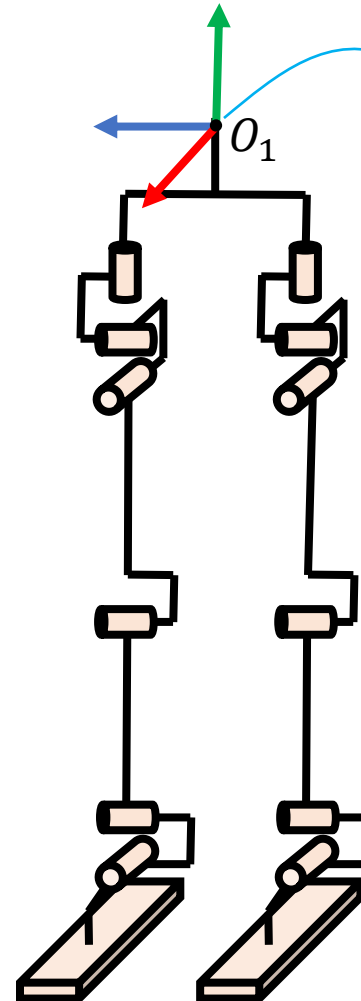
Notion de base

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



S_1 n'a pas de ddl

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



! Notion de base mobile en analyse du mouvement

S_1 a 6 ddl

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

R_0

Notion de **contrainte**

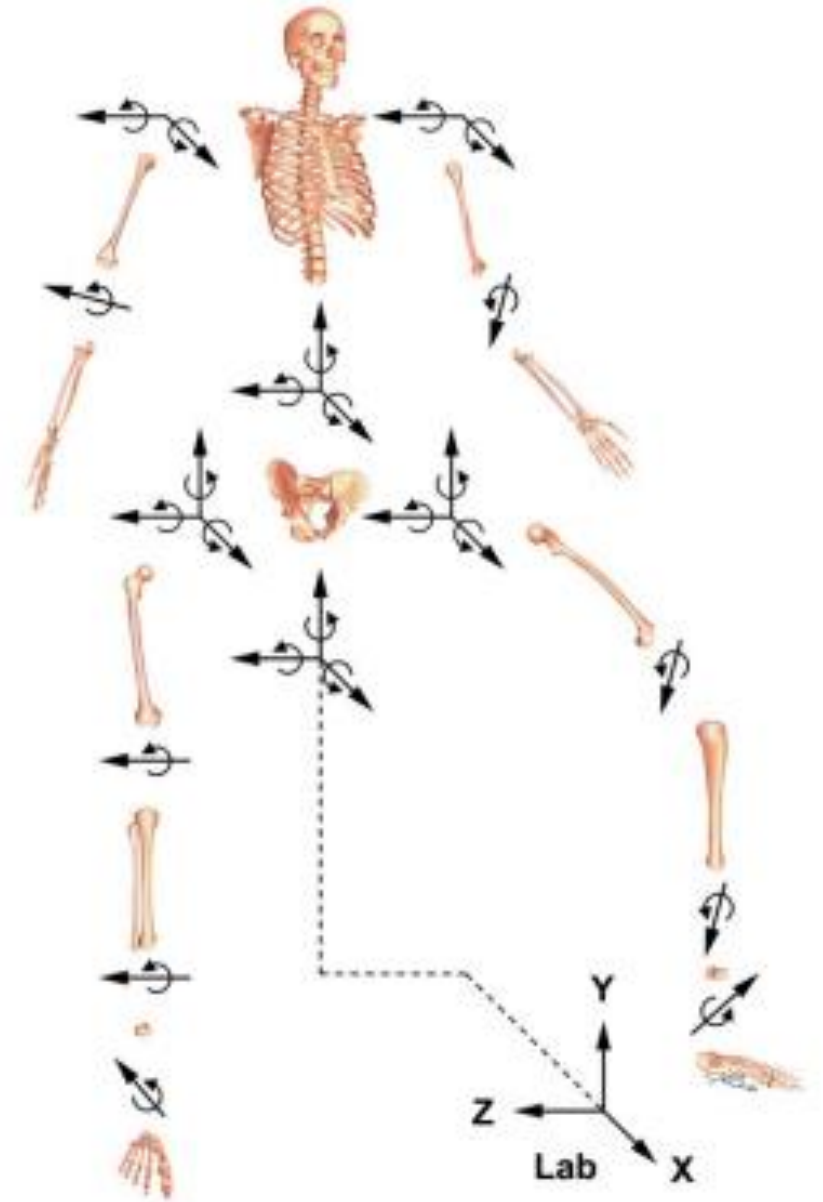
Contrainte (cinématique)

D'une manière générale, un objet peut bouger (en translation et en rotation) de manière libre dans l'espace

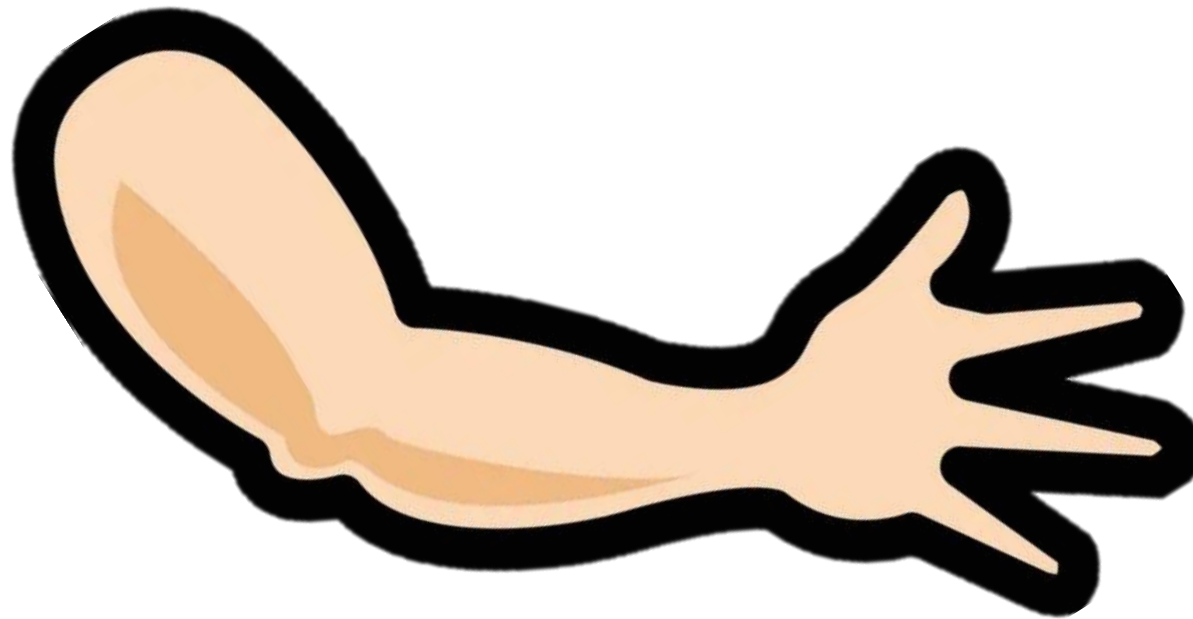
Dans certains cas, le mouvement peut être cinématiquement contraint : le mouvement ne peut pas avoir lieu suivant certaines directions

On parle alors de contrainte cinématique

A relier avec l'anatomie fonctionnelle



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...)

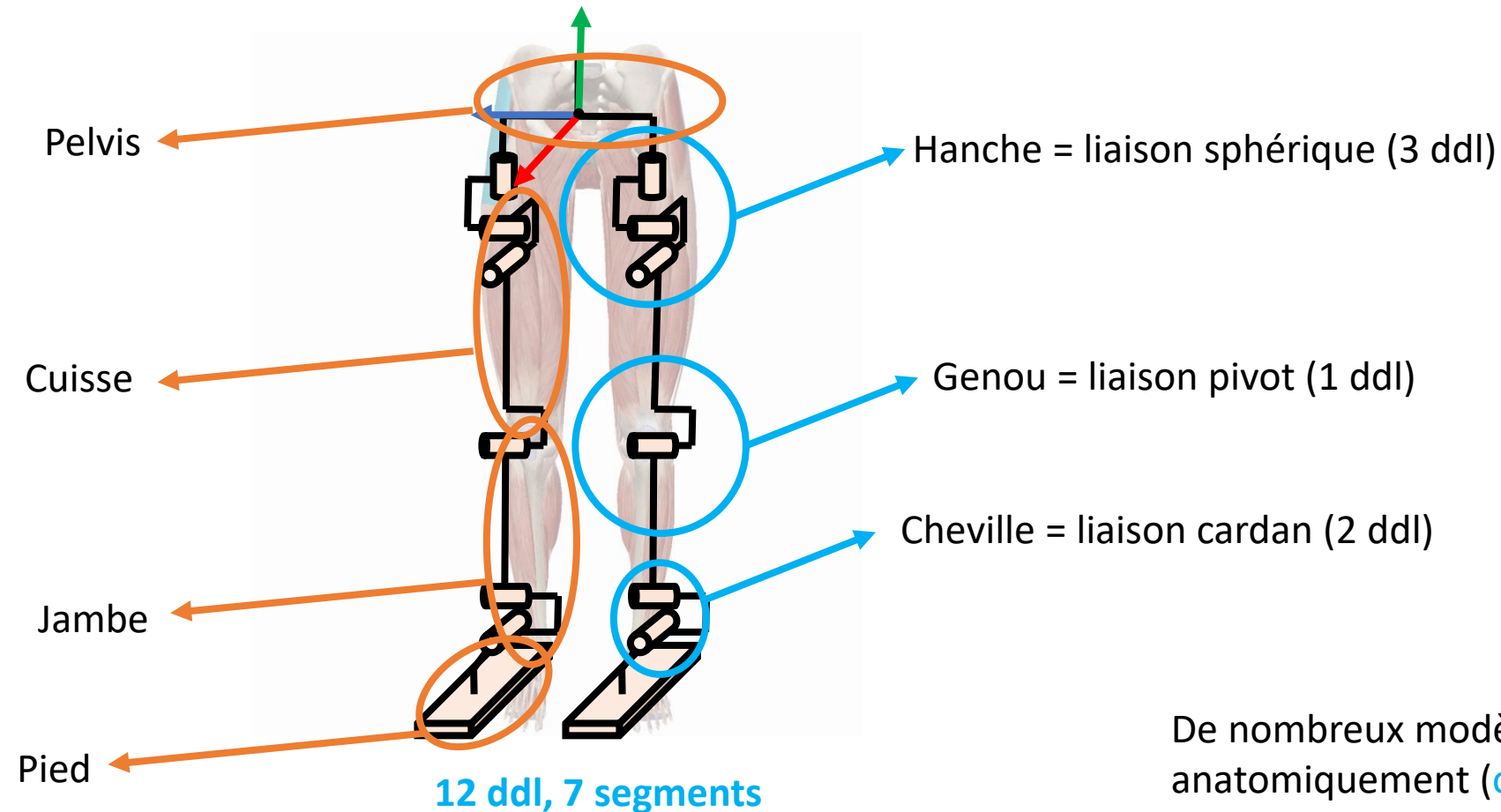
- >rarement de détail (orteils, os sésamoïdes, os plats...)

Analyses 2D

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

Modèle biomécanique simple

membres inférieurs

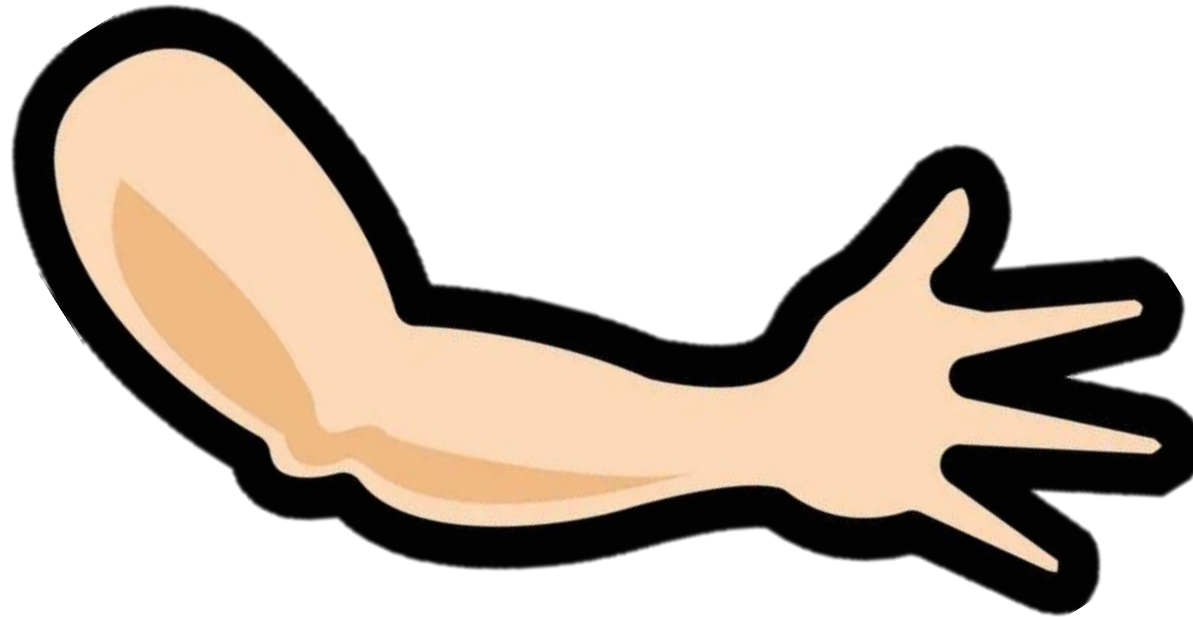


De nombreux modèles + complexes, + fidèles anatomiquement (**orientation des axes de rotation, fermetures cinématiques, dépendances cinématiques...**)

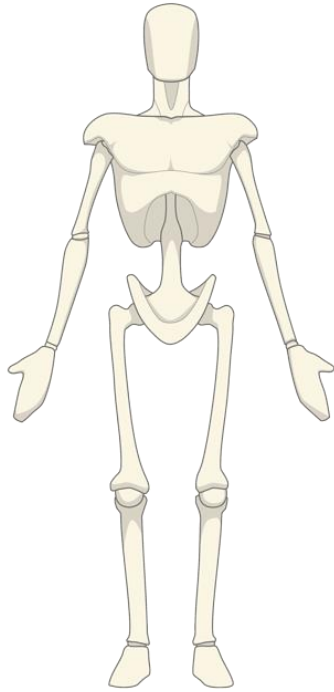
A vous

- Quels exemples d'analyse ?
- Quels modèles ?
- Quelle granularité ?

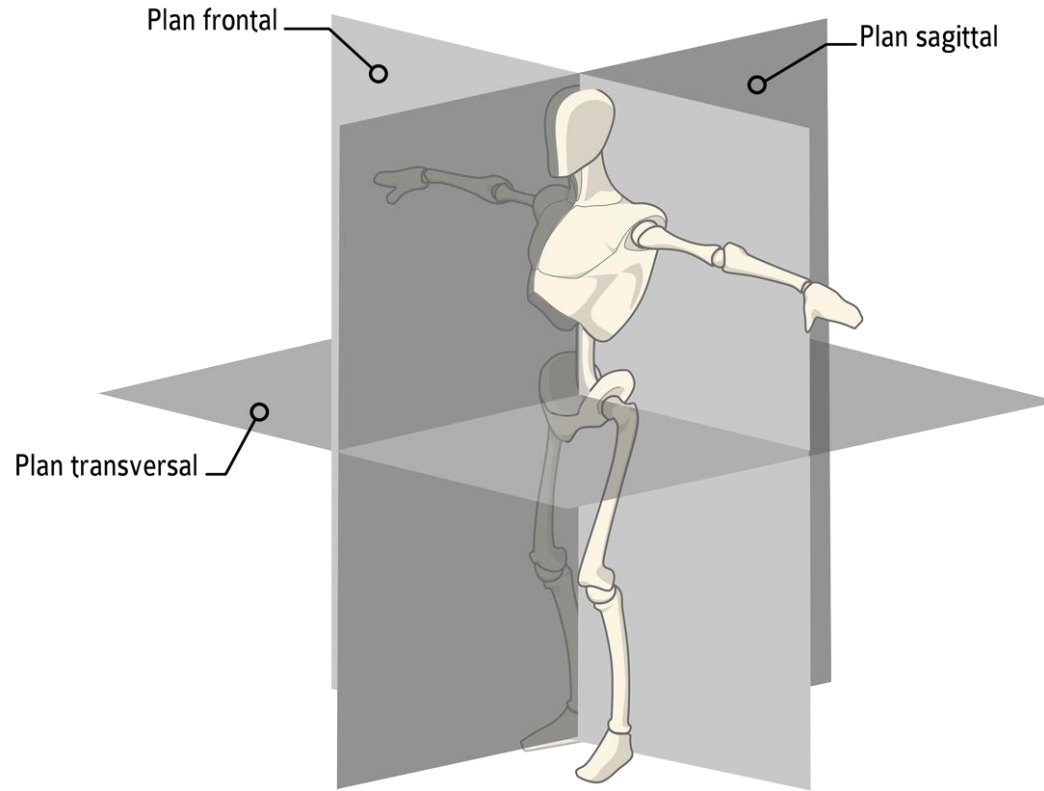
Quelles conventions ?



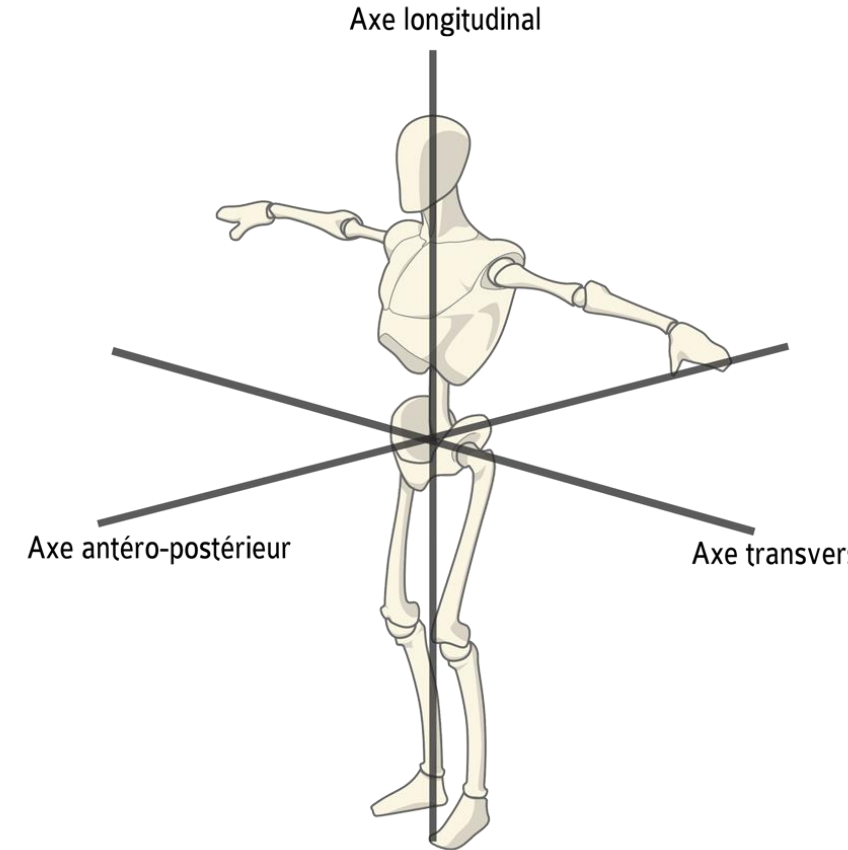
Plans et axes anatomiques



Position anatomique de référence

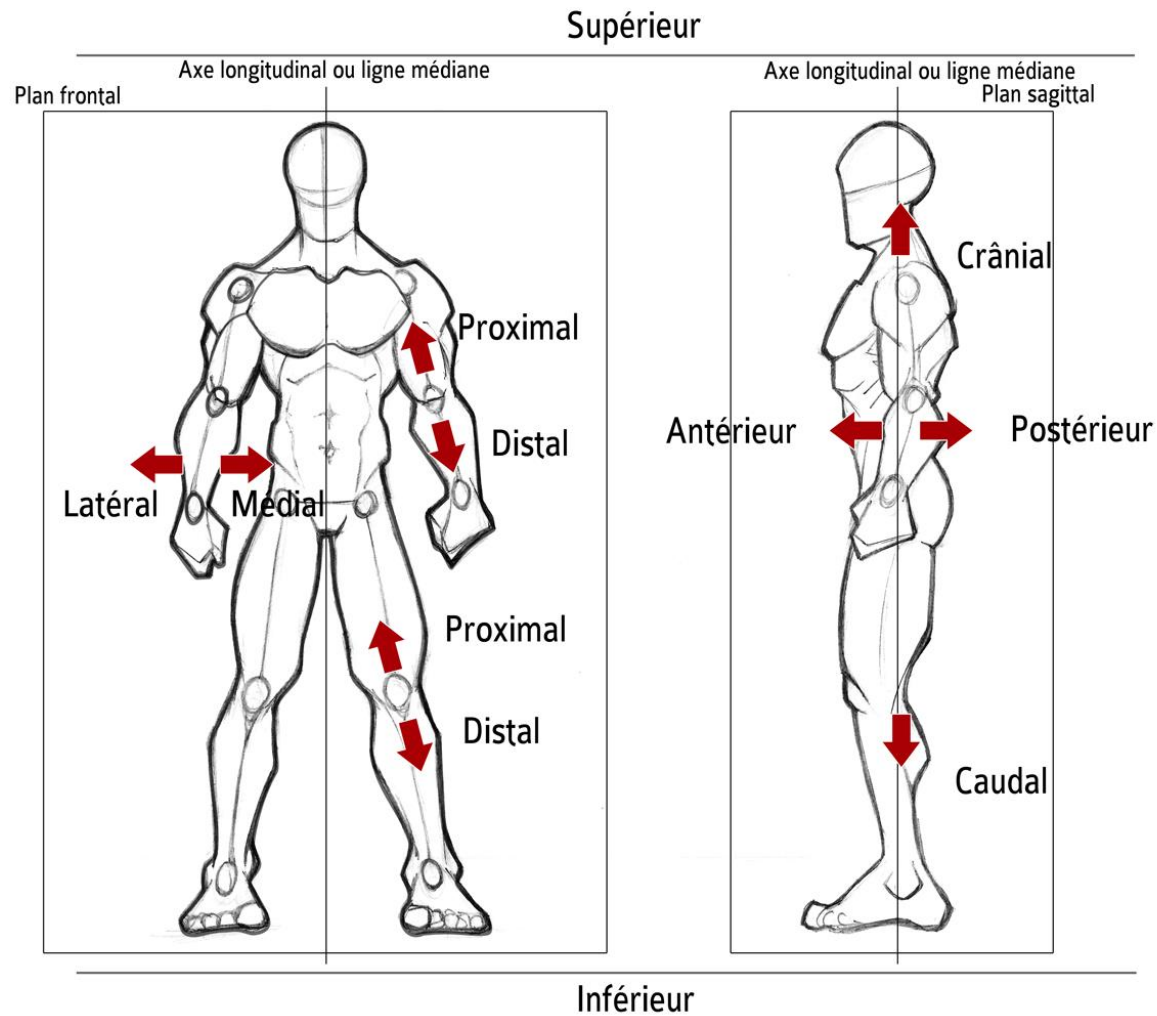


Plans anatomiques



Axes anatomiques

Définitions anatomiques



Repérage et paramétrage



Journal of Biomechanics

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



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, 1}, 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



Journal of Biomechanics

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



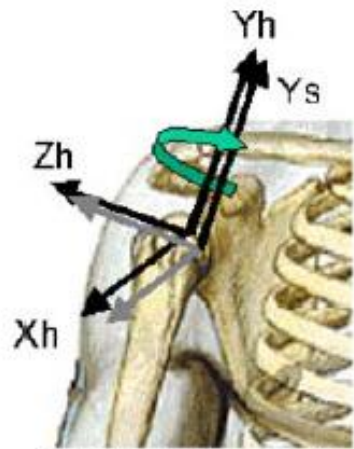
ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—Part II: shoulder, elbow, wrist and hand

Ge Wu^{a, 1}, Frans C.T. van der Helm^{b, 2}, H.E.J. (Dirkjan) Veege^{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}

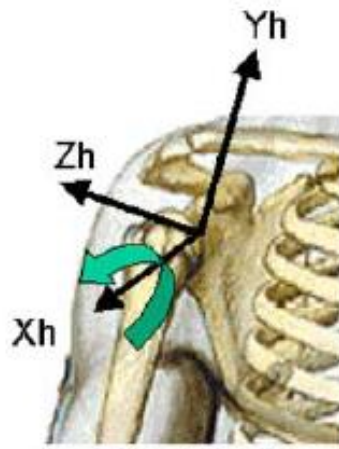


Conventions de repérage des segments corporels et de paramétrage des mobilités

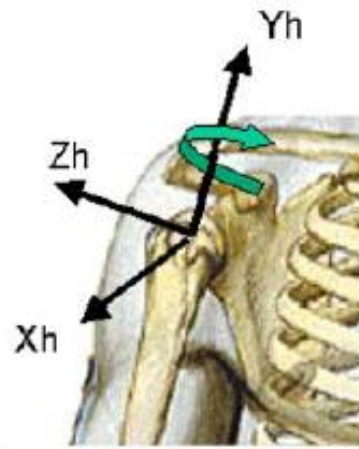
Exemples



GH plane of elevation



Negative GH elevation



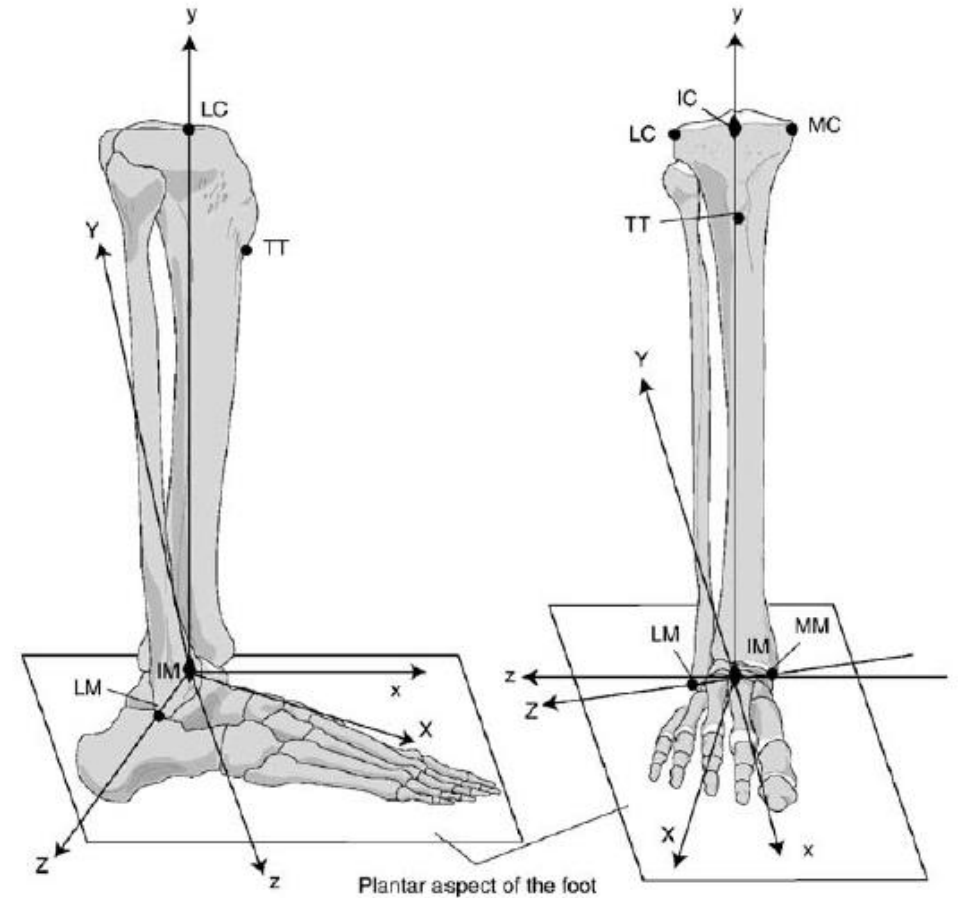
GH axial rotation

Liaison **gléno-humérale**

y longitudinal

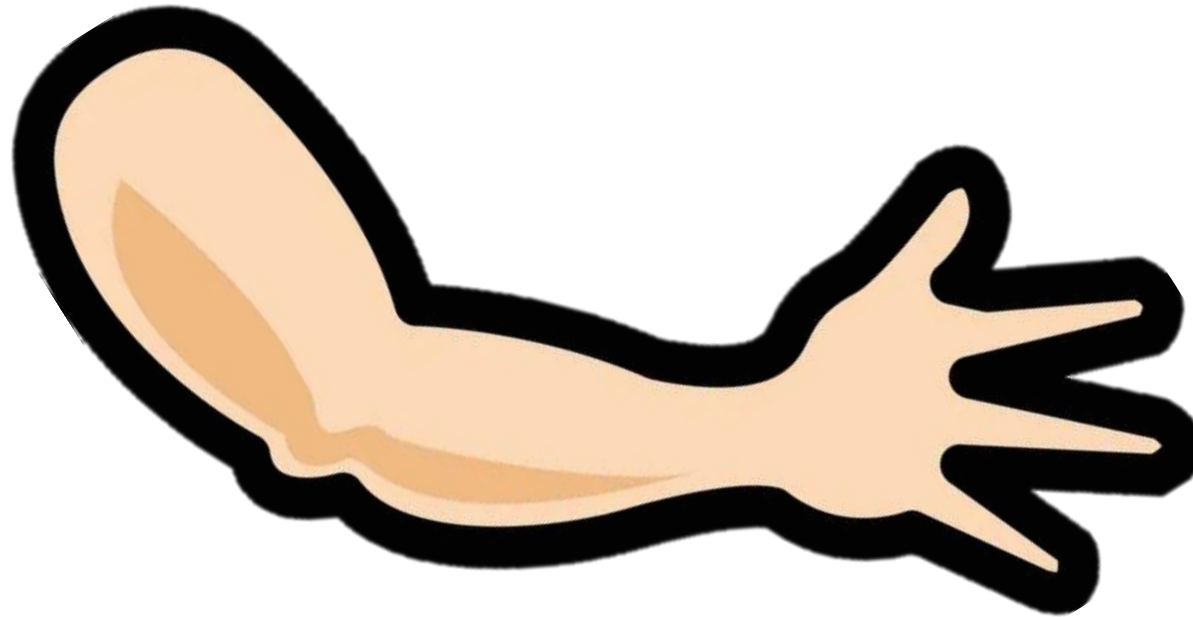
x antéro-postérieur la plupart du temps

z transverse (médio-latéral)

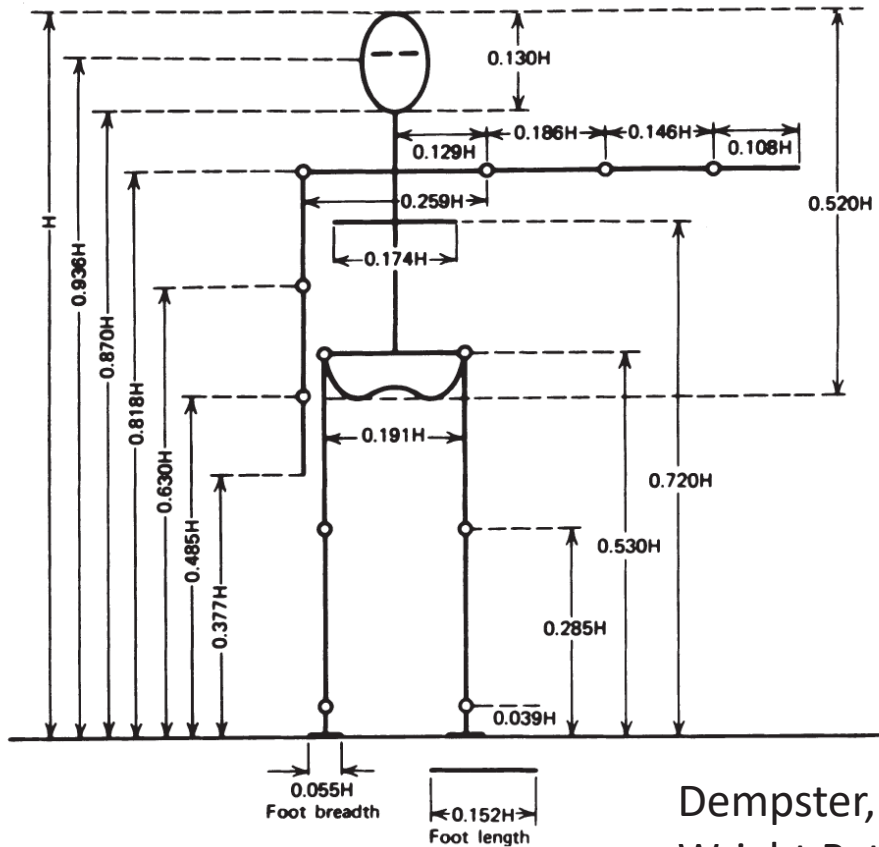


Repérage **tibia-fibula & calcaneus**

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 *

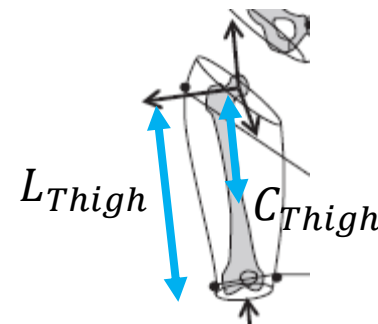
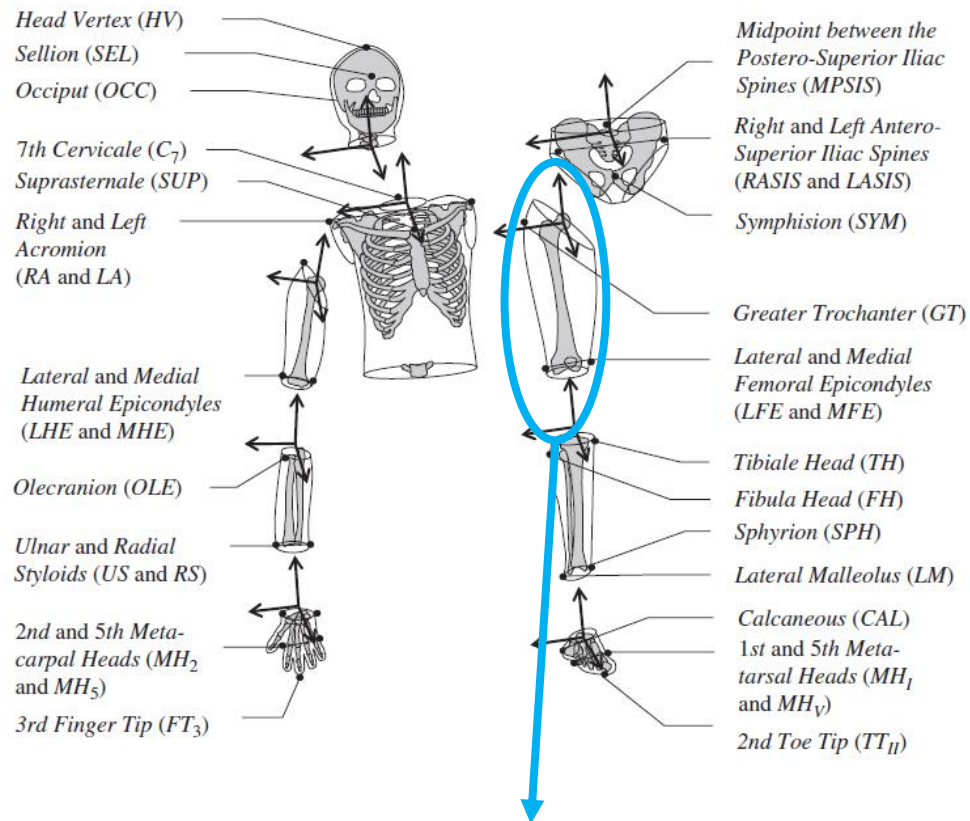
Adjustments to McConville et al. and Young et al. body segment inertial parameters

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)



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

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

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

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

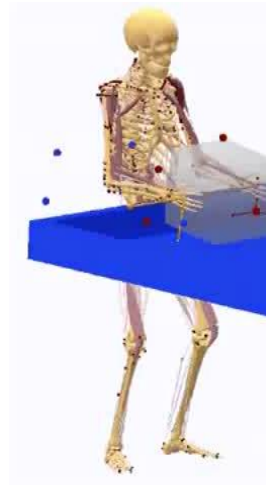
Analyse musculo-squelettique

Principales notions

Analyse musculo-squelettique



[Pouliquen2015]



[Damsgaard2006]



[Murai2010]



[Pontonnier2019]



[Delp2007]



[Demestre2021]

Pour le sport:

Prévenir les blessures

Optimiser la performance

Optimiser l'usage du matériel

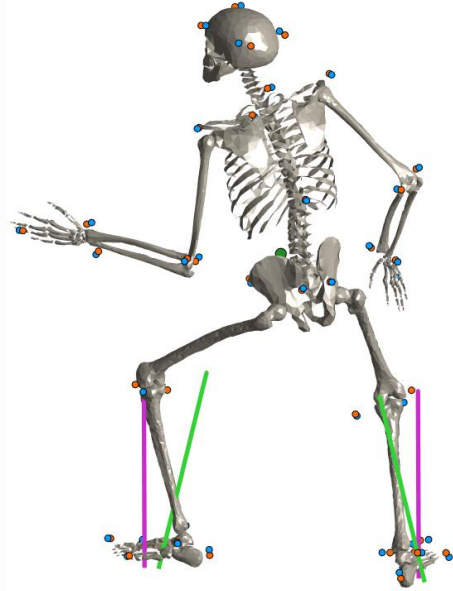
Analyse musculo-squelettique

Obtenir des données biomécaniques à partir du mouvement humain

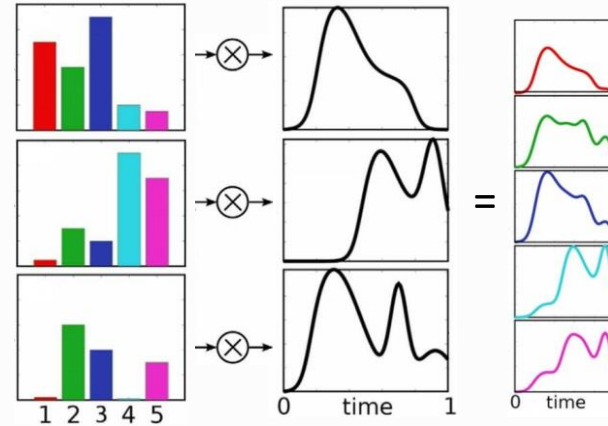
Données de mouvement



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



Modèle de l'humain



Modèle du contrôle moteur

Quantités articulaires
(angles, couples, forces
de compression)



Données de force



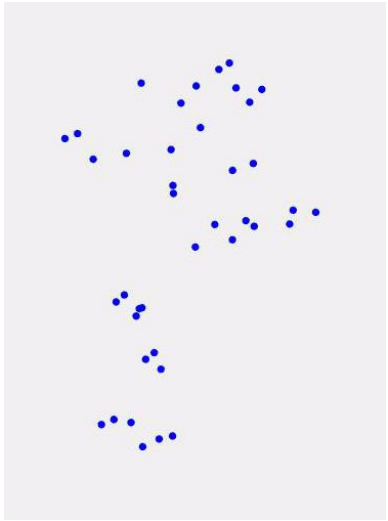
Quantités musculaires
(longueurs, forces,
activations)



Analyse musculo-squelettique

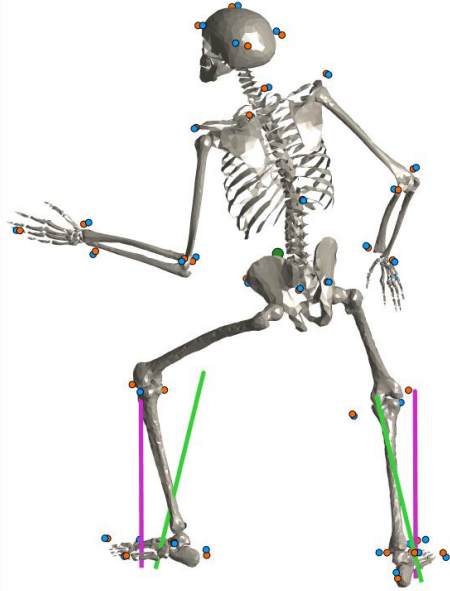
Obtenir des données biomécaniques à partir du mouvement humain

Données de mouvement

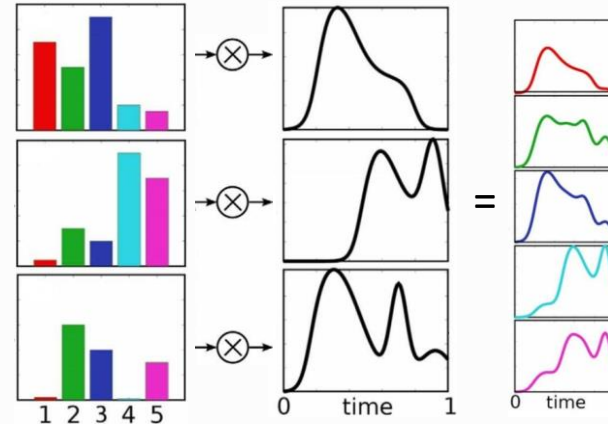


$$M(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q}) = \tau + F_{ext}$$

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)

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

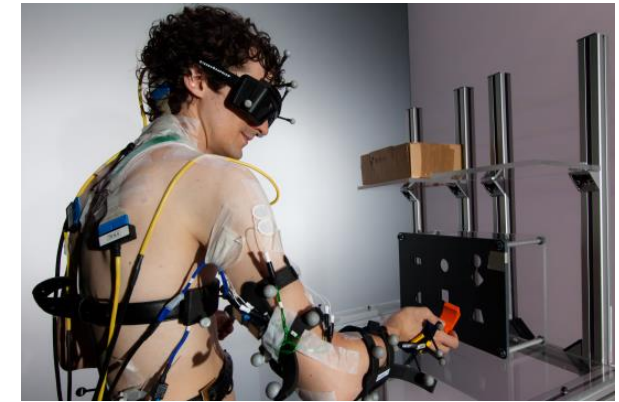


Académique, Open Source
Releases régulières depuis 2019

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

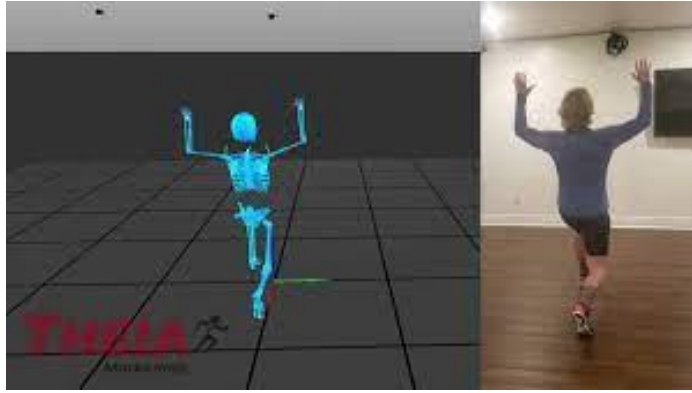
Données expérimentales: mouvement

Capture opto-électronique



Données expérimentales: mouvement

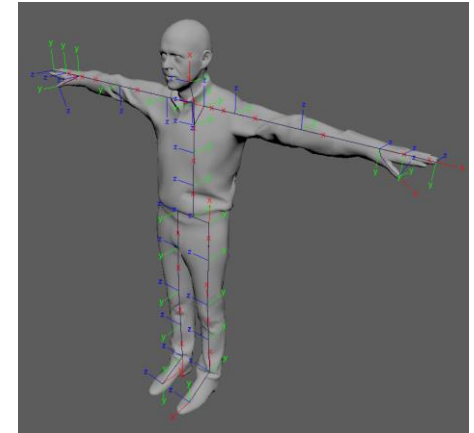
Markerless



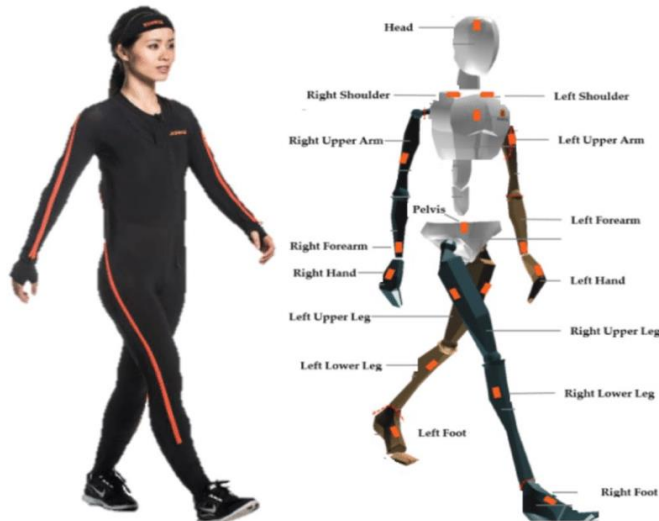
Theia



OpenPose



Kinect Azur



IMUs

Suite XSENS

Données expérimentales: forces



Plateformes de force



Capteurs de force

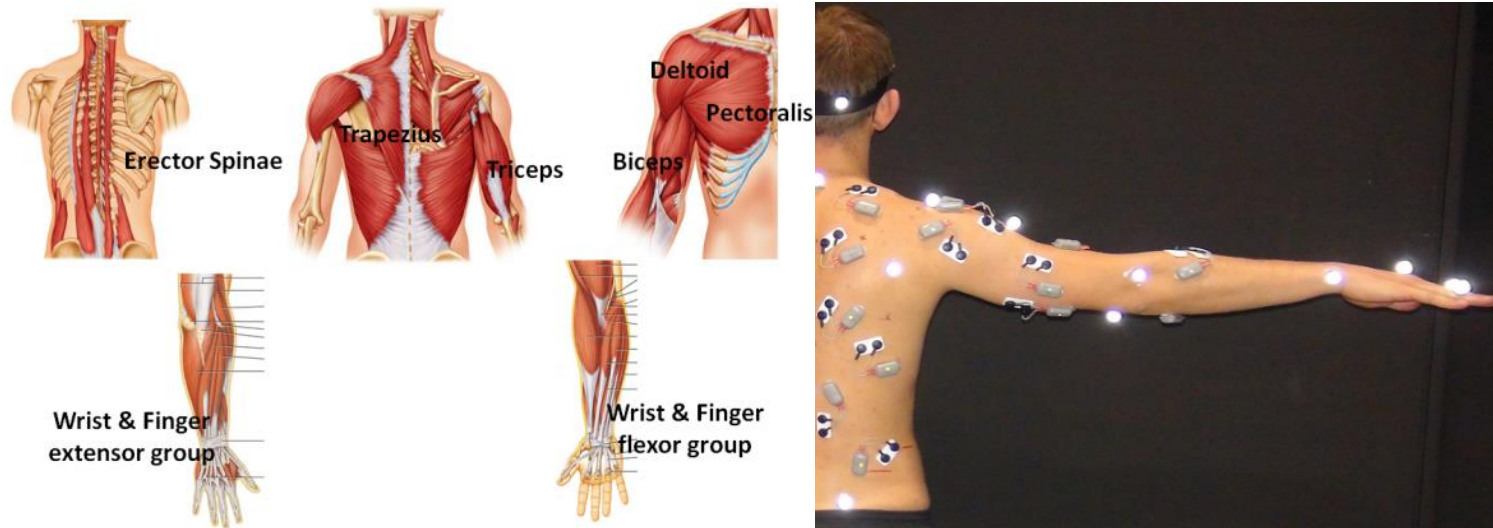


Semelles (et nappes) de pression

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

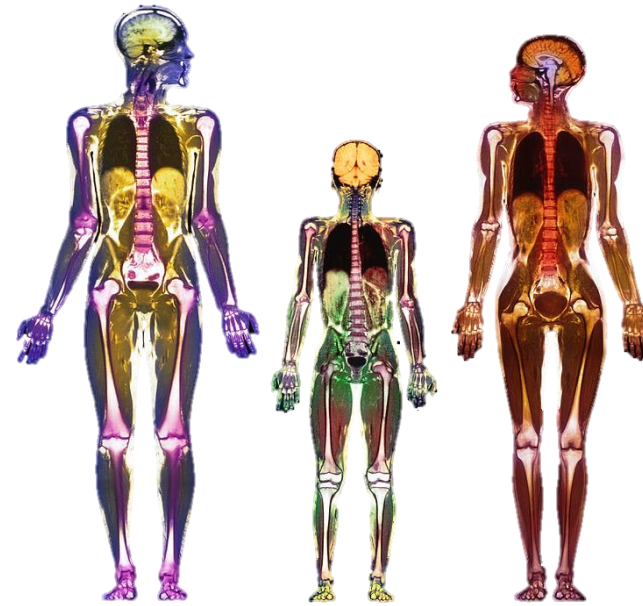
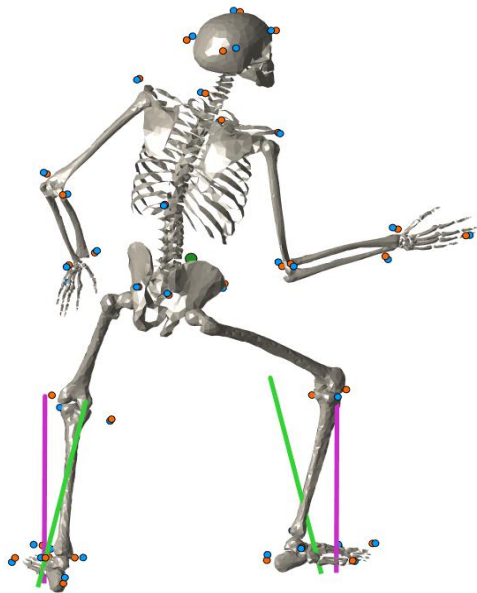
Longueurs segmentaires, Axes d'articulations

Inertielle

Masse et inertie des segments

Musculaire

Paramètres de génération d'effort des muscles



Imagerie médicale



Mesure de force



Capture de mouvement

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

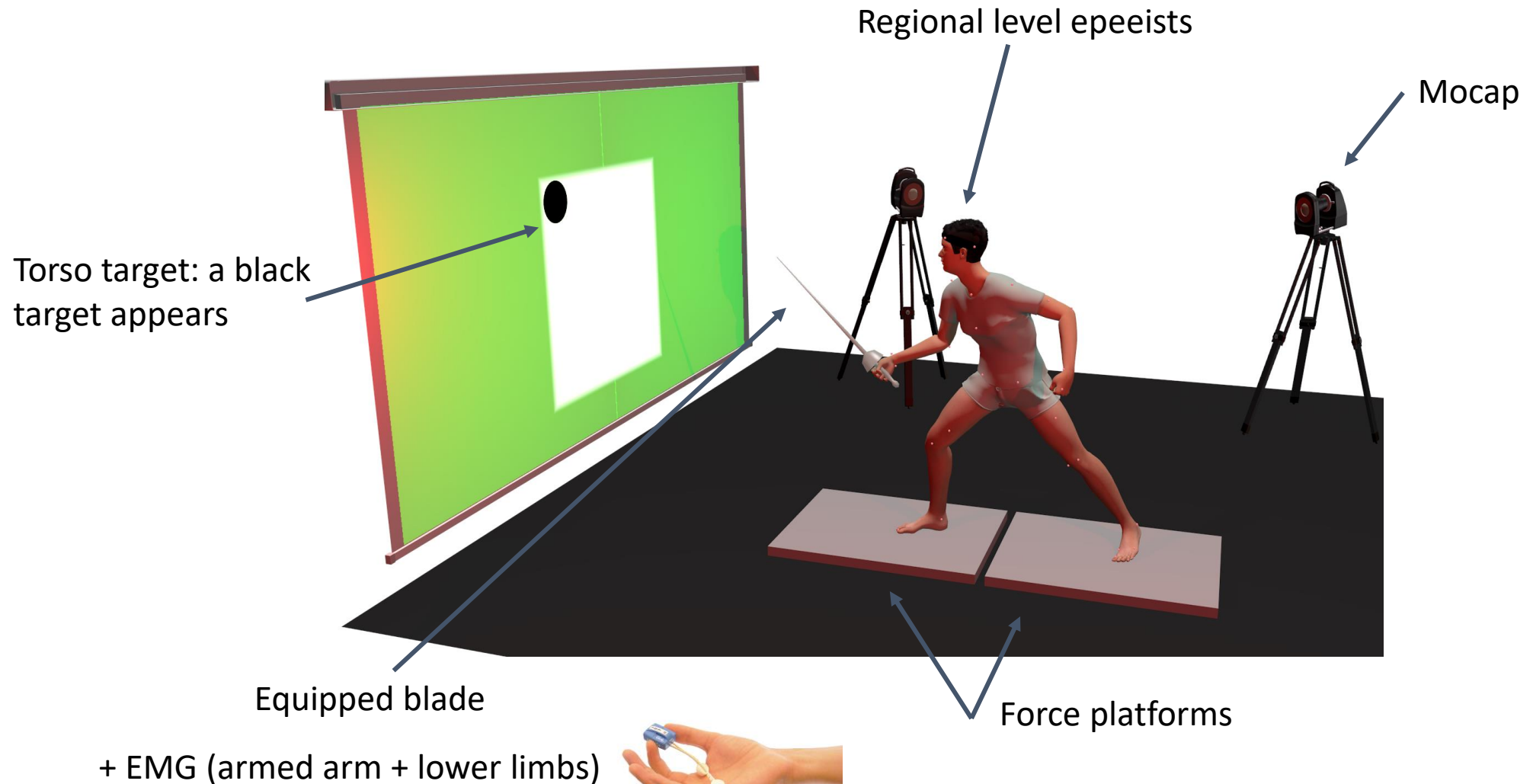
Sorel, A., Plantard, P., Bideau, N., & Pontonnier, C. (2019). Studying fencing lunge accuracy and response time in uncertain conditions with an innovative simulator. Plos One, 14(7), e0218959.

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

<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

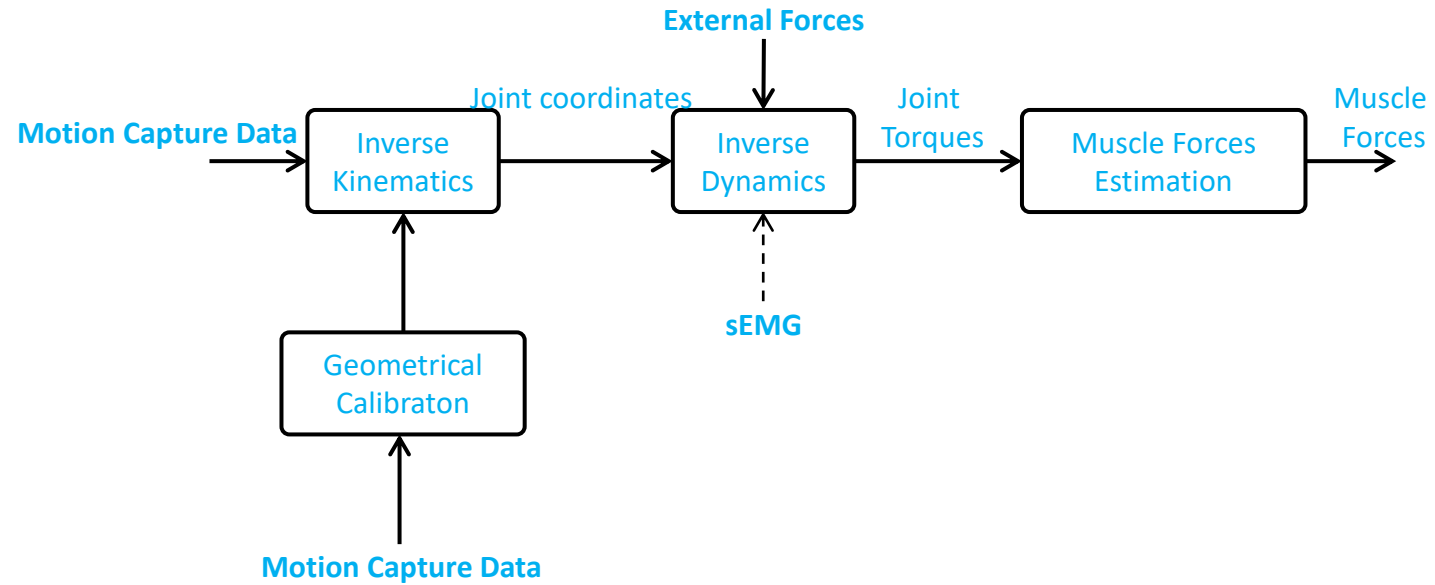
2 minutes ago

CUSTOM

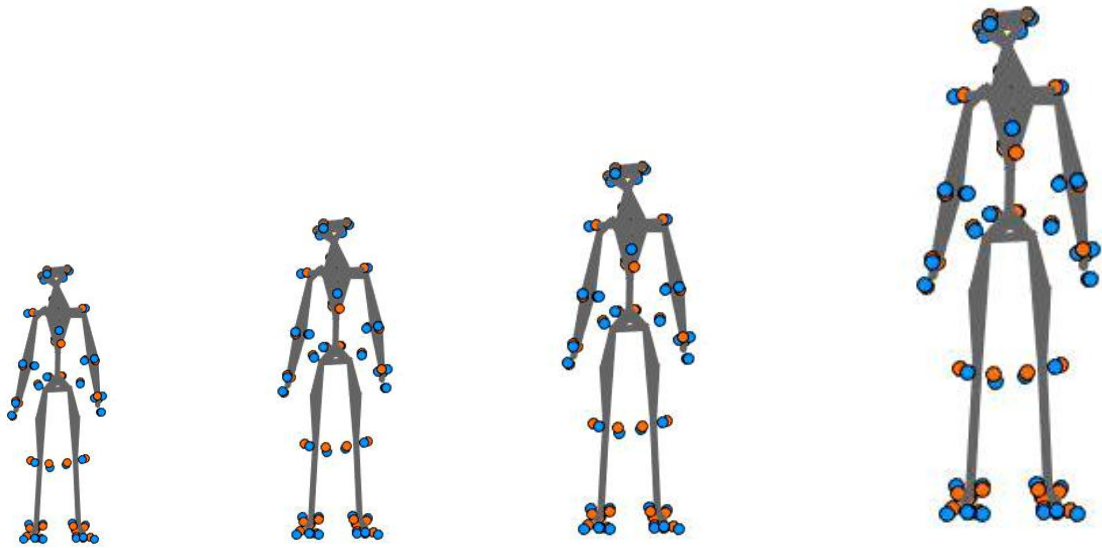


Télécharger, ouvrir et exécuter  Donnes_entree_escrime.mlx

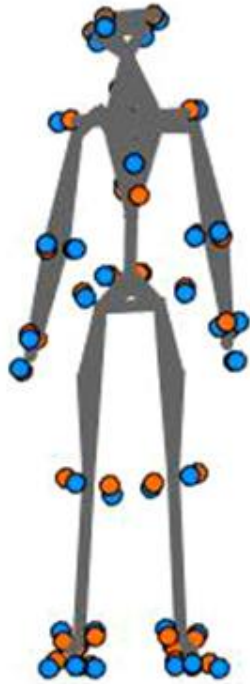
Analyse par dynamique inverse



Focus: **calibration géométrique**



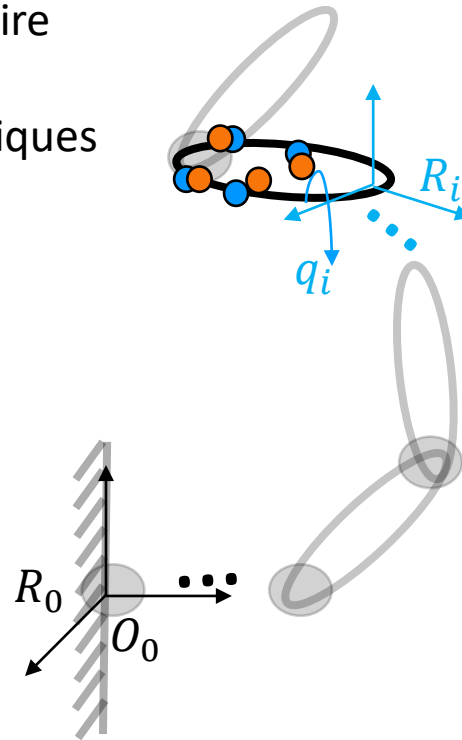
Modèle **osteo-articulaire**






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

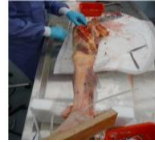
Calibrer les longueurs de segments, les positions des marqueurs, les axes de rotation

A partir d'imagerie



Kainz et al., 2016

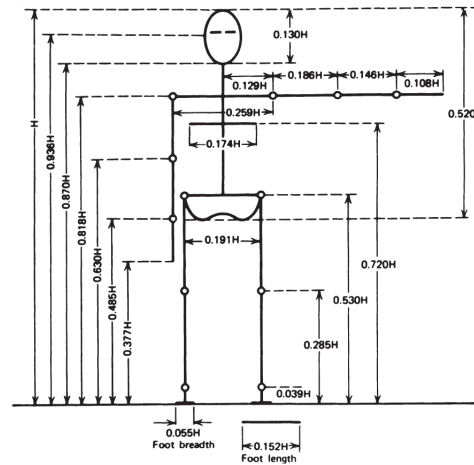
A partir de modèles cadavériques



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

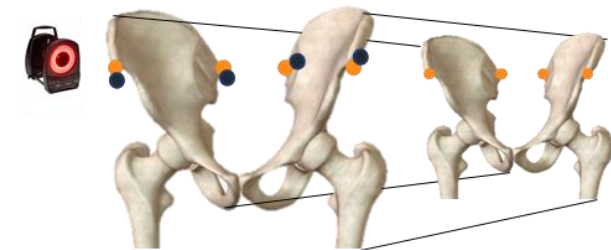
Mise à l'échelle par optimisation

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

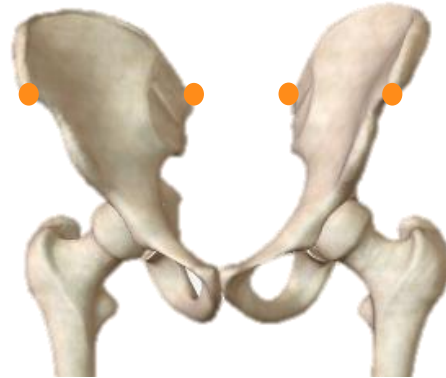
Limite les erreurs dues aux placements de marqueurs et aux artefacts de tissus mous



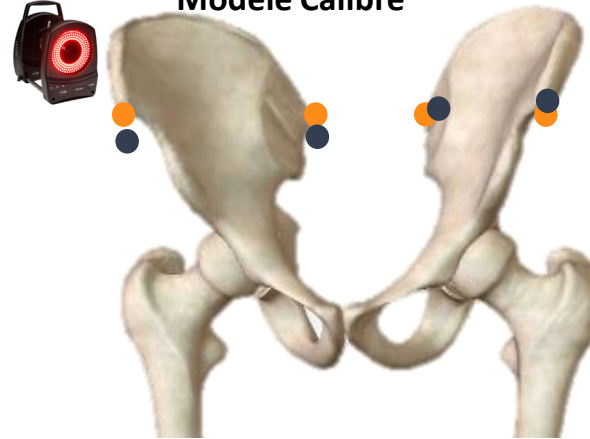
$MB_{l,a,m}$



Modèle



Modèle Calibré



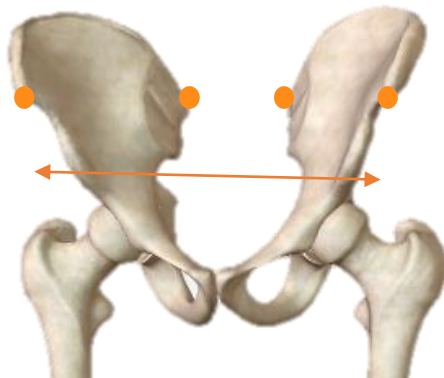
$$\Phi = \sum_f^{N_f} \sum_m^{N_m} \|X_{exp,m}(t_f) - X_{mod,m}^{R_{global}}(q(t_f), k, \alpha, \Delta p)\|^2$$

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

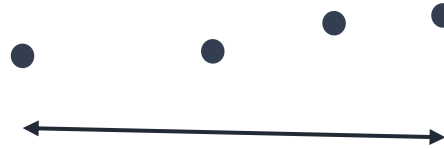
$MB_{a,m}$



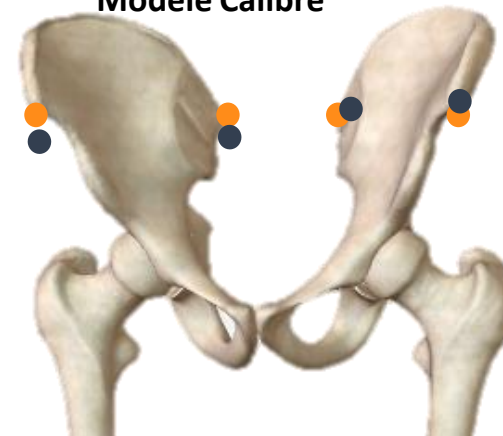
Modèle



Marqueurs



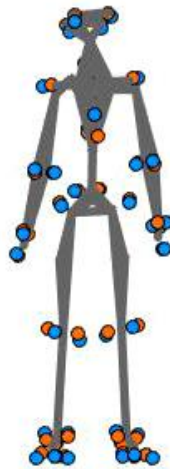
Modèle Calibré



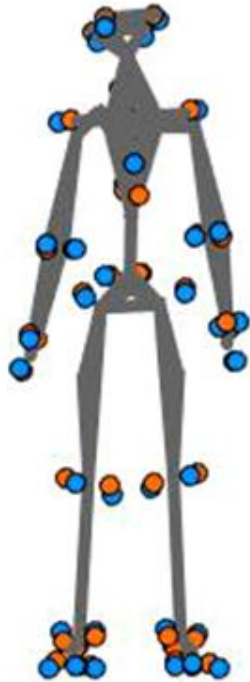
$$\min_{k, \alpha, \Delta p} \Phi(q(t_f), k, \alpha, \Delta p)$$

CusToM, Mullet et al., 2019

Focus: optimisation cinématique multicorps



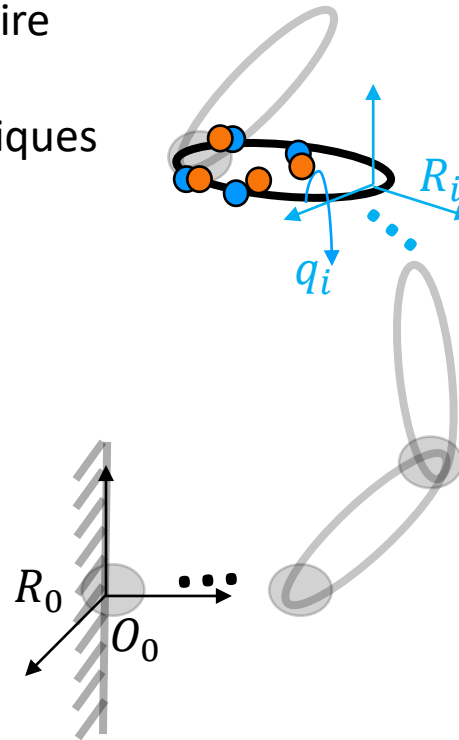
Modèle **osteo-articulaire**






Repérage des solides aux
centres articulaires

Paramétrage articulaire

Paramètres géométriques



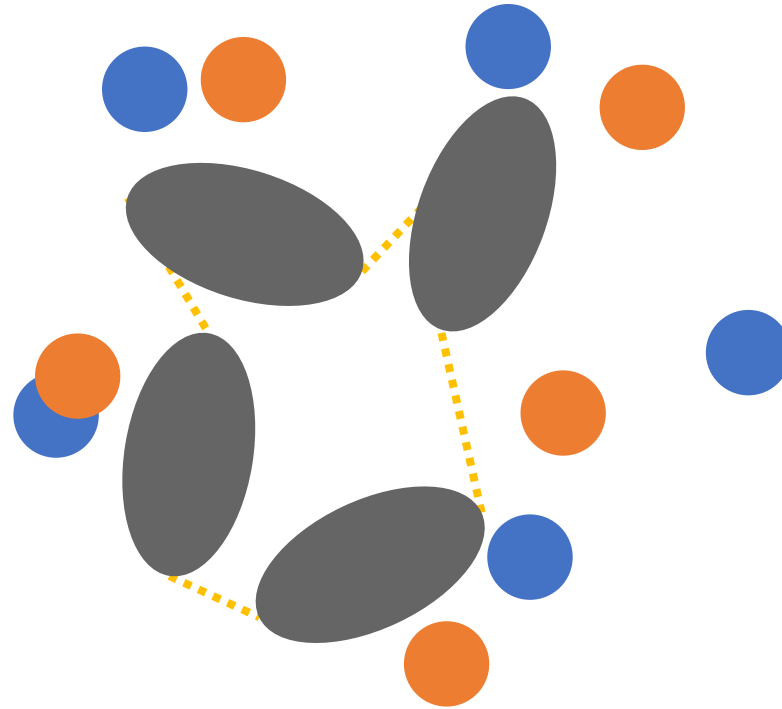
-  Marqueurs expérimentaux
-  Marqueurs du modèle
-  Vecteur des coordonnées articulaires

Pleins d'autres repérages/paramétrages possibles !

Optimisation cinématique multicorps

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

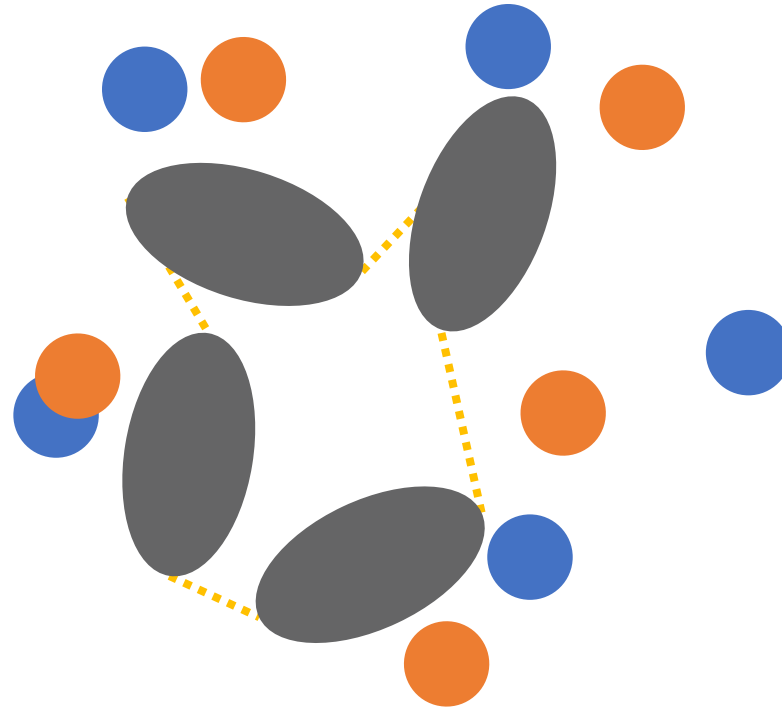
tel que $\mathbf{h}(\mathbf{q}) = \mathbf{0}$



Optimisation cinématique multicorps

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

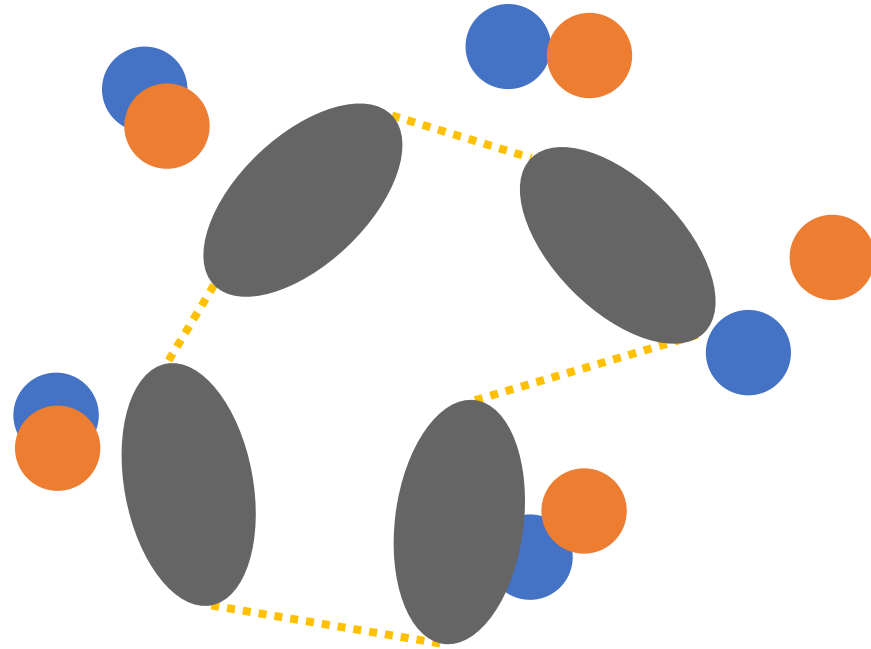
tel que $\mathbf{h}(\mathbf{q}) = \mathbf{0}$



Optimisation cinématique multicorps

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

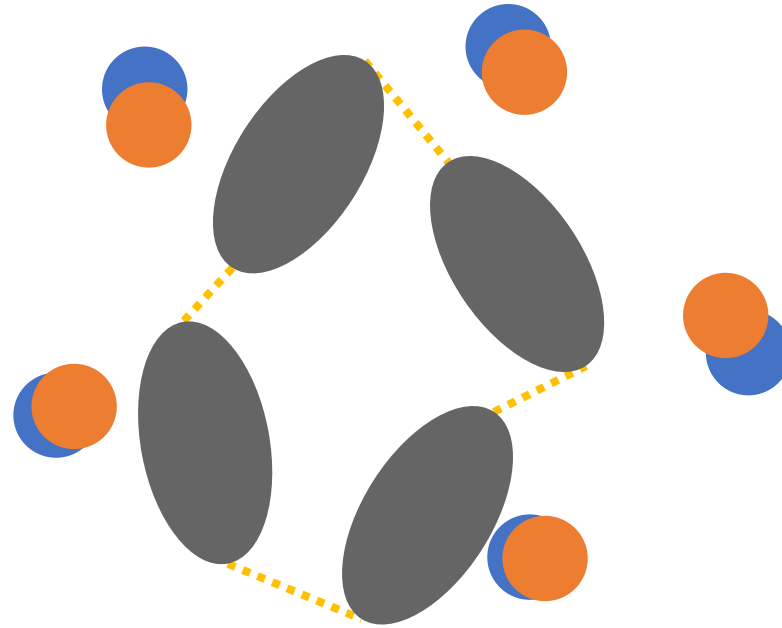
tel que $\mathbf{h}(\mathbf{q}) = \mathbf{0}$



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

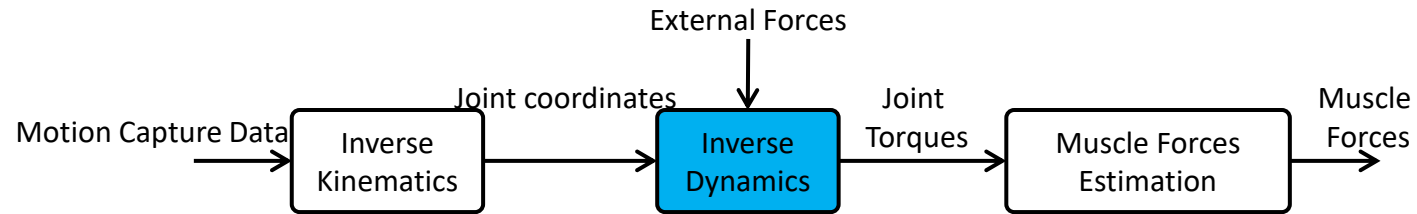
Begon, M., Andersen, M. S., & Dumas, R. (2018). Multibody kinematics optimization for the estimation of upper and lower limb human joint kinematics: a systematized methodological review. *Journal of biomechanical engineering*, 140(3), 030801.

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.

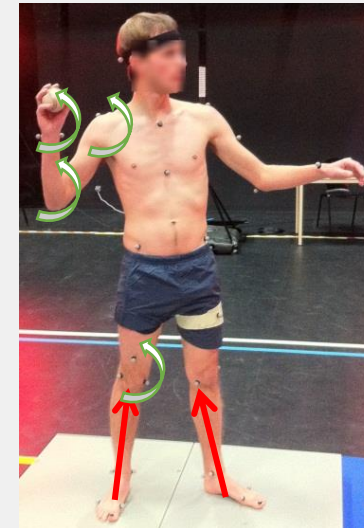
Livet, C., Rouvier, T., Sauret, C., Pillet, H., Dumont, G., & Pontonnier, C. (2022). A penalty method for constrained Multibody kinematics optimisation using a Levenberg-Marquardt algorithm. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*.

Dynamique **inverse**



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

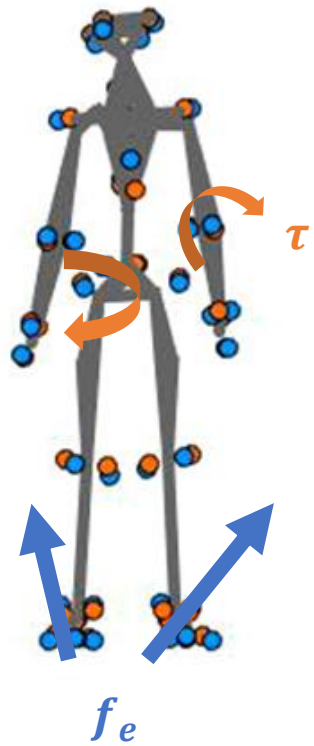
$$f_i = f_i^B - f_i^x + \sum_{j \in \mu(i)} f_j$$



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

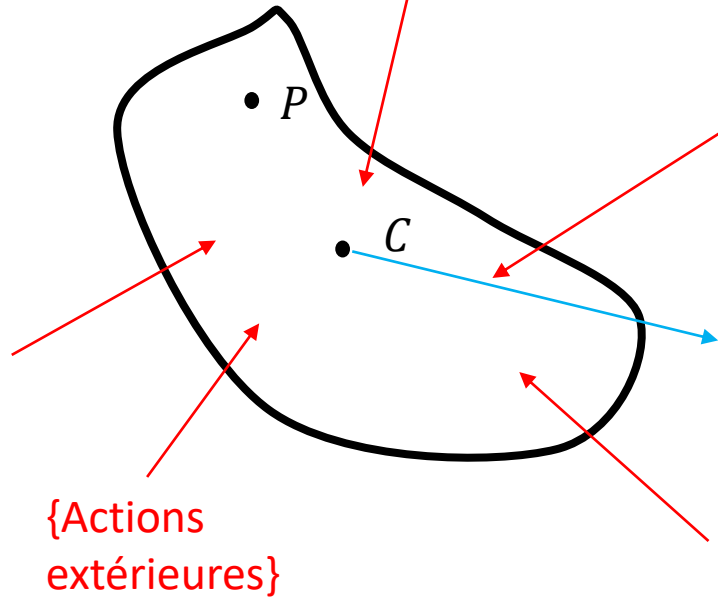
Gravité

Efforts extérieurs

Efforts des actionneurs

Les n_q équations peuvent prendre la forme matricielle suivante

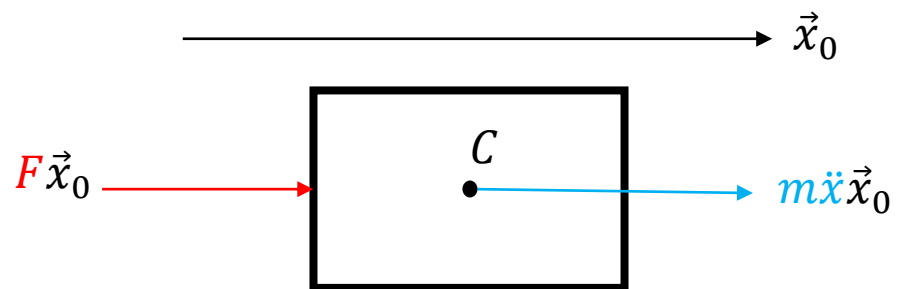
Equilibre d'un solide S



{Quantités d'accélération}={Forces extérieures}

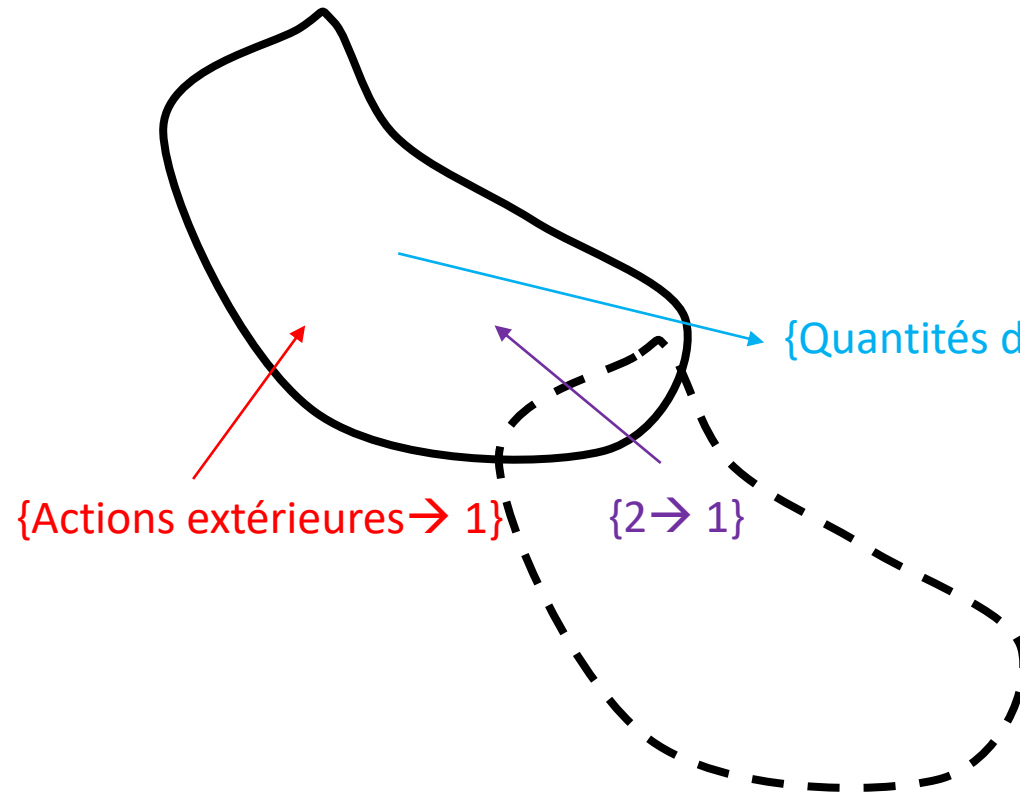
{Quantités d'accélération}

"Pour un solide en translation..."



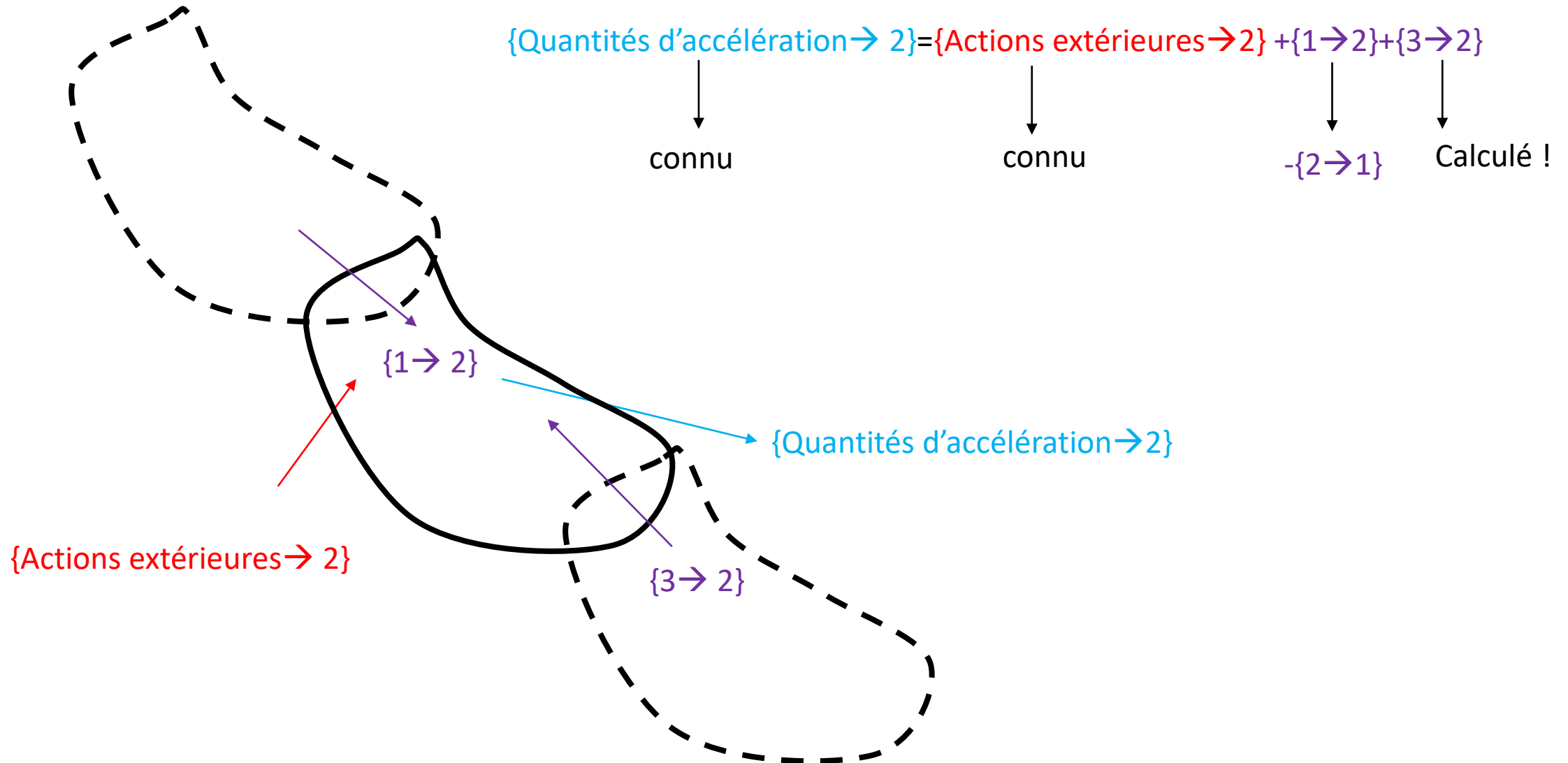
$$m\ddot{x} = F$$

Equilibre d'une chaine de solides

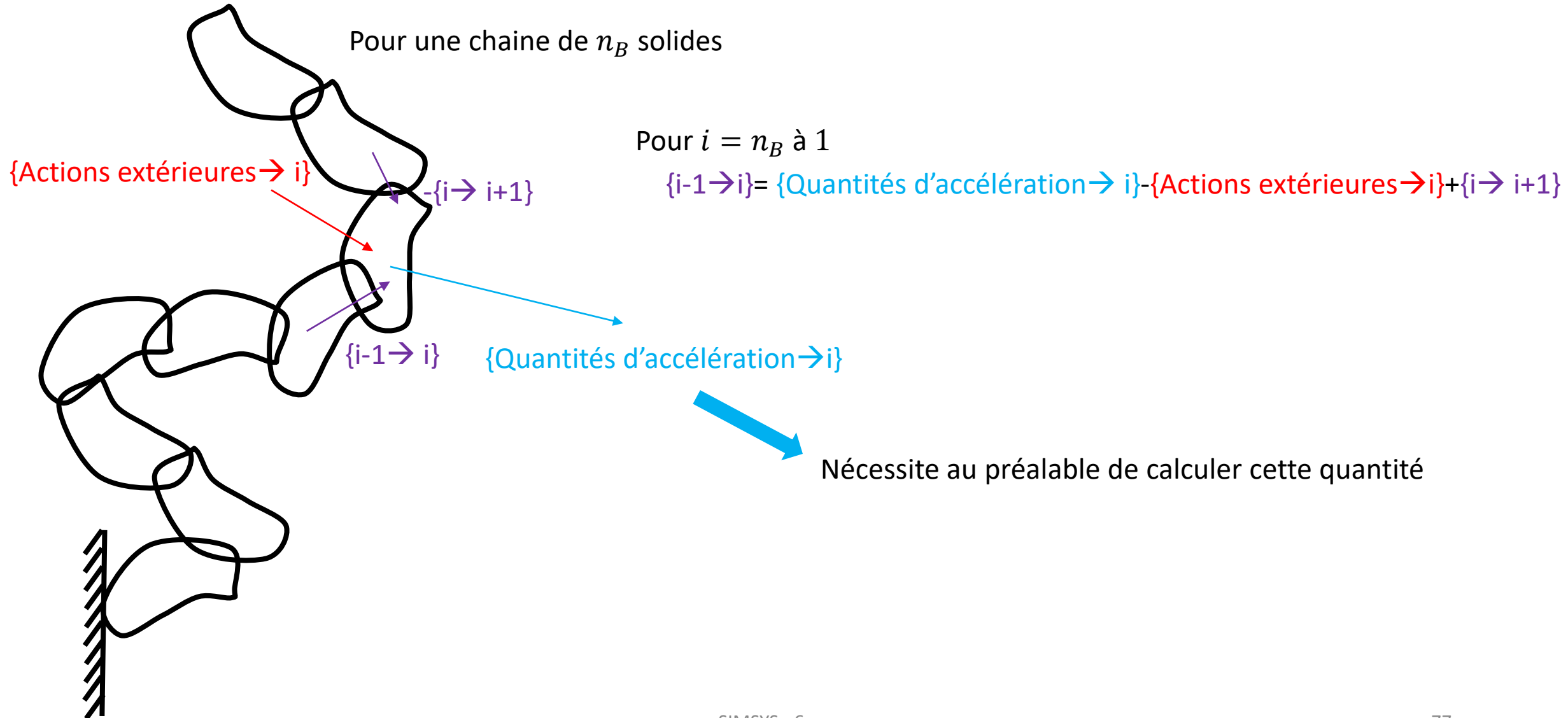


$$\begin{array}{ccccc} & \text{Connu} & & \text{Connu} & \text{Calculé !} \\ & \uparrow & & \uparrow & \uparrow \\ \text{{Quantités d'accélération} \rightarrow 1} & = & \text{{Actions extérieures} \rightarrow 1} & + & \text{{2} \rightarrow 1} \end{array}$$

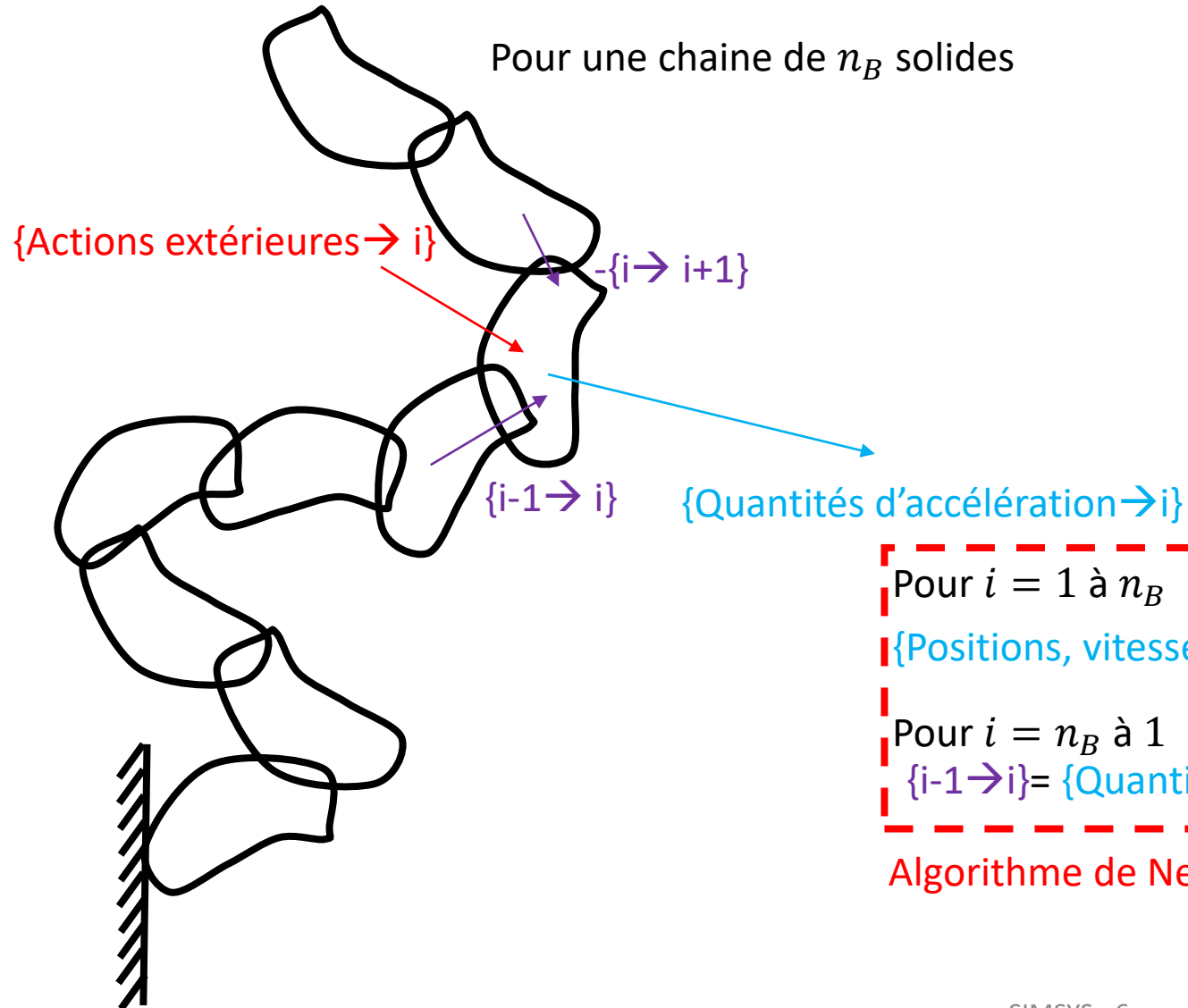
Equilibre d'une chaine de solides



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

Algorithme de Newton-Euler

Newton-Euler

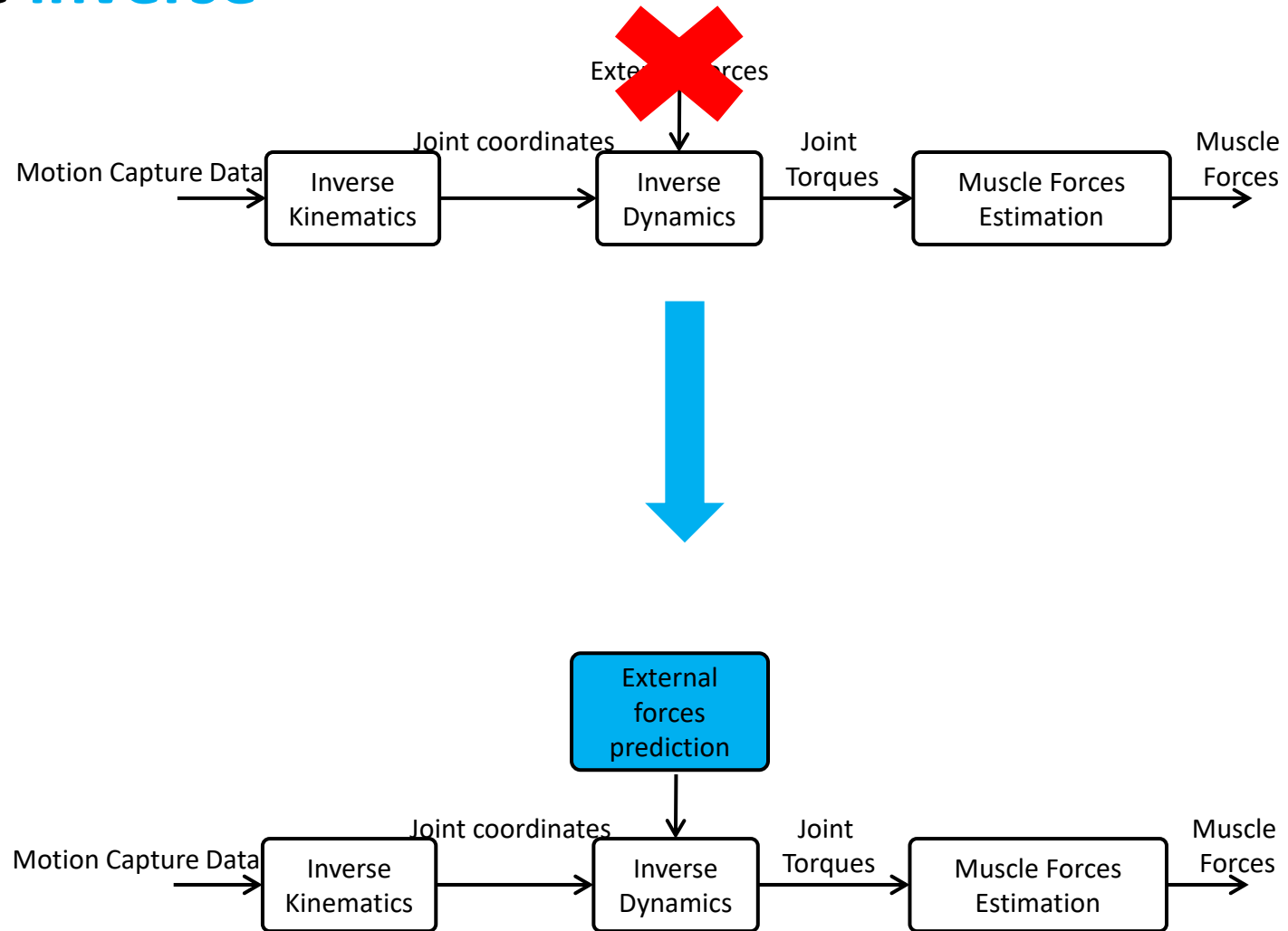
Featherstone, R. (2014). *Rigid body dynamics algorithms*. Springer.

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.

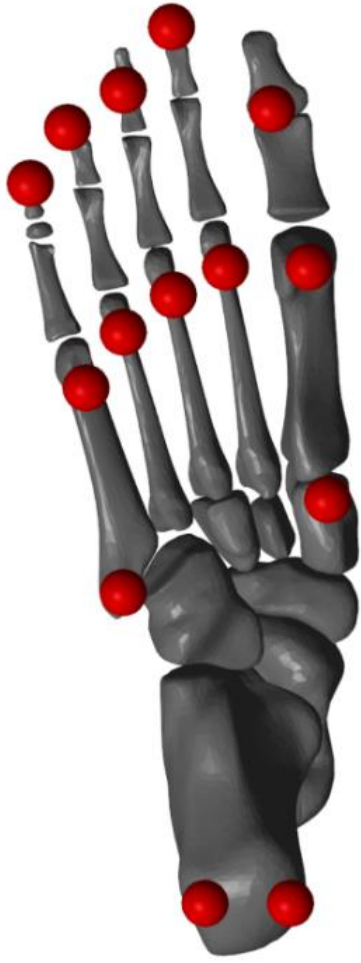
Mes cours en vidéo <https://youtu.be/VThk5yo-zOo>

Cinématique **inverse**



Focus: Prédiction des forces de réaction

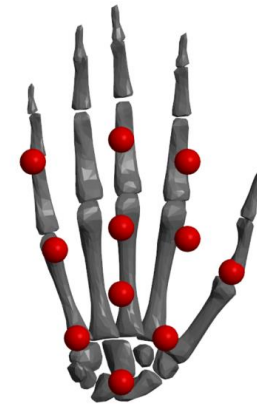
Modèle de contact



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

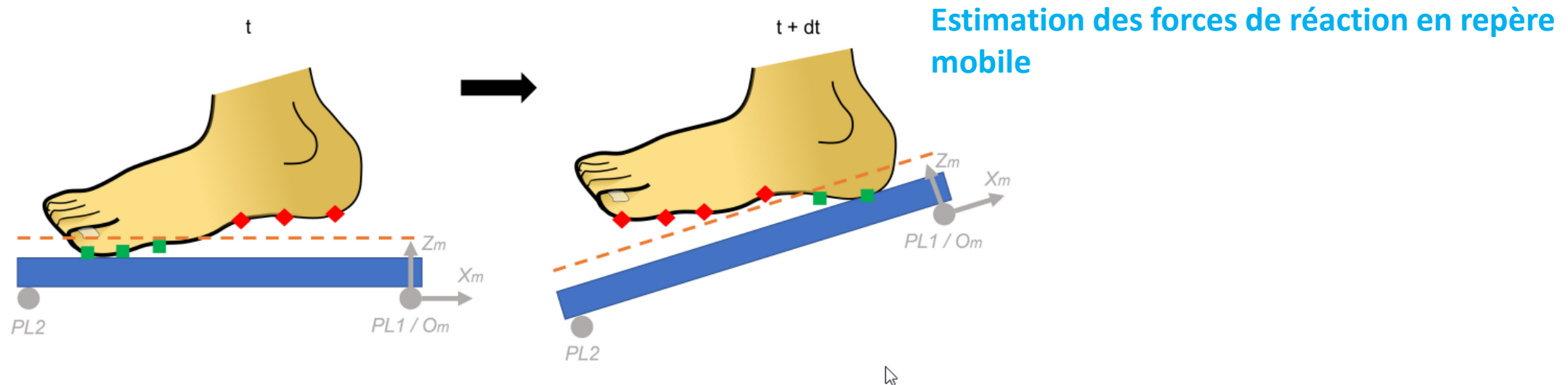
$$s. t. \begin{cases} M_s(\mathbf{q})\ddot{\mathbf{q}} + C_s(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}) + G_s(\mathbf{q}) + \mathbf{f}_e = \mathbf{0} \\ \forall i \in [1, 2(N_f + N_h)], \mathbf{F}_i < \mathbf{F}_{i_{max}} \end{cases}$$

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

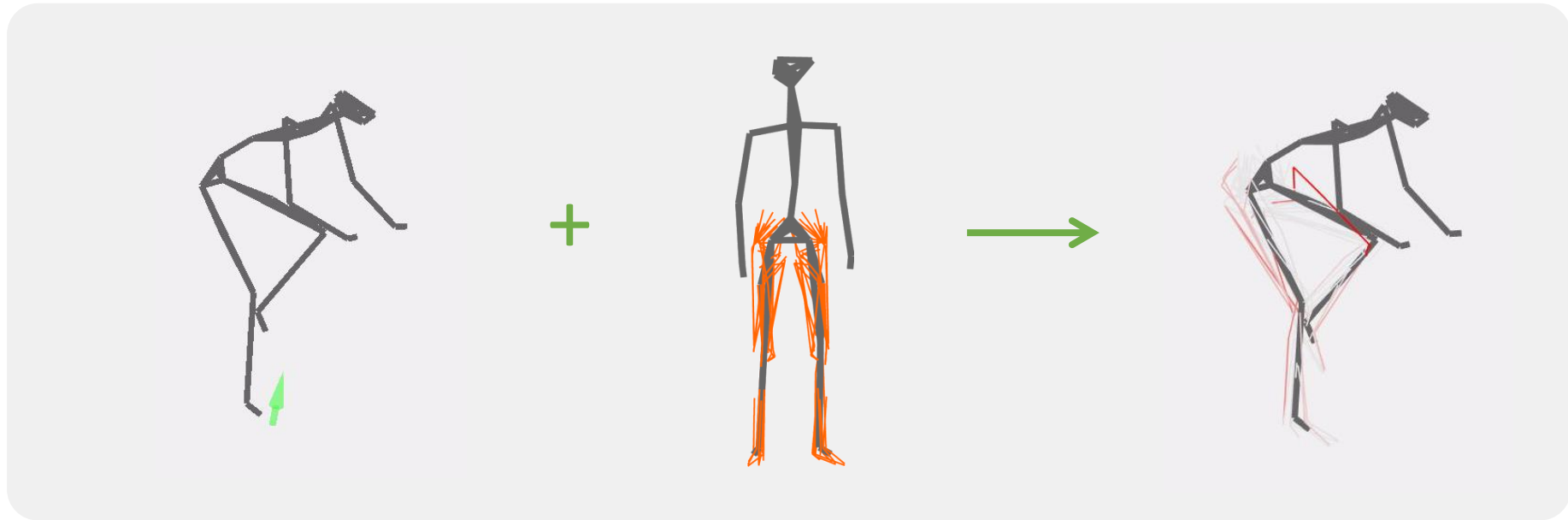
S. Skals, M. K. Jung, M. Damsgaard, and M. S. Andersen, “Prediction of ground reaction forces and moments during sports-related movements,” *Multibody system dynamics*, vol. 39, no. 3, pp. 175–195, 2017

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



Modèle musculaire

Topologie musculaire

Action globale des muscles sur le modèle

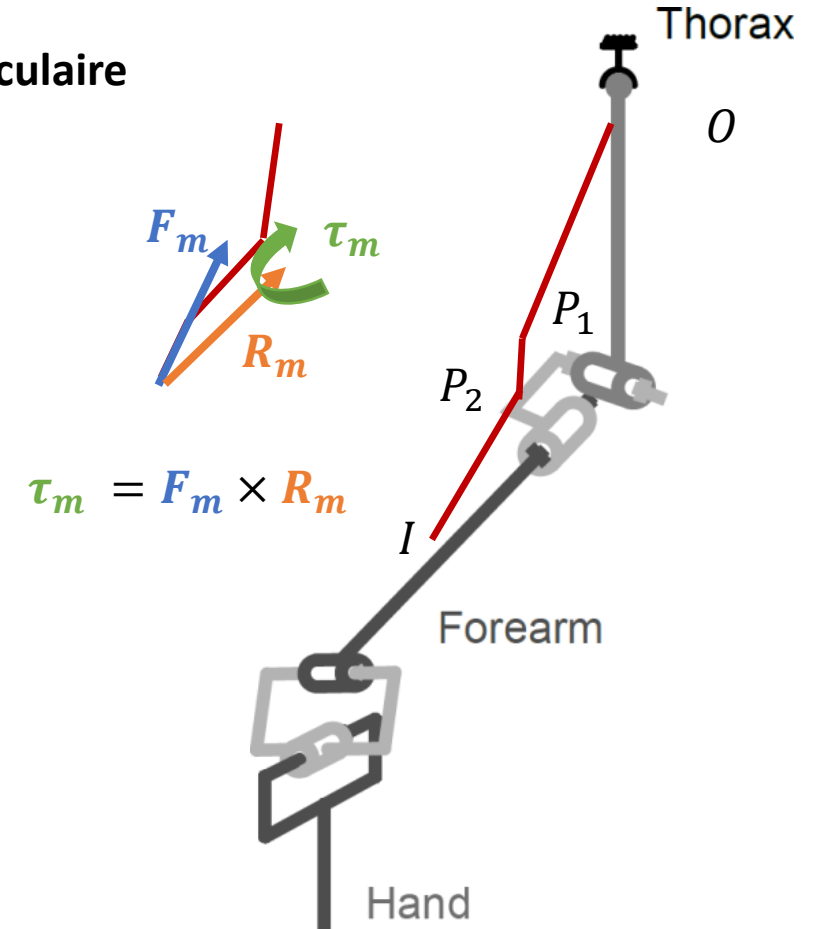
$$\tau = RF$$



R matrice des bras de levier

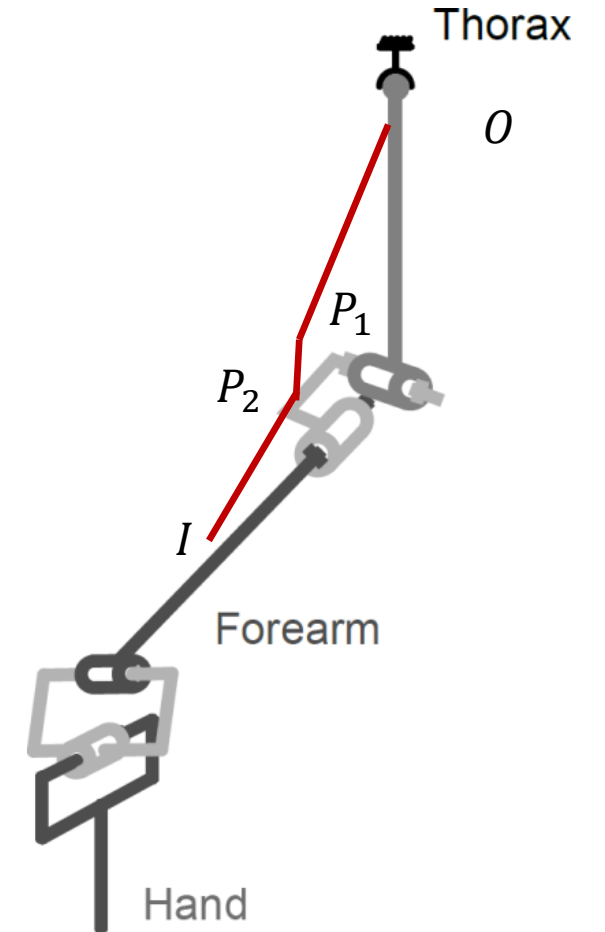
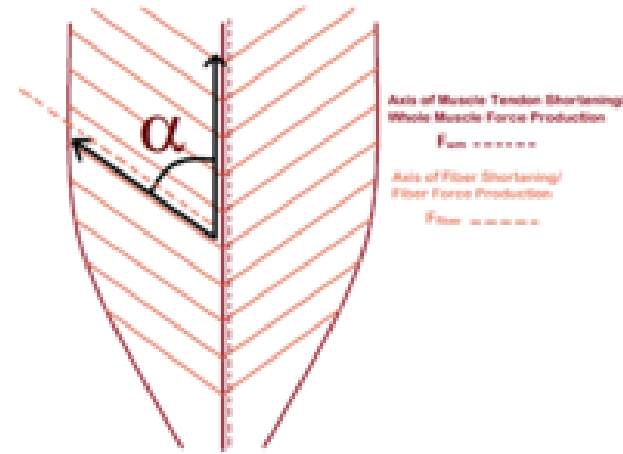
F vecteur des forces musculaires

Action musculaire



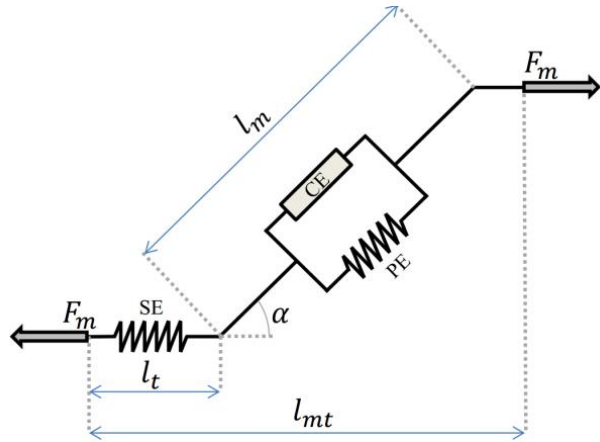
Modèle musculaire

Modèle de génération d'effort



Modèle musculaire

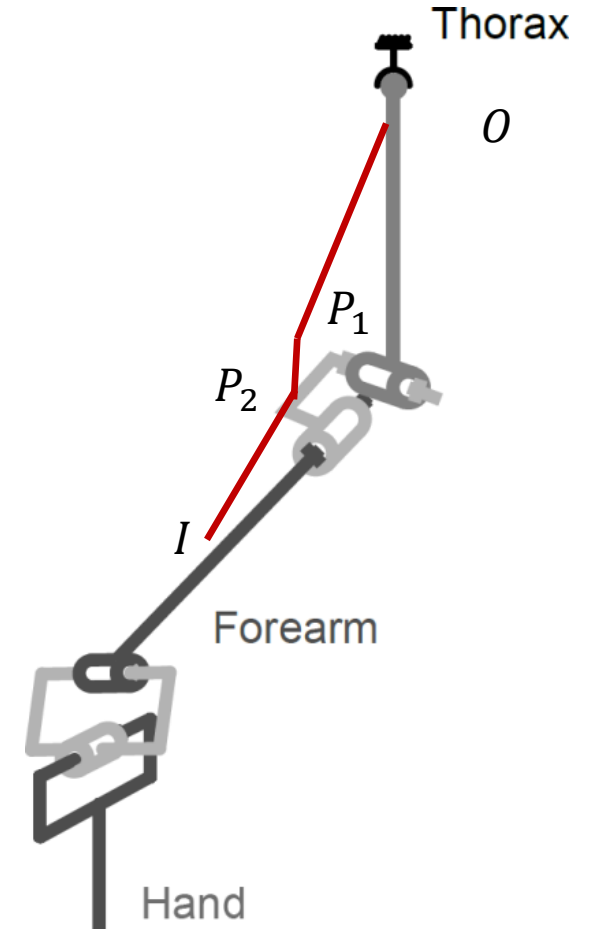
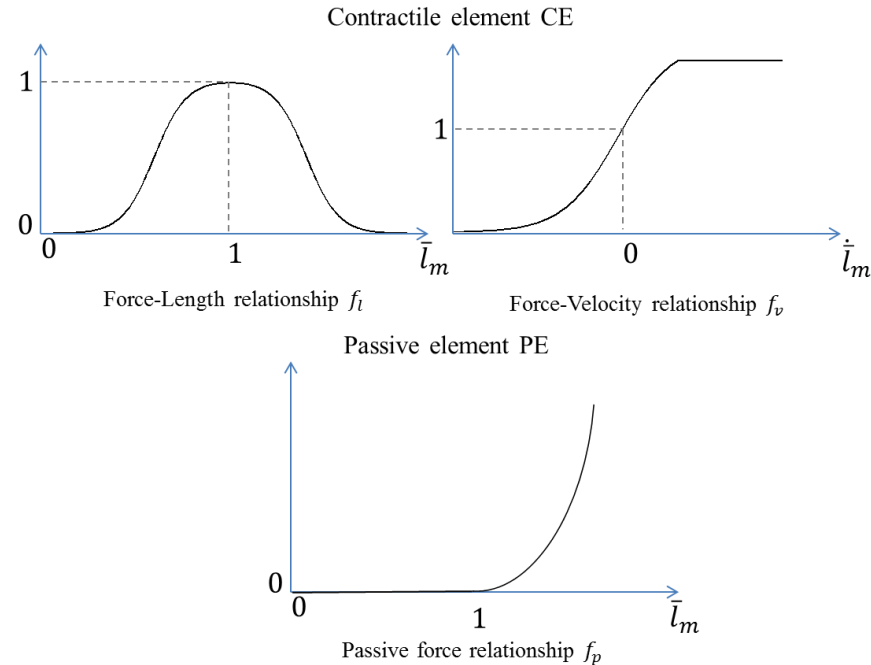
Modèle de génération d'effort



Hill model [Hill1938]

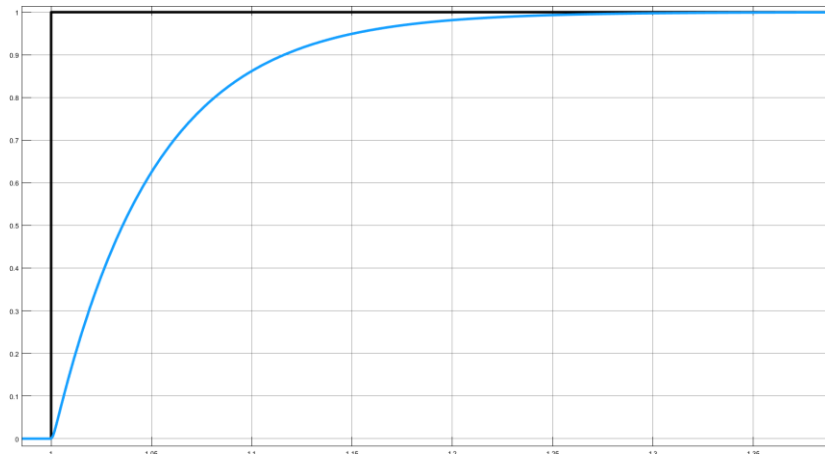
$$F_{m,j} = \left[f_p(\bar{l}_{m,j}) + f_a(a_j, \bar{l}_{m,j}, \dot{\bar{l}}_{m,j}) \right] F_{o,j}$$

Loi visco-élastique

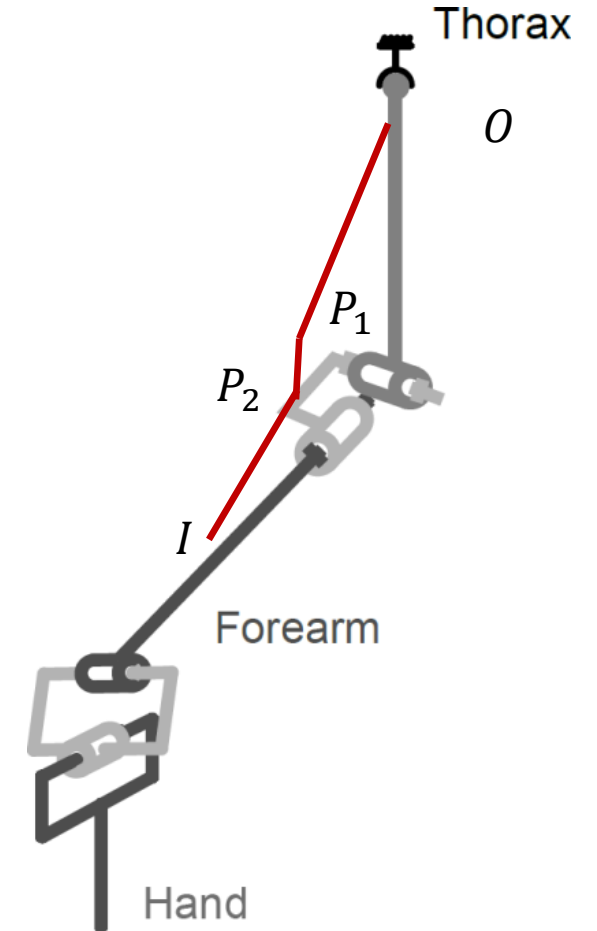


Modèle musculaire

Dynamique d'activation



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



Résolution

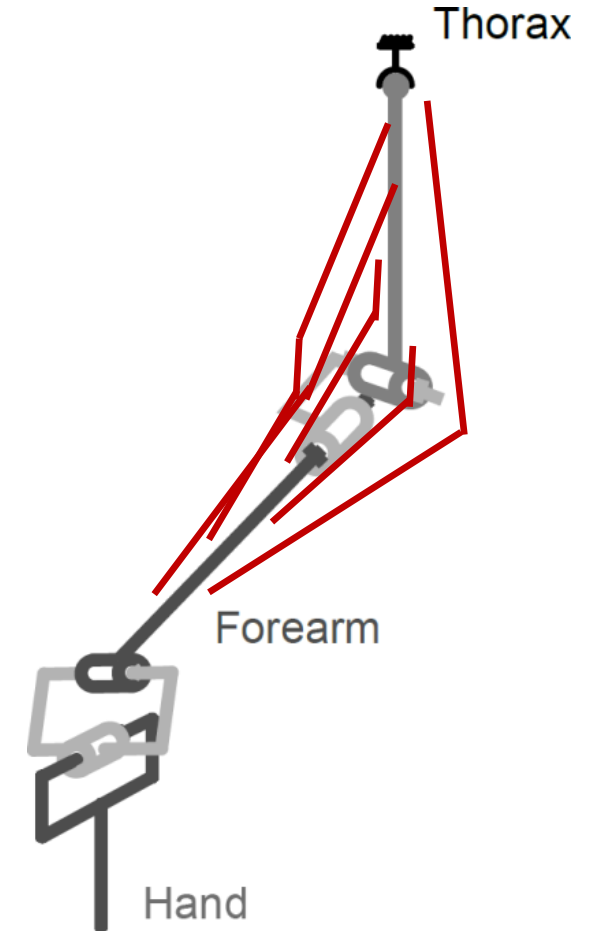
Redondance musculaire

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



Résolution

Redondance musculaire

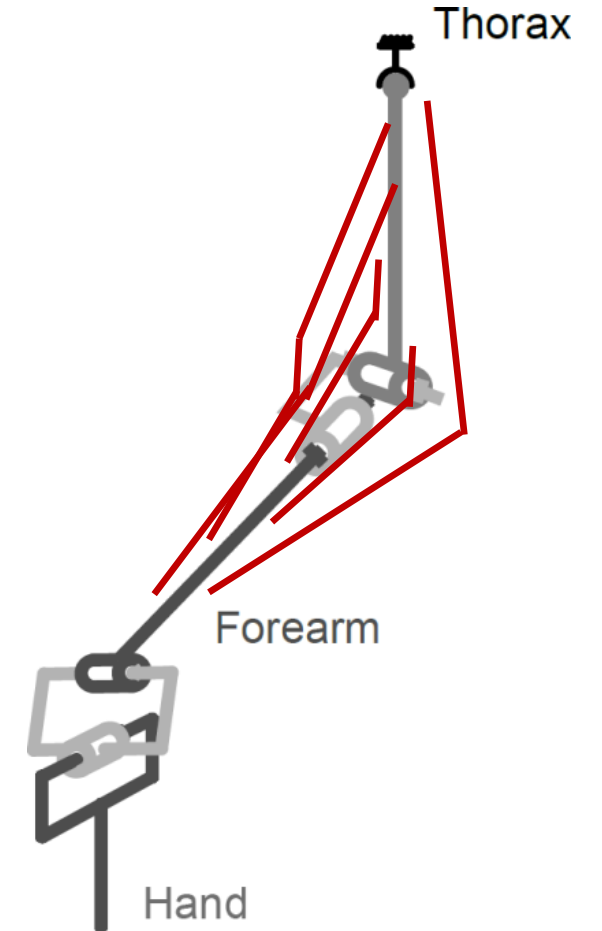
$$\begin{aligned} \min_{\mathbf{F}} \quad & f(\mathbf{F}) \\ \text{s.t.} \quad & \boldsymbol{\tau} = \mathbf{R}\mathbf{F} \\ & F_{\min_i} < F_{m_i} < F_{\max_i} \end{aligned}$$

Peut être couplé avec la dynamique inverse

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

Newton euler friendly

Forcément par optimisation



Résolution

Redondance musculaire

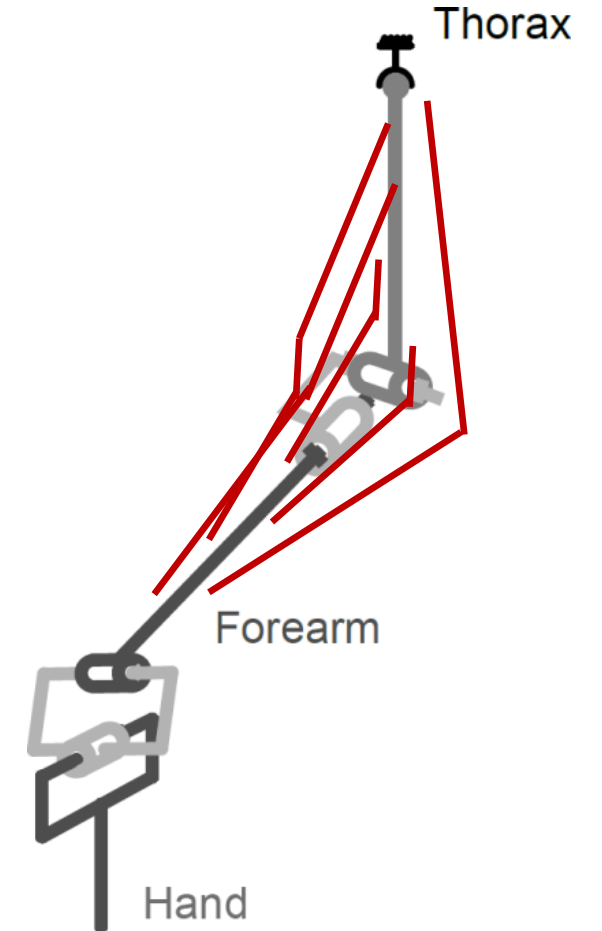
$$\begin{aligned} \min_{\mathbf{F}} \quad & f(\mathbf{F}) \\ \text{s.t.} \quad & \boldsymbol{\tau} = \mathbf{R}\mathbf{F} \\ & F_{\min_i} < F_{m_i} < F_{\max_i} \end{aligned}$$

Peut être couplé avec la dynamique inverse

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

Newton euler friendly

Forcément par optimisation



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