

# Analyse du mouvement

## Partie 2 : dynamique

**Laurence CHEZE**

Bâtiment Omega, Université Claude Bernard Lyon 1  
43 Bd. du 11 novembre 1918  
69 622 Villeurbanne Cedex

Tél : 04 72 44 80 98

Email : [Laurence.Cheze@univ-lyon1.fr](mailto:Laurence.Cheze@univ-lyon1.fr)



**Systèmes d'analyse du mouvement :**  
**Mesures tridimensionnelles non invasives à partir de marqueurs externes**



**Actions de contact sol/pied**



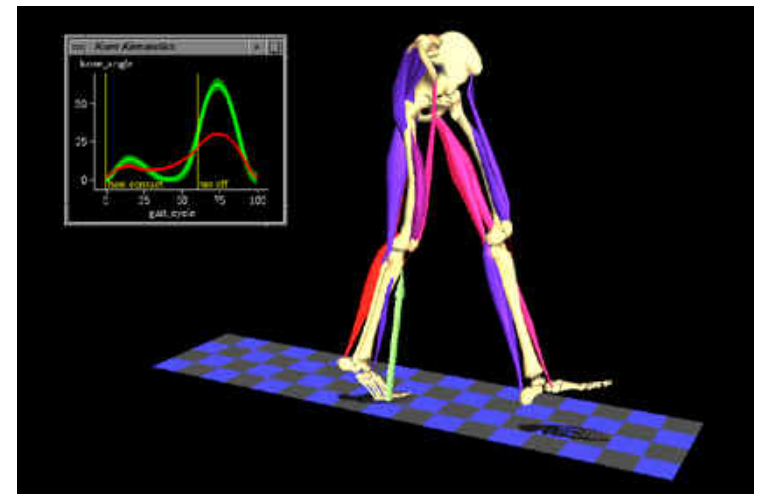
**Cinématique =**

**Amplitudes de mouvements** articulaires en 3D



**Dynamique =**

**Moments** intersegmentaires en 3D



**Modèle musculo -squelettique**  $\Rightarrow$  estimer les **charges articulaires**

# PLAN

## Analyse dynamique

**Actions de contact sol/pied**

**Algorithme de dynamique inverse  
(formulation matricielle)**

**Moments et Puissances  
musculaires**

## Forces musculaires et réactions articulaires

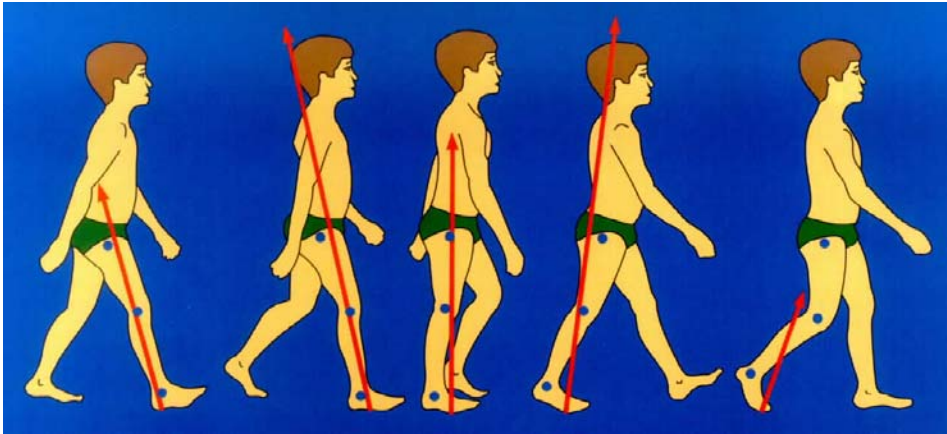
**Problématique**

**Modèle - Hypothèses**

**Optimisation**

**Résultats**

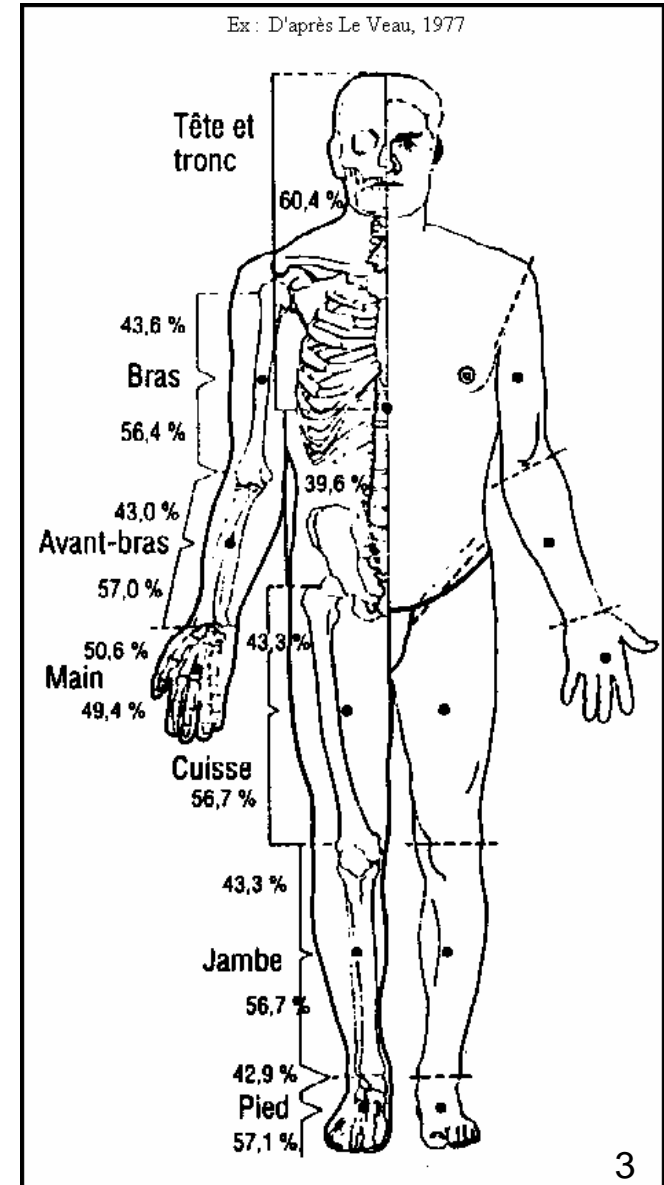
# Analyse dynamique



## Anthropométrie

Caractérisation des segments corporels en termes de :  
longueurs, masses, positions des centres de gravité, moments  
d'inertie ...

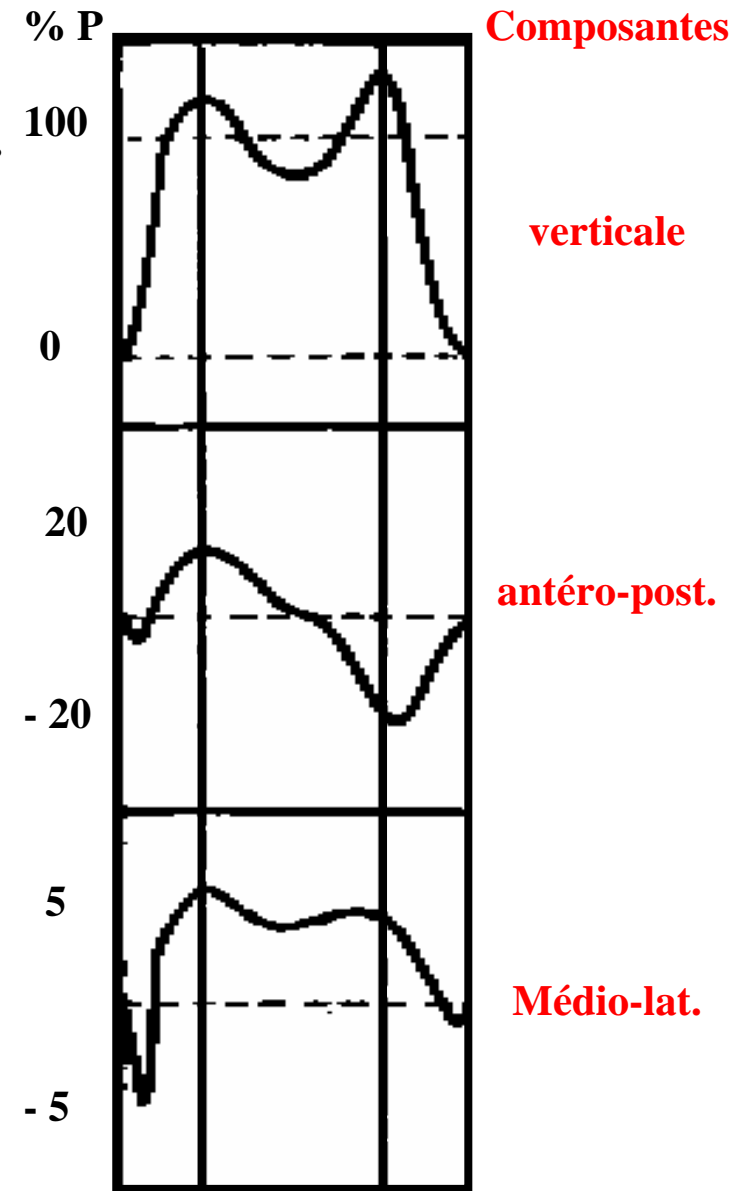
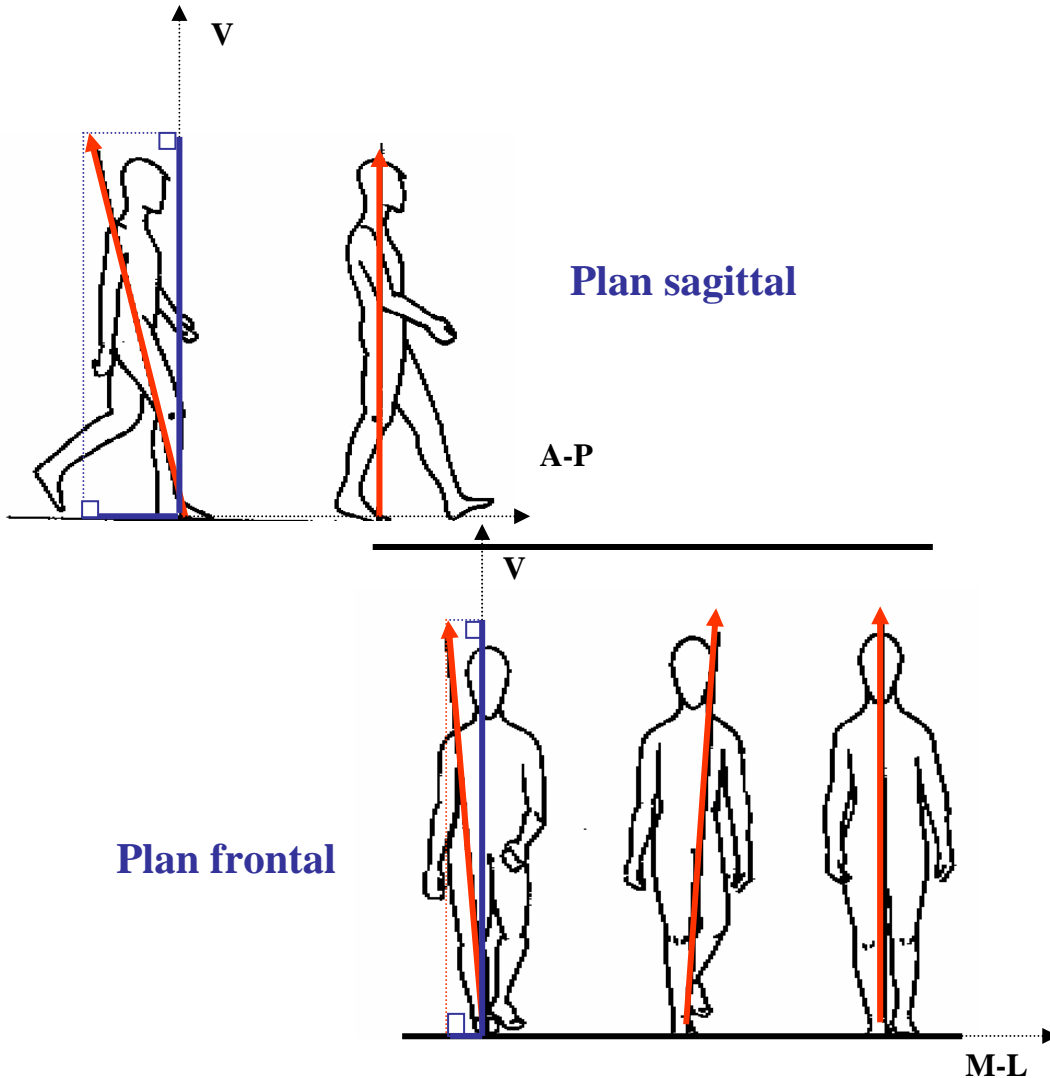
Différentes méthodes,  $\pm$  précises, nécessitant  $\pm$  de mesures et  
 $\pm$  adaptées à un type de population.



# Analyse dynamique

## Action de contact sol / pied

Composantes = projections  $\perp$  du vecteur sur 3 axes.



# Analyse dynamique

## Formulation matricielle :

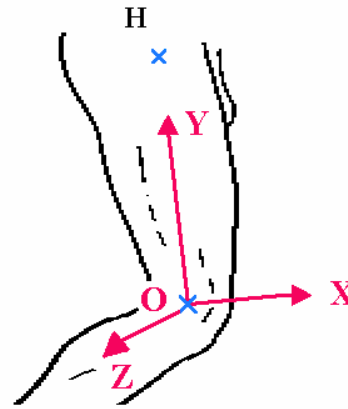
(proposée par Legnani – 96 – dans le domaine de la **théorie des machines**)

Position de 3 marqueurs cutanés  
dans l'espace

Algorithme de  
correction des trajectoires

Algorithme de  
calcul du centre articulaire

Référentiel segmentaire  
(axes anatomiques)



Matrice homogène (4.4)

$${}^0_s \mathbf{T} = \left[ \begin{array}{ccc|c} \begin{bmatrix} {}^0_s \mathbf{R} \end{bmatrix} & & & \overrightarrow{OO_s} \\ \hline \mathbf{0} & \mathbf{0} & \mathbf{0} & \mathbf{1} \end{array} \right]$$

- Cinématique :

Matrice homogène de **position** :

$${}^0_s \mathbf{T} = \begin{bmatrix} \begin{bmatrix} {}^0_s \mathbf{R} \end{bmatrix} & \begin{bmatrix} \overrightarrow{OO_s} \end{bmatrix} \\ \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} & \begin{bmatrix} 1 \end{bmatrix} \end{bmatrix}$$

Matrice de **vitesse** :  $[\mathbf{W}_{s/0}]_{R0} = {}^0_s \dot{\mathbf{T}} \cdot ({}^0_s \mathbf{T})^{-1}$

Matrice d'**accélération** :  $[\mathbf{H}_{s/0}]_{R0} = {}^0_s \ddot{\mathbf{T}} \cdot ({}^0_s \mathbf{T})^{-1}$

- Cinétique :

Données **anthropométriques** :

Eq. de régression + dimensions du sujet



Matrice de **pseudo-inertie** :

$$[\mathbf{J}_s]_{RS} = \begin{bmatrix} \frac{S}{2} - A & F & E & m x_G \\ F & \frac{S}{2} - B & D & m y_G \\ E & D & \frac{S}{2} - C & m z_G \\ m x_G & m y_G & m z_G & m \end{bmatrix}_{RS}$$

⇒ Masse, centre de gravité, moments d'inertie

- Efforts extérieurs :

mesures :  $\left\{ \begin{array}{l} \overrightarrow{\mathbf{F}_{pied / sol}} = \begin{pmatrix} \mathbf{F}_x \\ \mathbf{F}_y \\ \mathbf{F}_z \end{pmatrix}_{R0} \\ \overrightarrow{\mathbf{M}_{pied / sol}(\mathbf{O})} = \begin{pmatrix} \mathbf{M}_x \\ \mathbf{M}_y \\ \mathbf{M}_z \end{pmatrix}_{R0} \end{array} \right.$



$$[\Phi_{pied / sol}]_{R0} = \begin{bmatrix} 0 & -\mathbf{M}_z & \mathbf{M}_y & \mathbf{F}_x \\ \mathbf{M}_z & 0 & -\mathbf{M}_x & \mathbf{F}_y \\ -\mathbf{M}_y & \mathbf{M}_x & 0 & \mathbf{F}_z \\ -\mathbf{F}_x & -\mathbf{F}_y & -\mathbf{F}_z & 0 \end{bmatrix}$$

Opérateur des **efforts**

- **Modèle dynamique inverse : Algorithme récursif**

Pour les instants  $t=t_0$  à  $T$  (phase d'appui monopodal)

Pour les segments  $S=4$  (pied) à  $S=1$  (bassin)

**Calcul des matrices vitesse et accélération**

$$[W_{S/0}]_{R0} = {}^0_S \dot{T} \cdot ({}^0_S T)^{-1} \quad \text{et} \quad [H_{S/0}]_{R0} = {}^0_S \ddot{T} \cdot ({}^0_S T)^{-1}$$

**Calcul de la pseudo-matrice d'inertie**

$$[J_S]_{R0} = {}^0_S T \cdot [J_S]_{RS} \cdot ({}^0_S T)^t$$

**Calcul du torseur dynamique**

$$[A_{S/0}]_{R0} = [H_{S/0}]_{R0} \cdot [J_S]_{R0} - [J_S]_{R0} \cdot [H_{S/0}]_{R0}^t$$

**Calcul du torseur d'action de la pesanteur**

$$[\phi_{P/S}]_{R0} = [H_g]_{R0} \cdot [J_S]_{R0} - [J_S]_{R0} \cdot [H_g]_{R0}^t$$

**Equilibre dynamique du segment**

$$[\phi_{S-1/S}]_{R0} = [A_{S/0}]_{R0} - [\phi_{S+1/S}]_{R0} - [\phi_{P/S}]_{R0}$$

**Calcul du torseur d'actions intersegmentaires**

$$[\phi_{S-1/S}]_{RS-1} = {}^{S-1}_0 T \cdot [\phi_{S-1/S}]_{R0} \cdot ({}^{S-1}_0 T)^t$$

$$[A_{S/0}]_{R0} = \left[ \begin{array}{c|c} [\tilde{\delta}_{S/0}(O)] & \overrightarrow{\Sigma}_{S/0} \\ \hline - & - \\ \hline -\overrightarrow{\Sigma}_{S/0}^t & 0 \end{array} \right]$$

Fin pour S

Fin pour t

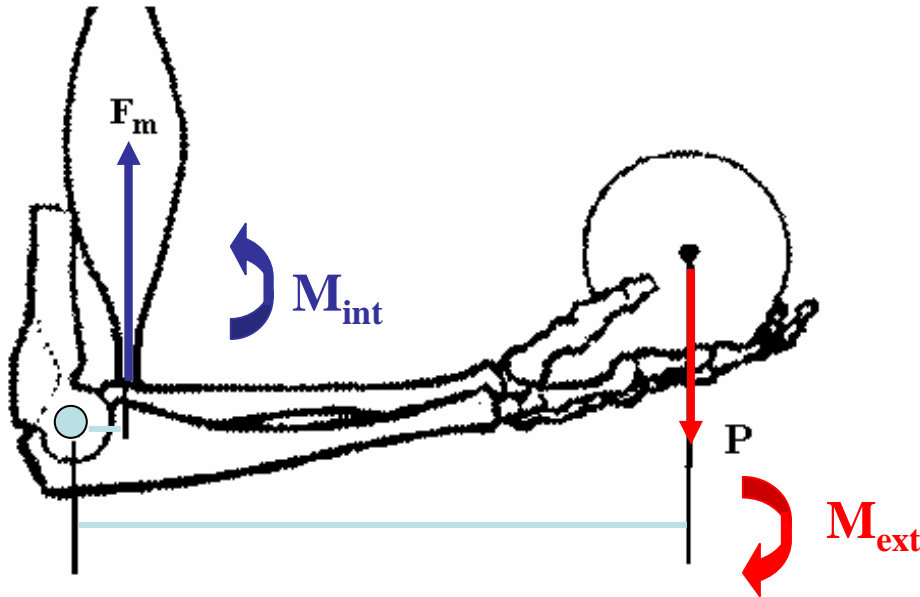


# Analyse dynamique

## Moments et puissances musculaires

On distingue:

- un **travail moteur** (positif) lorsque la force agit dans le sens du déplacement;
- un **travail résistant** (négatif) lorsque force agit dans le sens opposé au déplacement.



Si  $m^{vt}$  de **flexion** :

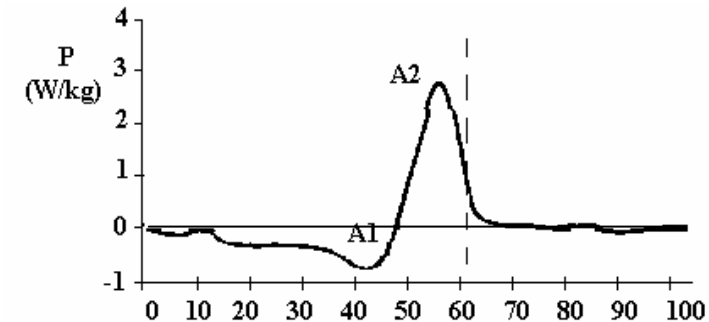
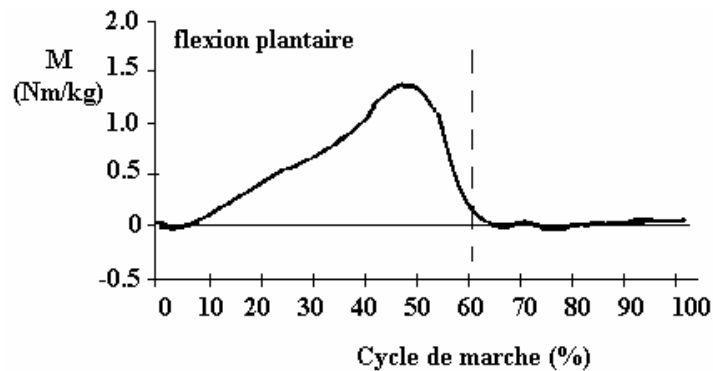
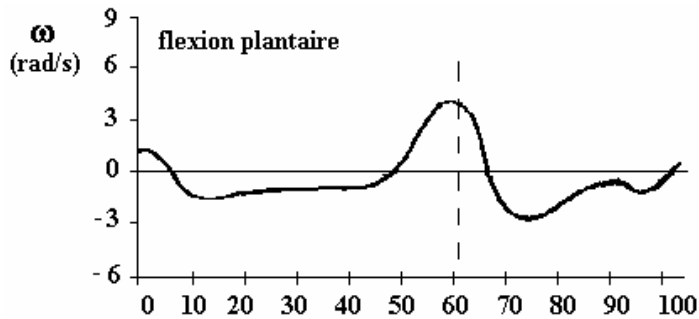
$$W_{int} > 0 \text{ et } W_{ext} < 0$$

Si  $m^{vt}$  d'**extension** :

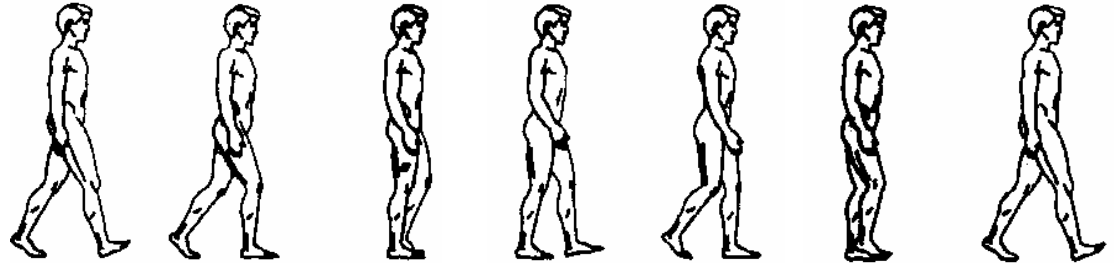
$$W_{int} < 0 \text{ et } W_{ext} > 0$$

# Analyse dynamique

## Evolution des moments et puissances articulaires au cours de la marche



### Chevilles



Pendant l'appui (droit), la jambe pivote autour de la cheville : la flexion dorsale est contrôlée par un moment de flexion plantaire.

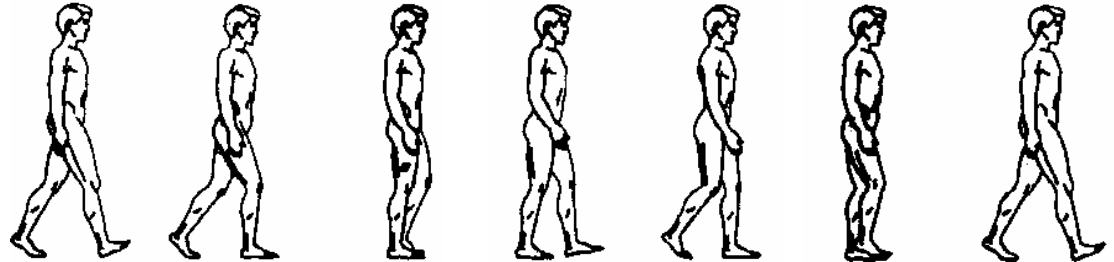
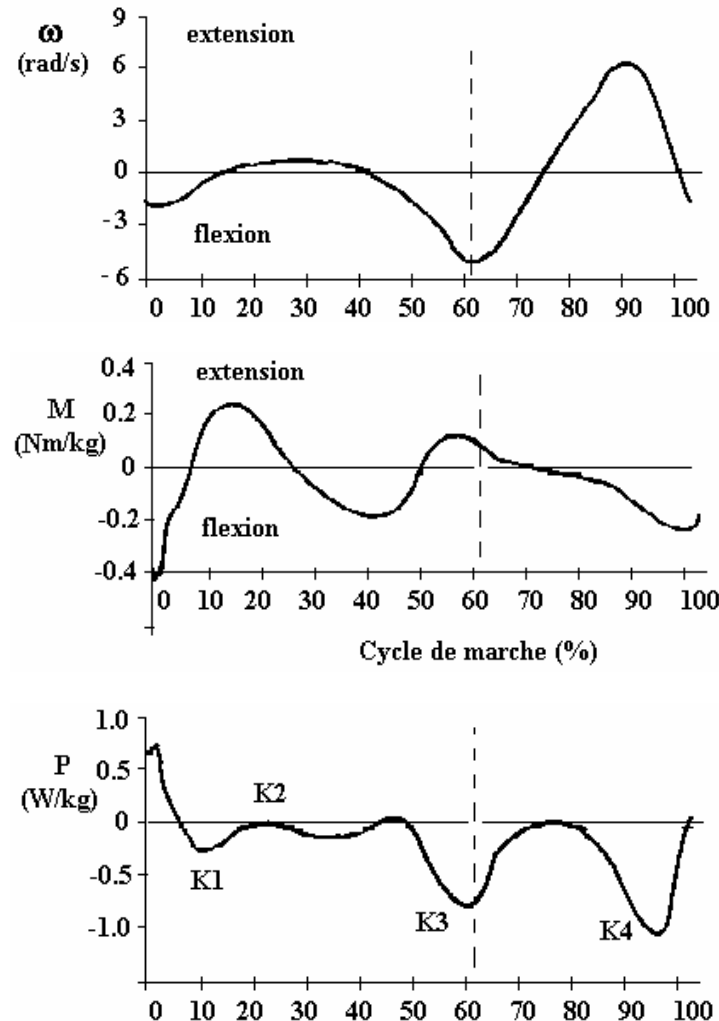
Ceci se traduit par une absorption d'énergie (A1).

Puis, la flexion plantaire liée à un moment dans le même sens correspondent à une génération de puissance (A2), nécessaire à la propulsion du membre inférieur vers l'avant.

# Analyse dynamique

## Evolution des moments et puissances articulaires au cours de la marche

### Genou



Peu après la réception, légère **flexion** du genou sous contrôle des **extenseurs** : **absorption K1**.

Puis, les **extenseurs** redressent le membre inf. : **génération K2**.

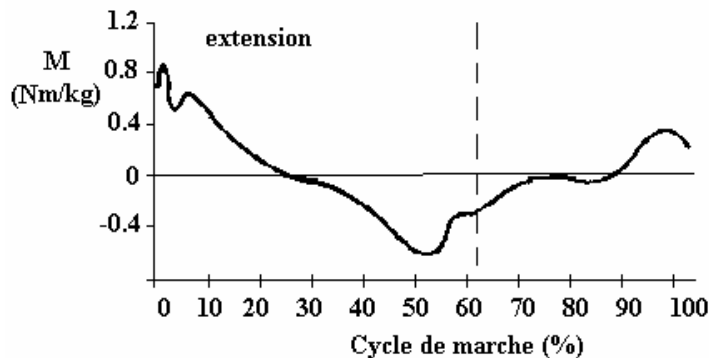
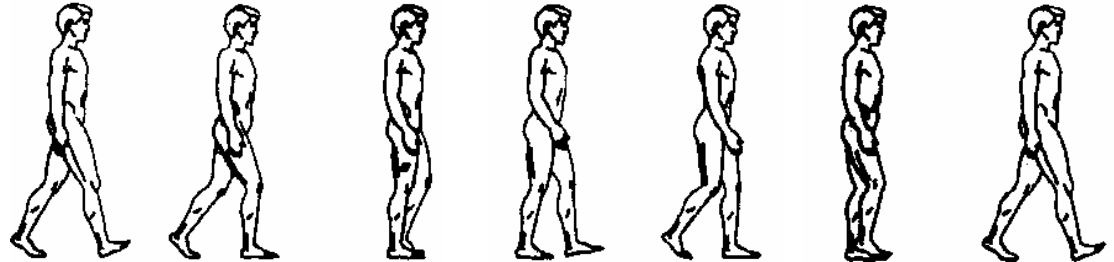
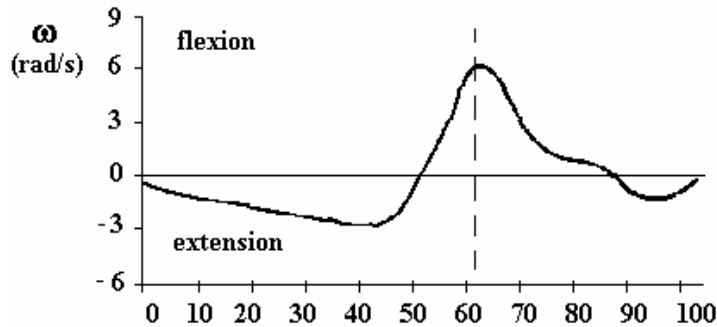
En fin de support, importante **flexion** du genou et faible **moment extenseur** du quadriceps pour réguler : **absorption K3**.

En fin d'oscillation, les **fléchisseurs** viennent **décélérer l'extension** du genou pour contrôler le contact suivant : **absorption K4**.

# Analyse dynamique

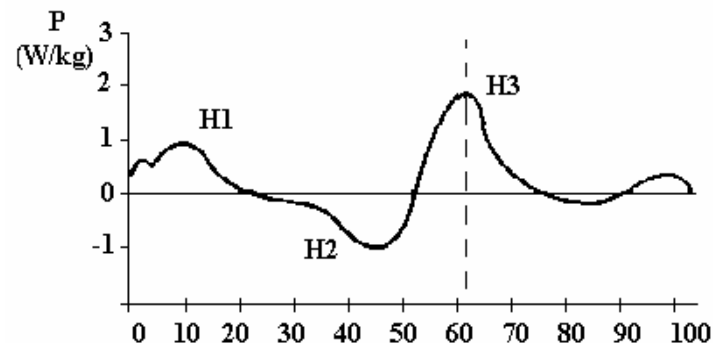
## Evolution des moments et puissances articulaires au cours de la marche

### Hanche



Peu après la réception, les **extenseurs de hanche** viennent freiner l'avancée du bassin : **génération H1**.

Puis, le moment devient fléchisseur, alors que la hanche continue à s'étendre : **absorption H2**.



En début d'oscillation, la flexion de la hanche due à une **action concentrique des fléchisseurs** tire le membre inférieur vers l'avant : **génération H3**.

# PLAN

## Analyse dynamique

**Actions de contact sol/pied**

**Algorithme de dynamique inverse  
(formulation matricielle)**

**Moments et Puissances  
musculaires**

## Forces musculaires et réactions articulaires

**Problématique**

**Modèle - Hypothèses**

**Optimisation**

**Résultats**

# Calcul des actions de contact articulaires :

## Données disponibles

- **Positions successives** des segments corporels (supposés rigides)
- Torseurs des **actions de contact** sol/pied (phase d'appui)
- **Masse**, position du centre de gravité, inertie des segments (Zatsiorsky, 83)
- Origines et **insertions des muscles** (White, 89),  $F_{\text{isométriques max.}}$  (Goubel, 98)

## Démarche

- Calcul des **actions intersegmentaires** (Newton-Euler)
  - Formulation matricielle (Legnani, 96)
- **Modèle musculo-squelettique**
  - **Sélection des muscles** principaux (tâche) + **Détermination de leurs bras de levier** / articulation
  - **Hypothèses**  $\Rightarrow$  simplification du problème.
- Détermination des **forces musculaires** : **Pb. redondant**  $\Rightarrow$  **Optimisation**
- Calcul de la **réaction articulaire**
- **Validation**
  - Synchronisation temporelle : forces musculaires / **EMG**
  - Mesures de la réaction sur hanche instrumentée (O'Connor, 98)

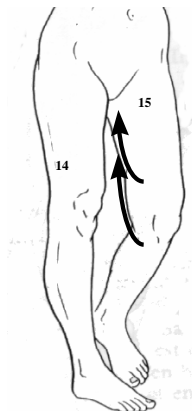
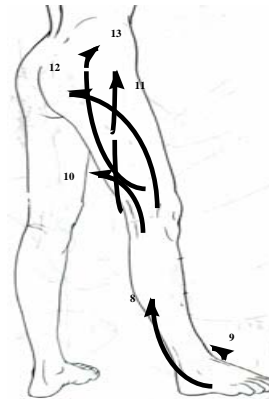
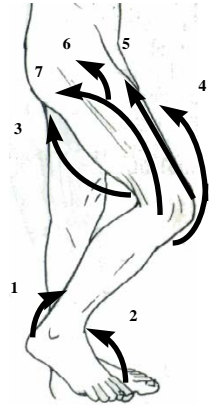
# Calcul des actions de contact articulaires :

## Modèle musculo-squelettique

**47** muscles interviennent dans la marche (Crowninshield, 81)

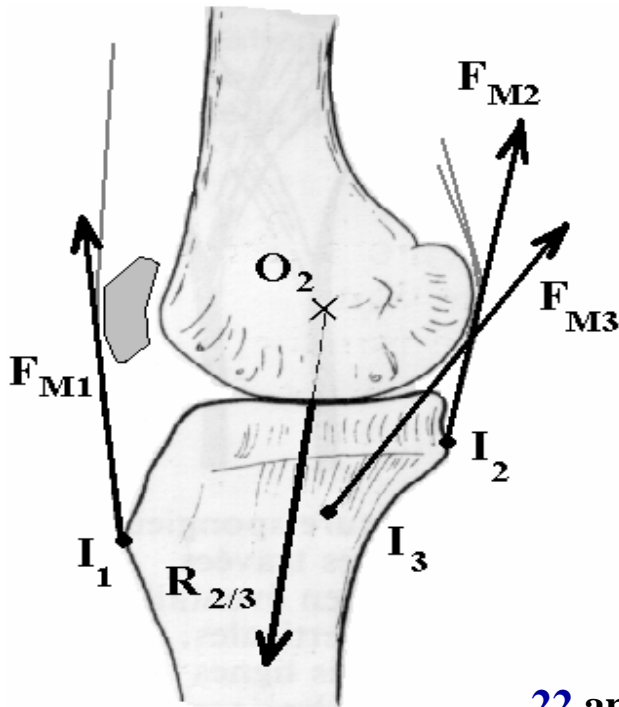
⇒ sélection des **22** muscles principaux (Bouisset, 95 - Carret)

	Cheville	Genou	Hanche
<b>Flexion</b>	Jambier antérieur (2)	Demi-tendineux Demi-membraneux Long biceps Ischio-jambiers (3)	Droit antérieur (5) Couturier
<b>Extension</b>	Soléaire Jumeaux Triceps sural (1)	Quadriceps (4)	Grand fessier (7, 12) Moyen fessier (6)
<b>Rotation externe</b> <b>/ Pronation</b>	Long péronier latéral Court péronier latéral (8)	Long biceps Court biceps (10)	Grand fessier Pyramidal Crural
<b>Rotation interne</b> <b>/ Supination</b>	Jambier postérieur (9)	Couturier (11)	Petit fessier Moyen fessier Tenseur du fascia lata
<b>Abduction</b>			Tenseur du fascia lata Moyen fessier Petit fessier (13)
<b>Adduction</b>			Droit interne (14) Grand adducteur (15)



## Hypothèses :

- La **réaction articulaire**  $\vec{R}$  passe par le centre de l'articulation  
 $\Rightarrow$  Moments intersegmentaires équilibrés par moments musculaires (ligaments négligés)
- Le muscle est assimilé à sa **ligne moyenne**  
 $\Rightarrow$  Point d'insertion = barycentre de la zone d'insertion du tendon  
 $\Rightarrow$  Ligne d'action = direction de la ligne moyenne du tendon  $\Rightarrow$  Bras de levier / chaque axe



## Equilibre en quasi-statique :

Articulation  $S_{i-1}/S_i$

$$\left\{ \begin{array}{l} \vec{F}_{i-1/i} = \sum_{j=1}^n \mathbf{F}_{Mj} \cdot \vec{u}_j + \vec{R}_{i-1/i} \\ \vec{M}_{i-1/i}(\mathbf{O}_{i-1}) = \sum_{j=1}^n \vec{O}_{i-1} \mathbf{I}_j \times \mathbf{F}_{Mj} \cdot \vec{u}_j \end{array} \right.$$

(3\*6 = 18 équations)

22 amplitudes musculaires  $F_{Mj}$   
+ 9 composantes de réaction

31 inconnues  $\Rightarrow$  Redondance !



## **Optimisation :**

**Minimisation d'un critère :**  $\sum_i F_i$  ,  $\sum_i (F_i/S_i)$  ,  $\sum_i (F_i/S_i)^2$

**Avec  $S_i$  : section du muscle**

**En respectant les contraintes suivantes :**

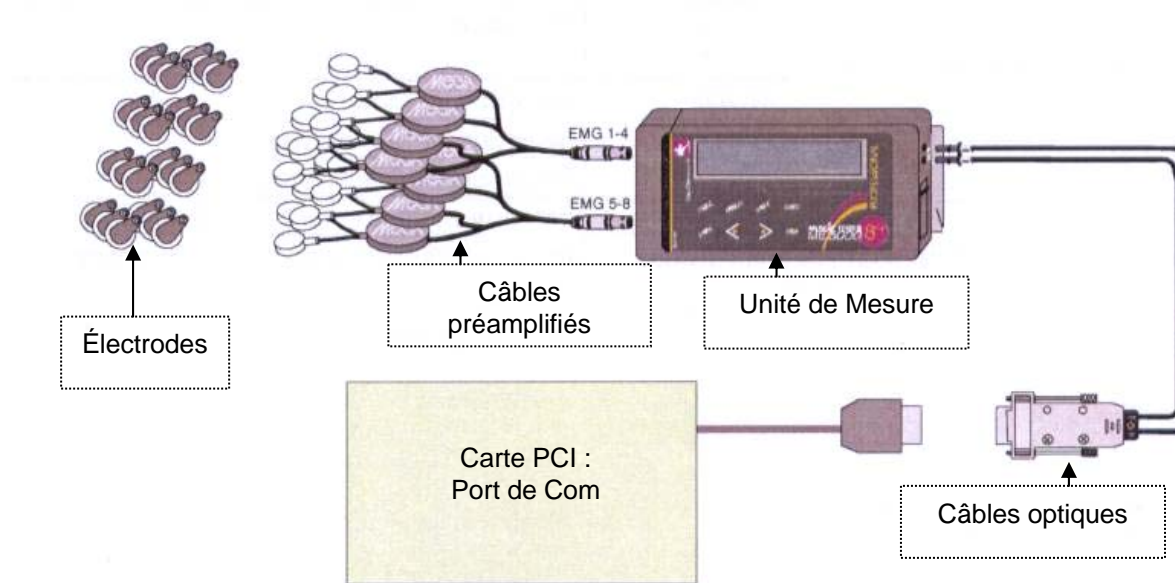
**Moments sur chaque axe articulaire :**

$$\left\{ \begin{array}{l} M_X(O_j) = \sum_i b_{ix} \cdot F_i \\ M_Y(O_j) = \sum_i b_{iy} \cdot F_i \\ M_Z(O_j) = \sum_i b_{iz} \cdot F_i \end{array} \right.$$

**Force de traction, inférieure à une limite maximale :**  $0 \leq F_i \leq F_{iMax}$

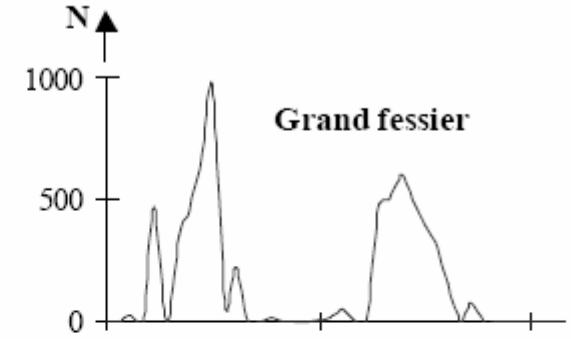
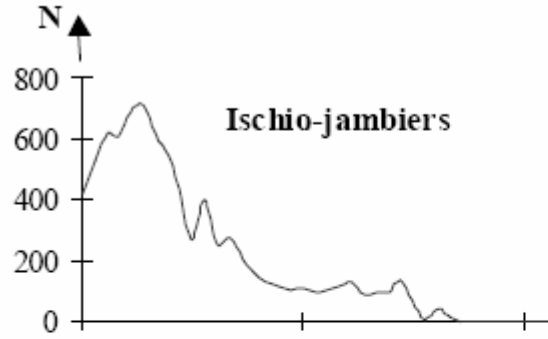
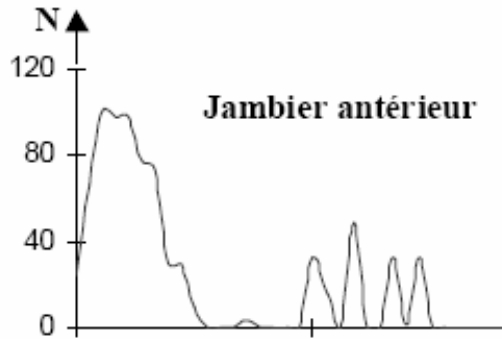
## Validation

**Système d'électromyographie** permettant l'enregistrement des signaux de l'activité électrique des muscles de surface

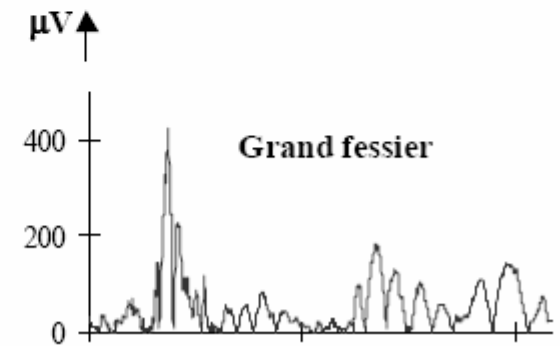
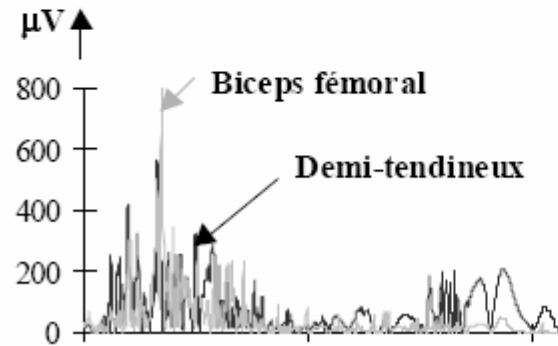
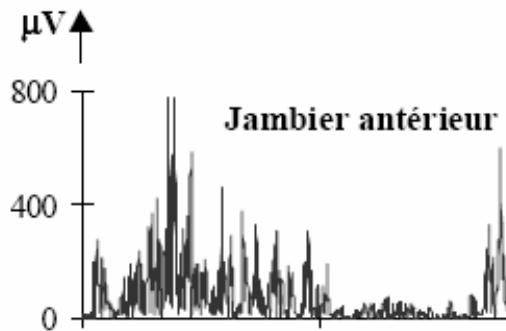


## Calcul des forces musculaires :

a



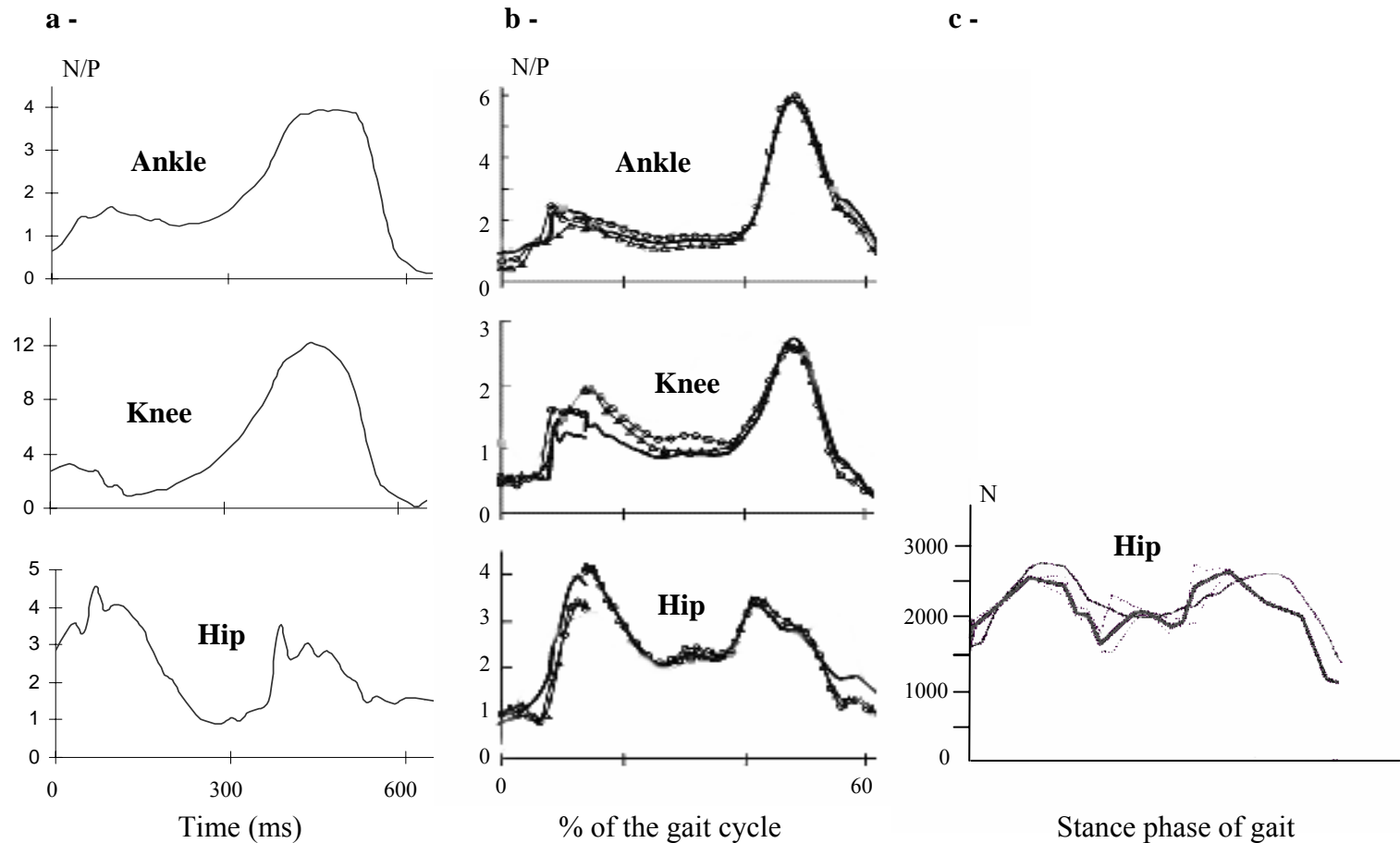
b



a. Résultats de l'optimisation

b. Mesures EMG

## Calcul des actions de contact articulaires :



- a. **Joint contact forces** normalized by the body weight predicted by **optimisation** during the stance phase of gait,
- b. Joint contact forces published by **Anderson and Pandy (2001)**,
- c. The hip joint reaction measurement using an **instrumented prosthesis** published by Lu and O'Connor (1999).