

## Analyses cinématique et dynamique appliquées à la performance sportive

**P. Lacouture**

*Institut Pprime UPR 3346 CNRS – Université de Poitiers – ENSMA*

*Boulevard Marie et Pierre Curie BP 30179*

*86962 Futuroscope Cedex*

*courriel : patrick.lacouture@univ-poitiers.fr*

### 1. Introduction :

Le thème de cette présentation porte sur les analyses cinématique et dynamique appliquées à la performance sportive ; il peut paraître évident que ces deux approches soient mises en relief puisque la mécanique est, par définition, la science qui étudie le mouvement, et particulièrement la locomotion humaine comme la marche, geste le plus fondamental de notre vie sociale. Pourtant, ces disciplines scientifiques que sont la mécanique, puis la biomécanique du mouvement ont quelques difficultés à trouver leur place aux côtés des enseignements et des approches plus traditionnelles. Il suffit d'évoluer dans les lieux de formation du secteur médical, du secteur sportif, ou encore du domaine des Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives pour se rendre compte du peu d'heures dispensées à l'analyse mécanique de la locomotion humaine et du peu d'engouement qu'elle suscite. Les raisons de ces désaffections sont multiples ; Si cette présentation n'a pas pour objet de débattre de cet état de fait, cette réflexion introductive a surtout pour but de sensibiliser la communauté scientifique des biomécaniciens sur ce constat pour les inciter à apporter, auprès de la jeune génération, cette culture scientifique qui fait aujourd'hui si cruellement défaut. Que peut apporter cette culture scientifique ? Ce sera l'un des objectifs de cet exposé.

**Que permet l'acte locomoteur ?** Qu'il soit réalisé au quotidien ou qu'il soit au service d'une performance sportive, la réponse peut paraître simple. Le but de la marche par exemple, est de transporter son propre corps d'un point A à un point B. La marche athlétique sera de parcourir ce même chemin dans un minimum de temps avec quelques contraintes supplémentaires dues au règlement fédéral. Et lorsque la vitesse de déplacement augmente, la course se substitue à la marche ; un temps de suspension est alors détecté entre deux appuis consécutifs. De la même manière, le saut en hauteur revient à élever son propre poids d'un point A à un point B suivant une direction verticale ; et pour un saut en longueur, ce sont les deux directions vers le haut et vers l'avant qui sont privilégiées. On pourrait ainsi

multiplier les exemples et s'apercevoir que le but principal de nombreuses tâches locomotrices est le transport de son propre poids sous des conditions spécifiques. Certaines activités physiques nécessitent l'utilisation d'un équipement, le vélo, le kayak, le tennis, etc. Pour autant, la problématique reste la même, avec une difficulté supplémentaire liée à la maîtrise de l'outil.

**Mais qui y a-t-il de commun entre tous ces exemples, marche, course, saut, etc., pour qu'une science comme la mécanique puisse apporter une explication objective, rationnelle, et cela quelle que soit la discipline sportive ?**

Le point commun à tous ces exemples, que chacun d'entre peut constater, est que les athlètes, pour se mouvoir, mettent en mouvement leurs segments corporels, selon une technique gestuelle spécifique à la pratique sportive. Ces mouvements segmentaires sont possibles grâce à l'action des muscles que l'on appelle « actionneurs du mouvement ». Ces mouvements se réalisent, lorsqu'ils sont volontaires, sous la gouvernance d'une commande centrale qui contribue à la mise en œuvre d'une coordination gestuelle particulière ou technique gestuelle que l'on souhaite performante.

Mais pour aller plus avant dans l'explication mécanique des mécanismes mis en jeu, quel lien y a-t-il entre les mouvements segmentaires coordonnés et le déplacement du corps qui caractérise la locomotion ?

Répondre à ce questionnement ou à ces notions clés, tels sont les objectifs assignés à la suite de ce développement. Pour atteindre ce but, il me paraît utile de présenter schématiquement cette approche globale qui repose sur une modélisation géométrique et anthropométrique du corps, une plateforme de capture du mouvement 3D et un traitement des données associant des méthodes de reconstruction cinématique (cinématique inverse) et dynamique (dynamique inverse).

## 2. Modélisation du corps

Comme pour toute analyse scientifique d'un phénomène, il est nécessaire de simplifier une réalité complexe. Cette simplification repose sur la construction d'une modélisation qui rend compte au mieux de cette réalité. La modélisation permet d'analyser des phénomènes réels, de prévoir des résultats par application d'une ou plusieurs théories, avec un niveau d'approximation donné, connu et acceptable. Il est entendu que le degré de complexité de la modélisation augmente avec d'une part les développements théoriques, et d'autre part, les progrès dans la conception des outils de mesure expérimentaux.

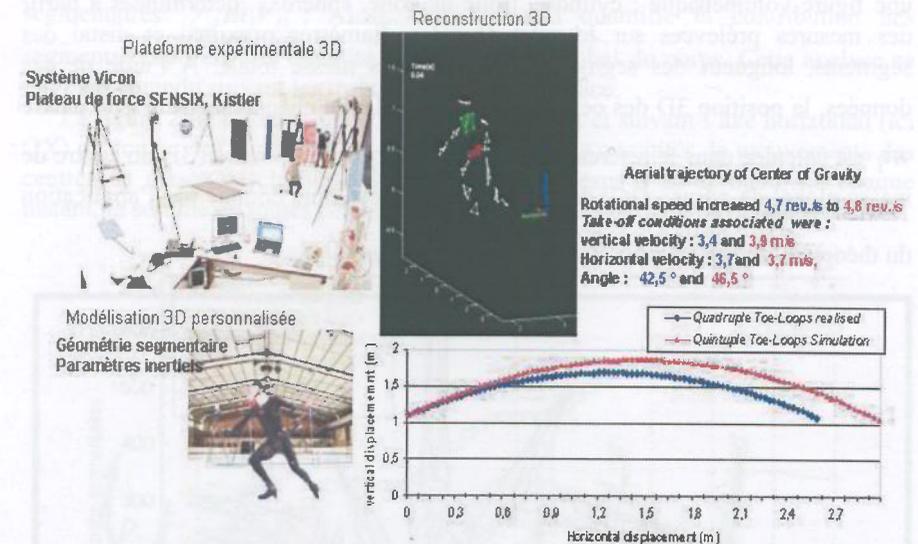


Figure 1 : Exemple d'une étude globale de mouvement : Quadruple Boucle Piquée (B. Joubert, 2009)

Pour le corps humain, deux modélisations possibles.

La 1ère consiste à assimiler le corps en un point appelé centre de masse où se concentre la masse totale du corps. Cette modélisation, si elle peut apporter quelques renseignements très descriptifs de la locomotion, n'offre aucune analyse personnalisée du mouvement réalisé par une évaluation des mouvements segmentaires d'une part, ni une interprétation de la dynamique interne du système, d'autre part. Pour cela, la modélisation du corps en un système multicorps est nécessaire; elle s'accompagne cependant de quelques hypothèses simplificatrices qui font l'objet aujourd'hui de développements scientifiques fondamentaux, et qui viendront, n'en doutons pas, l'enrichir dans les prochaines années. Cela concerne actuellement en particulier, la personnalisation des paramètres inertiels, la prise en compte des mouvements des masses molles, l'introduction du modèle musculo-squelettique, la caractérisation rhéologique des articulations considérées aujourd'hui comme parfaites.

A titre d'exemple, la figure 1 illustre les différentes postures modélisées en 3D d'un gymnaste réalisant une acrobatie aérienne un salto tendu vrillé. Les hypothèses simplificatrices sont de considérer des segments rigides, des articulations parfaites, et le plus souvent des paramètres inertiels et géométriques issus de tables anthropométriques et de modèles proposés par Winter, Hanavan, Hatze, et extraits de banques de données. A chaque segment corporel est associée

une figure volumétrique : cylindre, tronc de cône, sphère.... déterminées à partir des mesures prélevées sur le sujet étudié : diamètres proximal et distal des segments, longueur des segments, la taille et la masse totale. A l'aide de ces données, la position 3D des centres de masse  $OG_i$  de chaque segment  $i$  de masse  $m_i$  est calculée dans le référentiel image  $R_0(O,x,y,z)$ . La position 3D du centre de masse global du corps  $OG$  de masse totale  $M$ , est alors connue par l'application du théorème du barycentre : Soit :  $OG = \frac{1}{M} \sum_i m_i OG_i$ .

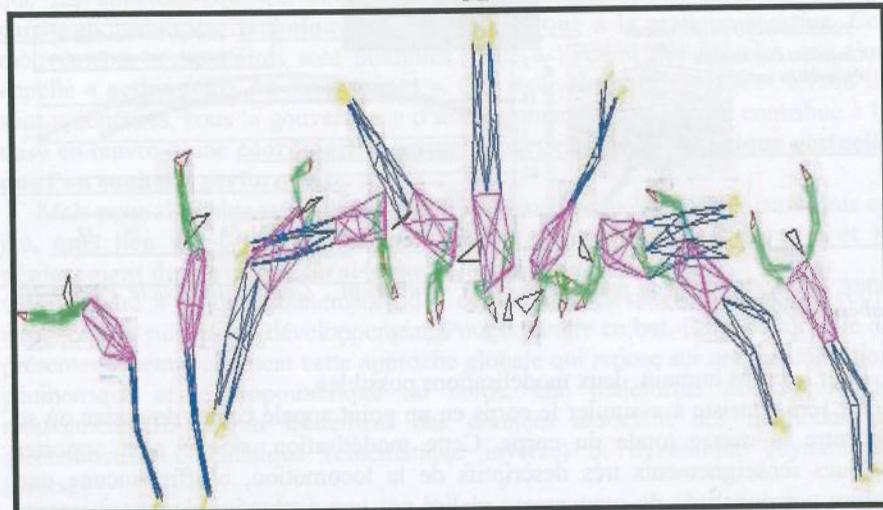


Figure 1 : Modélisation du corps en un système multicorps poly articulés.

### 3. Analyse du mouvement :

Une fois connues les positions des centres de masse dans  $R_0$ , les composantes de vitesse et d'accélération sont calculées par dérivées successives de l'Eq. 1 ; elles s'expriment par :

$$V_G = \frac{1}{M} \sum_i m_i V_{G_i} \text{ (Eq. 2) et } A_G = \frac{1}{M} \sum_i m_i A_{G_i} \text{ (Eq. 3)}$$

L'Eq. 2 exprimée en termes de quantités de mouvements, est très riche de renseignements. Elle peut s'écrire sous la forme  $MV_G = \sum_i m_i V_{G_i}$  (Eq. 4). En d'autres termes, la quantité de mouvement globale du corps associée à celle de son centre de masse  $MV_G$  est égale à la somme des quantités de mouvements

segmentaires  $\sum_i m_i V_{G_i}$  ; Ainsi, cette relation quantifie la contribution des segments corporels à la quantité de mouvement global du corps. Cette analyse se fait bien entendu suivant les trois directions de l'espace.

La figure 2 représente, lors d'un départ de sprint et suivant l'axe horizontal (ici OX) de course, les variations au cours du temps, des quantités de mouvements des centres de masse de chacun des membres et du corps d'un sprinteur. A chaque instant, la somme de toutes ces quantités donne celle du centre de masse global.

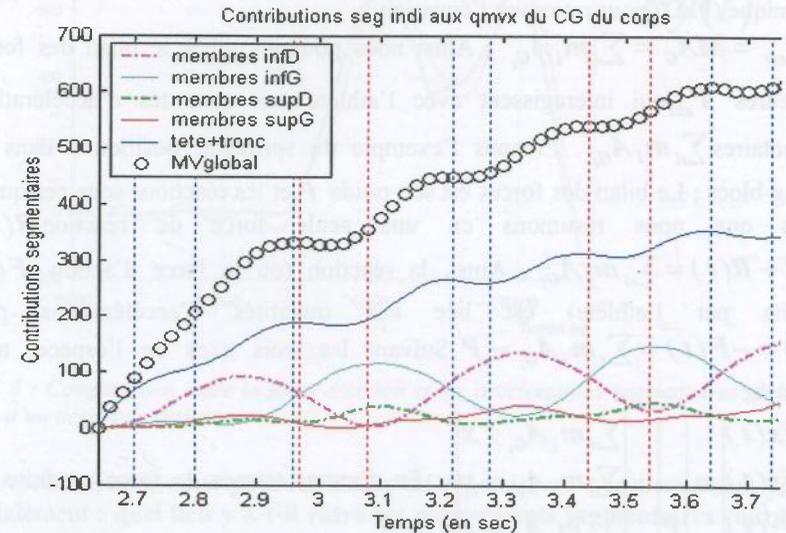


Fig. 2 : Quantité de mouvement des membres supérieures, inférieures, tête et tronc, et du Centre De Masse global d'un sprinteur au cours de son départ.

Nous notons que toutes les quantités de mouvement segmentaires sont initialement nulles puisque le sprinteur est immobile dans les starting blocks. A l'ordre GO du starter, le coureur se met en action ; nous remarquons sur le graphique, que c'est le tronc qui, en premier, contribue à la quantité de mouvement globale (segment de masse importante, près de 50% de la masse totale du corps). Puis vient la contribution du membre inférieur droit (membre positionné dans le block arrière) alors que le membre gauche reste quasi immobile. La sollicitation de ces deux membres montre bien l'alternance des appuis. Les intervalles où la quantité de mouvement globale est constante définissent les phases aériennes. La contribution des bras reste faible mais pas négligeable. Améliorer la vitesse de départ de ce sprinteur revient à augmenter la quantité : aussi quel segment pourrait améliorer sa contribution ? Ou encore, peut-on améliorer la coordination

segmentaire pour augmenter la somme algébrique des quantités de mouvement segmentaires ? Sur cette base de données quantifiée, l'entraîneur peut alors apporter son expertise.

L'équation 3, obtenue par une dérivée seconde du théorème du barycentre cinématique est centrale dans notre démonstration car elle relie les quantités d'accélération segmentaires aux concepts de forces produites avec l'environnement matériel de pratique. Pour cela, il suffit d'écrire le Principe Fondamental de la Dynamique (PFD) pour retrouver l'équation :

$F_{ext} = MA_G = \sum_i m_i A_{G_i}$  ; Ainsi nous pouvons relier le bilan des forces extérieures  $F_{ext}$  qui interagissent avec l'athlète aux quantités d'accélérations segmentaires  $\sum_i m_i A_{G_i}$ . Prenons l'exemple du sprinteur, positionné dans les starting-blocs ; Le bilan des forces est son poids  $P$  et les réactions sous ces quatre appuis que nous résumons en une seule force de réaction  $R(t)$ , soit  $P + R(t) = \sum_i m_i A_{G_i}$ . Ainsi, la réaction (ou la force d'action  $F(t)$  produite par l'athlète) est liée aux quantités d'accélérations par :  $R(t) = -F(t) = \sum_i m_i A_{G_i} - P$ . Suivant les trois axes de l'espace, nous obtenons :

$$\begin{pmatrix} Fx(t) \\ Fy(t) \\ Fz(t) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \sum_i m_i A_{G_i} / x \\ - \sum_i m_i A_{G_i} / y \\ \sum_i m_i A_{G_i} / z \end{pmatrix} ; \text{ En d'autres termes, la force produite par } \begin{matrix} \\ P \\ \end{matrix}$$

l'athlète sous ses appuis est directement liées aux mouvements accélérés des segments qu'il est capable de produire, et cela de manière coordonnée puisque ces accélérations segmentaires sont additionnées « algébriquement ». Il ne sert à rien de « pousser » dans les starting-blocs pour obtenir la meilleure vitesse de départ, mais plutôt, de jaillir, « d'exploser », de mettre en action très rapidement les segments « libres de tout contact », et cela dans la « bonne » direction. Sur cette base, on comprend tout l'intérêt de procéder à des captures synchronisées des mouvements segmentaires et des forces sous les appuis c'est à dire pouvoir relier les causes aux conséquences et agir sur les premières afin d'améliorer la performance ; La figure 3 ci-après illustre la relation  $Fy(t) = \sum_i m_i A_{G_i} / y$ , suivant l'axe y du départ de sprint.

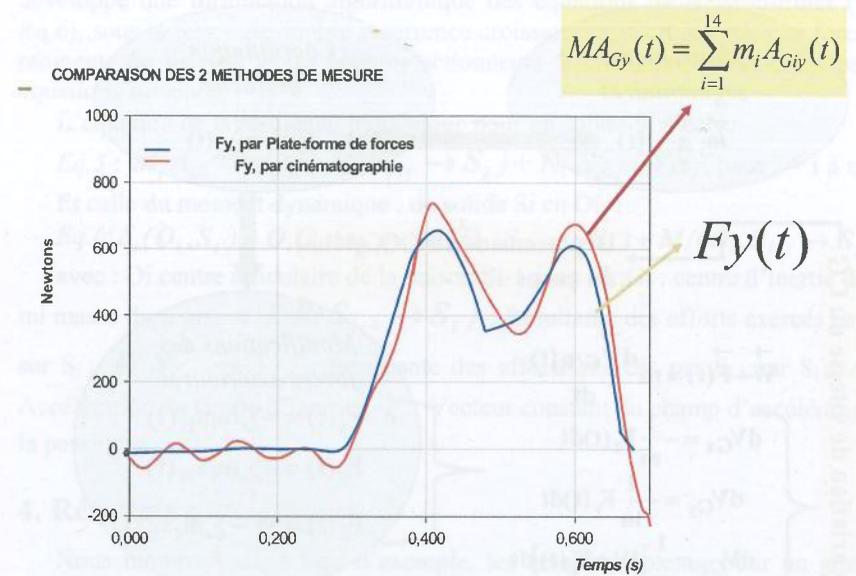


Fig. 3 : Comparaison entre la force d'action et les accélérations segmentaires globalisées lors d'un départ de sprint

A cette étape, nous pouvons tenter de répondre au questionnement proposé initialement : **quel lien y a-t-il entre les mouvements segmentaires coordonnés et le déplacement du corps qui caractérise la locomotion?**

Au départ, il y a la quantité d'accélération segmentaire initiée par l'activité musculaire  $m_i A_{G_i}$  ; Puis, la mise en mouvement coordonnée des segments évaluées par la somme algébrique  $\sum_i m_i A_{G_i}$  s'évalue par les variations en fonction du temps des forces de contact exprimées sous leur forme résultante d'action de l'athlète soit  $F(t) = P - \sum_i m_i A_{G_i}$  ; on en déduit les variations au cours du temps de la vitesse du centre de masse global par  $\Delta V_G = \frac{1}{M} \int [P - F(t)] dt$  ; Enfin, les variations de déplacement du centre de masse par  $\Delta H_G = \int V_G(t) dt$ . La figure ci-dessous rend compte de cette organisation en précisant un point, dès qu'il y a accélération segmentaire, il y a création d'une force.

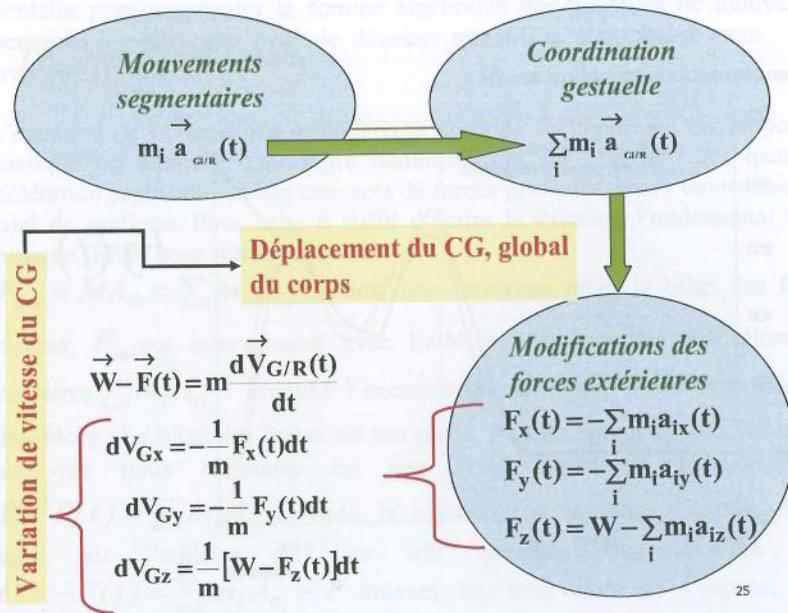


Fig. 4 : De l'accélération segmentaire au déplacement du centre de masse global du corps

Ainsi, l'activité musculaire a pour conséquence la mise en mouvements des différents segments corporels. Pour qu'elle soit efficace, nous venons de démontrer que ces mouvements doivent être coordonnés, d'une part et accélérés, d'autre part. **Comment expliquer, mécaniquement, la relation qui existe entre l'activité musculaire et les mouvements segmentaires ?** Cette question peut être abordée en étudiant la dynamique interne du corps en mouvement en formulant le problème de dynamique inverse. Cette approche propose de calculer les efforts actionneurs articulaires, générés par les muscles actionneurs, pour une cinématique donnée à partir des équations du mouvement qui peuvent s'écrire, sous la forme généralisée :

$$\tau(t) = f \left[ q(t), \dot{q}(t), \ddot{q}(t) \right],$$
 avec  $q(t), \dot{q}(t), \ddot{q}(t)$ , les vecteurs qui regroupent les paramètres cinématiques articulaires du mouvement et leur dérivée d'ordre 1 et 2 et  $\tau(t)$ , le vecteur des efforts actionneurs.

Pour cela, le formalisme de Newton-Euler, appliqué à une chaîne articulée simple, à n corps segmentaires indicés de Si à Sn donne accès aux forces et moments  $F_i$  et  $M_i$  évalués aux articulations  $O_i$  ; Luh, J. et coll. (1980) ont

développé une formulation algorithmique des équations de Newton-Euler (Eq.5, Eq.6), sous la forme de double récurrence croissante et décroissante. Les forces, et moments de liaisons et les couples actionneurs articulaires sont calculés par les équations suivantes :

L'équation de la résultante dynamique pour un solide Si s'écrit,

Eq.5 :  $m_i A_{Gi} = m_i g + R(S_{i+1} \rightarrow S_i) + R(S_{i-1} \rightarrow S_i)$ , pour  $i = 1$  à  $n$

Et celle du moment dynamique, du solide Si en  $O_i$  :

Eq.6:  $\delta_i(O_i, S_i) = O_i G_i A m_i g + M(O_i, S_{i-1} \rightarrow S_i) + M(O_i, S_{i+1} \rightarrow S_i)$

avec :  $O_i$  centre articulaire de la liaison  $S_{i-1}$  avec  $S_i$  ;  $G_i$  : centre d'inertie de  $S_i$  ;  $m_i$  masse du segment  $S_i$  ;  $R(S_{i+1} \rightarrow S_i)$  : Résultante des efforts exercés par  $S_{i+1}$  sur  $S_i$  ;  $R(S_{i-1} \rightarrow S_i)$  : Résultante des efforts exercés par  $S_{i-1}$  sur  $S_i$  ;  $A_{Gi}$  : Accélération du centre d'inertie ;  $g$  : Vecteur constant du champ d'accélération de la pesanteur.

#### 4. Résultats :

Nous montrons ici, à titre d'exemple, les résultats obtenus pour un geste de squat (charge soulevée de 60 kg). La figure 5 illustre le modèle cinématique associé (mouvement plan). Les figures 6, 7 et 8 représentent successivement les efforts articulaires (force et moment) calculés ainsi que les puissances mécaniques (fig. 9) développées aux principales articulations hanches, genoux, chevilles. Nous remarquons que les articulations les plus sollicitées sont les genoux et les hanches. Les forces de compression et de cisaillement, calculées dans le repère local de l'articulation sont maximales à l'instant de flexion, elle aussi, maximale. En termes de puissance, c'est l'articulation genoux qui développe le plus de puissance : 1000 W d'amplitude VS 600 W pour les hanches.

Enfin en termes de travail mécanique dépensé, la figure 10 compare deux modes de calcul. Le premier  $W_{int}$ , appelé travail des efforts internes cumulés est obtenu à partir des puissances articulaires, soit :

$$W_{int} = \int_t \sum_i |P_i| dt$$

avec  $P_i = M(O_i, S_{i-1} \rightarrow S_i) \bullet \dot{q}_i$ , produit scalaire du moment articulaire et de la vitesse angulaire intersegmentaire. Le second, classiquement utilisée dans le milieu de l'entraînement, consiste à évaluer le travail du poids de la charge soulevée  $W_{poids}$ , égal au signe pré, à la variation de l'énergie potentielle de la barre multipliée, si nécessaire, par le nombre de répétition. La figure 10 compare ces deux modes de calcul, et le tableau 1 évalue les écarts pour différentes charges. Plus la charge augmente et plus les écarts diminuent dans la mesure où les termes

due aux inerties segmentaires, qui interviennent dans le calcul des efforts internes, deviennent de plus en plus faibles : une charge croissante limite en effet les accélérations segmentaires.

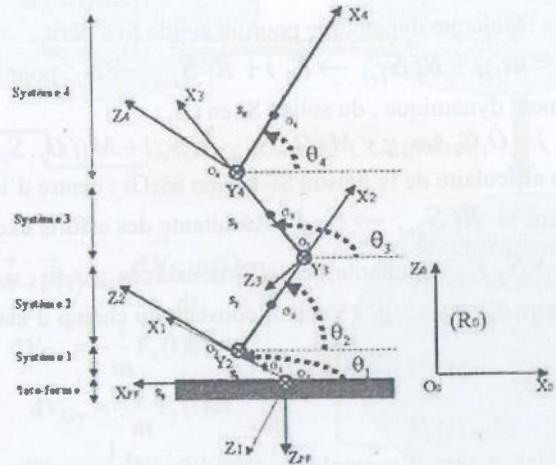


Figure 5 : Exemple : modèle cinématique plan d'un geste de squat

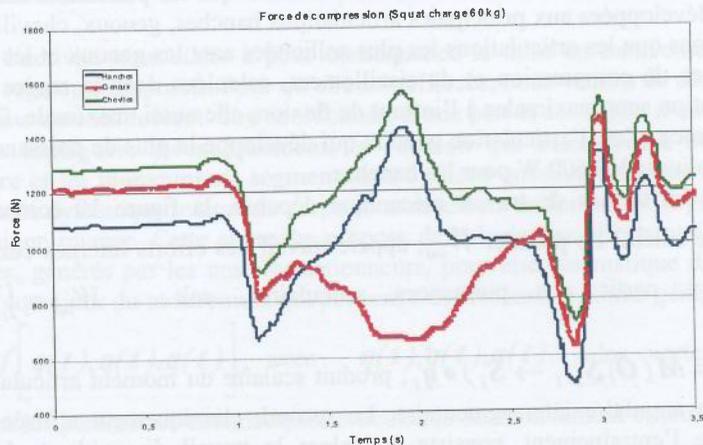


Figure 6 : Forces de compression articulaires développées lors d'un geste de squat (charge 60 kg).

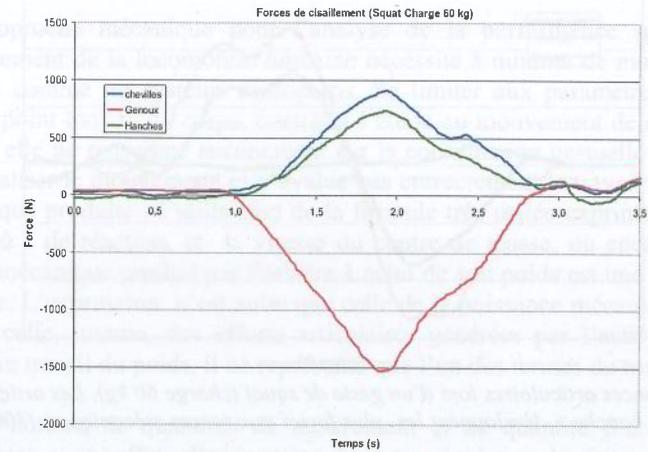


Figure 7 : Forces de cisaillement articulaires développées lors d'un geste de squat (charge 60 kg). A la flexion maximale, l'articulation genou est la plus sollicitée (1600 N), puis les chevilles (900 N) et les hanches (800 N).

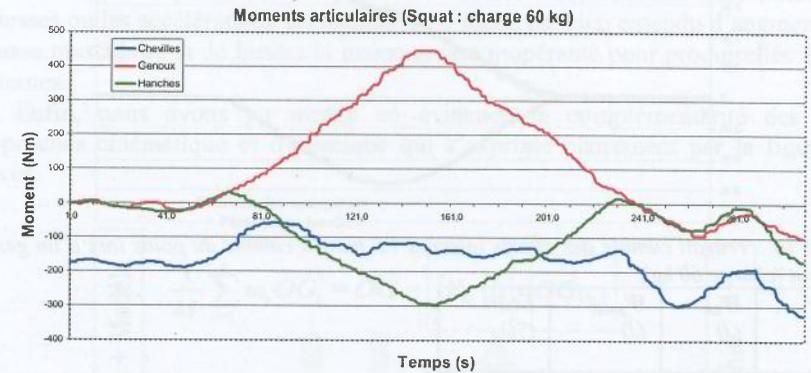


Figure 8 : Moments nets articulaires développés lors d'un geste de squat (charge de 60 kg). A la flexion maximale, l'articulation genou est la plus sollicitée (450 Nm), puis les hanches (-350 Nm) ; vient ensuite l'articulation cheville.

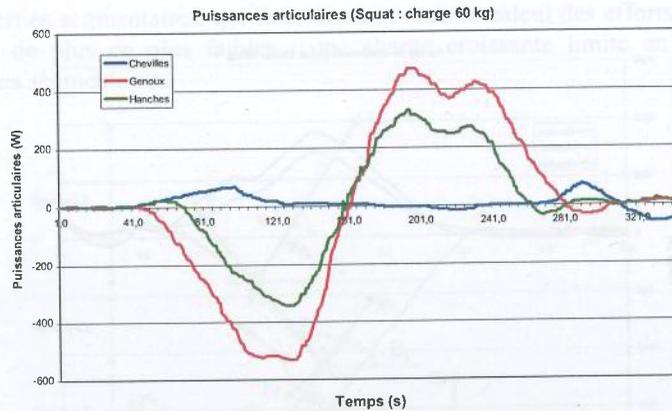


Figure 9 : Puissances articulaires lors d'un geste de squat (charge 60 kg). Les articulations « genou » puis « hanche » développent les plus fortes puissances mécaniques, (400 vs 300 W).

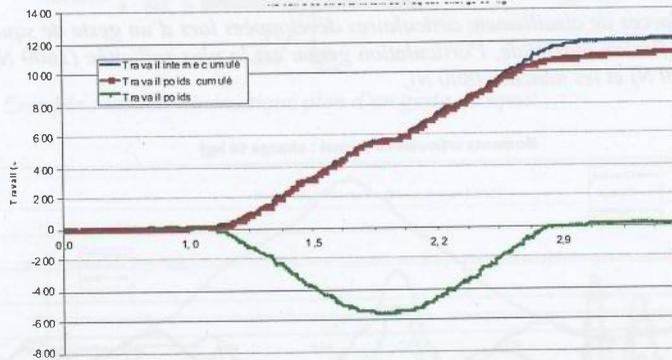


Figure 10 : Travail cumulé des efforts internes VS travail cumulé du poids lors d'un geste de squat (charge 60 kg).

Masse (kg)	$W_{int}$ (J)	$W_{poids}$ (J)	Ecart (%)
10	770	546	20
30	946	808	14.5
50	1128	1066	11
60	1200	1150	8.3
80	1506	1450	3.7

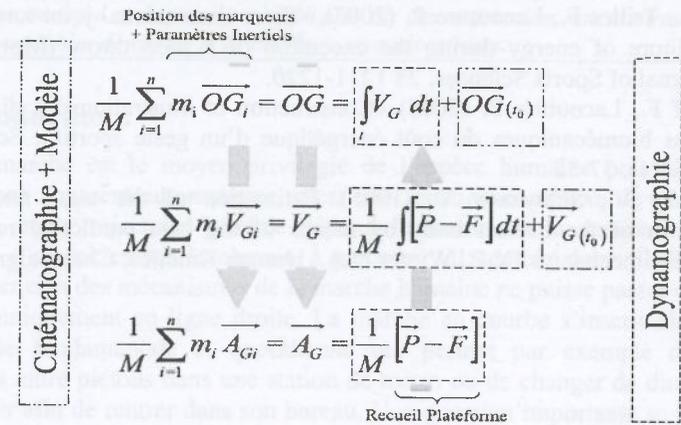
Tableau : Comparaison des travaux  $W_{int}$  et  $W_{poids}$  lors d'un geste de squat.

### 5. Conclusion :

L'approche mécanique pour l'analyse de la performance sportive et plus généralement de la locomotion humaine nécessite à minima de modéliser le corps humain comme un système multicorps. Se limiter aux paramètres du centre de masse, point moyen du corps, contraint l'étude au mouvement de translation ; De ce fait, elle ne renseigne aucunement sur la coordination gestuelle mise en œuvre pour réaliser le mouvement, et n'évalue pas correctement le travail ou la puissance mécanique produite ; l'utilisation de la formule très usitée exprimant la puissance par où de réaction, et la vitesse du centre de masse, ou encore assimiler le travail mécanique produit par l'athlète à celui de son poids est une faute théorique majeure. L'expression n'est autre que celle de la puissance mécanique externe qui exclue celle, interne, des efforts articulaires générées par l'activité musculaire. Quant au travail du poids, il ne représente que l'un des termes du travail mécanique externe.

Les notions de quantités de mouvement et de quantité d'accélération sont pertinentes ; en effet elles mettent bien en évidence le fait que la mise en mouvement accéléré d'une masse est essentielle dans la création des forces de contact par exemple ; on pourrait alors ajouter artificiellement des masses aux segments comme le faisaient les sauteurs de la Grèce Antique, mais encore faudrait-il être capable de manipuler ces masses additionnelles sans altérer les vitesses ou les accélérations segmentaires. L'idéal, est bien entendu d'augmenter la masse musculaire et de limiter la masse grasse inopérante pour produire les efforts internes.

Enfin, nous avons pu mettre en évidence la complémentarité des deux approches cinématique et dynamique qui s'exprime clairement par la figure ci-après.



Cette complémentarité est la base de toute étude biomécanique du mouvement. Aujourd'hui, les procédures de calculs issues du domaine de la robotique donnent accès à la dynamique interne du corps. Un dernier niveau de modélisation de plus en plus réaliste fait aujourd'hui l'objet de problématiques scientifiques ; Cela consiste à répartir les efforts internes vers les muscles, actionneurs du mouvement. Pour cela, des modèles musculosquelettiques se développent. Ces derniers permettront, dans un avenir proche, de quantifier les forces musculaires produites et ainsi de mieux renseigner sur les sollicitations mécaniques du système musculo-ostéo-tendineux.

Enfin, il ne faut surtout pas, bien entendu, oublier le contexte expérimental indispensable pour conduire de telles analyses à savoir, au minimum un système de capture de mouvement synchronisé aux mesures des efforts externes au système étudié. Signalons que ce point extrêmement important, puisqu'il conditionne toute approche scientifique, fera l'objet de journées thématiques déjà programmées pour juin 2011 et intitulées « Sport : Mesures et Simulations ». (<http://SMS2011.conference.univ-poitiers.fr/>).

## 6. Bibliographie :

Hanavan, P. A mathematical model of human body. In aerospace Medical Research Laboratory Report, Eds Wrighe Patterson Air Force Base, Ohio, 1964.

Luh, J., Walker, M. Paul R. On-line computational scheme for mechanical manipulateurs. In transactions of ASME Journal of Dynamics system, Measurement and control 102 (2), Eds. Brady : 1980 : 69-76.

Begon M., Colloud F., Lacouture P. (2009) « Measurement of contact forces on a kayak ergometer with a sliding footrest-seat complex » Sports Engineering, 11(2), 67-73

Blais L., Trilles F., Lacouture P. (2007) «Three-dimensional joint torques and the expenditure of energy during the execution of a judo throw (Morote Seoï Nage)», Journal of Sports Sciences, 25 1211-1220.

Leboeuf F., Lacouture P. (2008) «Construction et illustration des différentes formulations biomécaniques du coût énergétique d'un geste sportif», Science & Motricité, 63(1), 37-52

Zatsiorsky V., Seluyanov V. (1995). Estimation of the mass and inertia characteristics of the human body by means of the best predictive regression equations, Biomechanics IX-B, Winter D.A., Human Kinetics, Champaign p. 233-239.