



# Construction et illustration des différentes formulations biomécaniques du coût énergétique d'un geste sportif

Fabien Leboeuf, Patrick Lacouture

DANS **MOVEMENT & SPORT SCIENCES** 2008/1 n° 63 , PAGES 37 À 52

ÉDITIONS **DE BOECK SUPÉRIEUR**

ISSN 1378-1863

ISBN 978280417685

DOI 10.3917/sm.063.0037

Date de mise en ligne : 12/05/2008

Article disponible en ligne à l'adresse

<https://stm.cairn.info/revue-science-et-motricite-2008-1-page-37?lang=fr>



Découvrir le sommaire de ce numéro, suivre la revue par email, s'abonner...  
Scannez ce QR Code pour accéder à la page de ce numéro sur Cairn.info.



**Distribution électronique Cairn.info pour De Boeck Supérieur.**

Vous avez l'autorisation de reproduire cet article dans les limites des conditions d'utilisation de Cairn.info ou, le cas échéant, des conditions générales de la licence souscrite par votre établissement. Détails et conditions sur [cairn.info/copyright](http://cairn.info/copyright).

Sauf dispositions légales contraires, les usages numériques à des fins pédagogiques des présentes ressources sont soumises à l'autorisation de l'Éditeur ou, le cas échéant, de l'organisme de gestion collective habilité à cet effet. Il en est ainsi notamment en France avec le CFC qui est l'organisme agréé en la matière.

# Construction et illustration des différentes formulations biomécaniques du coût énergétique d'un geste sportif

Fabien Leboeuf<sup>(1)</sup> et Patrick Lacouture<sup>1</sup>

## RÉSUMÉ

*Le coût énergétique d'un mouvement sportif s'évalue en biomécanique, en termes de puissance et de travail des efforts internes. L'objectif de cette étude vise à présenter et clarifier les différentes procédures de calcul du coût énergétique-mécanique d'un geste.*

*Basées sur le développement du théorème de l'énergie cinétique, nous montrons que deux approches peuvent être mises en œuvre. L'approche « globale » s'appuie sur l'énergie mécanique du corps humain. Elle conduit à formuler deux bilans énergétiques distincts dont le Pseudo-Mechanical Work (PMW) (Norman, 1976). La seconde approche, l'approche « locale » utilise une démarche en dynamique inverse afin de calculer les efforts articulaires. Elle construit deux bilans cumulatifs.*

*Un calcul effectif des différents bilans est mené sur la phase de montée à l'équilibre de l'Appui Tendu Renversé, débutant au décollage du dernier pied. Nous montrons qu'une égalité existe entre deux bilans issus d'approches différentes. Cette corrélation, rarement illustrée par la littérature, permet de vérifier les processus de calcul. Le PMW surestime et ne peut être représentatif du coût mécanique réellement développé. Le seul bilan à retenir est celui différenciant les activités articulaires motrices et freinatrices. Cependant, il impose le développement d'une modélisation dynamique délicate à formuler et souffre du manque d'informations musculaires.*

**Mots-clés :** coût mécanique, travail mécanique, efforts internes, dynamique inverse, modèle dynamique, mouvement humain.

---

<sup>(1)</sup> Laboratoire de mécanique des Solides, UMR 6610 – Faculté des Sciences de l'Université de Poitiers – SP2MI, teleport 2, boulevard Marie et Pierre Curie – BP 30179 86962 Futuroscope, Chasseneuil Cedex –fabien.leboeuf@lms.univ-poitiers.fr

# Construction and illustration of the various biomechanical expressions of the energetic cost for a sport movement

## ABSTRACT

*The energetic cost of sport movement was evaluated in Biomechanics, in terms of power and work of internal efforts. The objective of this study aims to present and clarify the various procedures of calculations of the energetic-mechanical cost of a gesture.*

*Based on the development of the Kinetic Energy Theorem, we show that two approaches can be implemented. The "global" solution is based on the mechanical energy of the human body. It results in formulating two distinct energy amounts of which the Pseudo-Mechanical Work (PMW) (Norman, 1976). The second approach, the "local" approach uses an inverse dynamics process in order to calculate directly the joint efforts. It builds two cumulative energetic amounts.*

*An effective calculation of the various assessments is carried out on the moving up phase of handstand, beginning at takeoff of the ast foot. We show that an equality exists between two assessments resulting from different approaches. This correlation, seldom illustrated by the literature, makes it possible to check the computing processes. The PMW over-estimates and cannot be representative of the really developed mechanical cost. The only assessment to retain is that differentiating the motor of the resistive articular activities. However, it needs the development of a complete dynamic model and suffers from the lack of muscular informations.*

**Key words:** mechanical costs, mechanical work, internal efforts, inverse dynamics, dynamic model, human movement.

## Introduction

L'une des problématiques de la communauté scientifique sur les activités physiques et sportives est d'évaluer la performance motrice et la capacité physique d'un athlète en termes d'énergie dépensée. Les études biomécaniques conduisent à différentes expressions du coût énergétique du mouvement humain. Il est par conséquent délicat de corréler toutes les démarches mécaniques mises en œuvre avec la mesure de la dépense énergétique issues de méthodes développées dans le domaine de la physiologie de l'effort (Kautz *et al.*, 1994 ; Neptune & Van den Bogert, 1998 ; Thys, 1998 ; Malatesta *et al.*, 2004).

L'approche mécanique qualifiée d'*externe* (Cavagna *et al.*, 1964 ; Cavagna *et al.*, 1976 ; Winter, 1979) repose sur la mesure du déplacement du Centre de Masse (CM) de l'athlète. Le travail *externe* est alors la somme des variations d'énergies cinétique et potentielle calculées au CM. Cette approche offre une première indication du coût *énergétique-mécanique* du mouvement. Seulement, elle ne donne aucune information sur l'énergie dépensée à l'intérieur du corps humain, et peut se confronter au problème du « Zero-Work-Paradox » (Purkiss *et al.*, 2003 ; Aleshinsky, 1986) ayant lieu, par exemple, lorsqu'un athlète court à

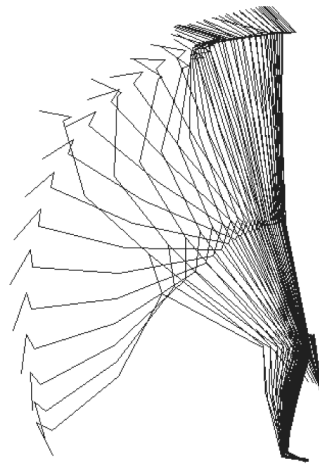
vitesse constante, sans fortes oscillations verticales de son CM. C'est pourquoi, il est indispensable de considérer les mouvements segmentaires.

Le développement d'une modélisation multi-corps, représentative du corps humain, associée à un système d'analyse d'images permet d'examiner les contributions énergétiques des segments. Le coût *énergétique-mécanique* s'appuie alors sur l'utilisation du Théorème de l'Energie Cinétique (TEC). Il correspond, comme nous allons le montrer dans cet article, au travail produit par les efforts internes, lesquels impulsent et contrôlent le mouvement, mais représentent aussi la résultante des activités musculaires (Aleshinsky, 1986 ; Van Ingen Schenau & Cavanagh, 1990 ; Winter, 1990). Du TEC, deux approches peuvent être développées. La première, l'approche *globale*, s'appuie sur l'expression de l'énergie mécanique du système multi-corps. (Cavagna *et al.*, 1976, Cavagna *et al.*, 1977 ; Winter, 1979 ; Pierrynowsky *et al.*, 1980 ; Junqua *et al.*, 1997) La seconde, l'approche *locale* est plus délicate à mener. Elle repose au préalable sur un modèle dynamique du corps humain permettant, par le biais d'une procédure en dynamique inverse, d'évaluer directement les efforts internes régissant le mouvement. (Purkiss *et al.*, 2003, Aleshinsky, 1986, Arampatzis *et al.*, 2000 ; Van Ingen Schenau & Cavanagh, 1990 ; Kautz *et al.*, 1994)) Ces deux approches permettent alors d'extraire différentes formulations du coût *énergétique-mécanique* du mouvement.

Dans cet article, nous souhaitons présenter les différents processus de calcul de la puissance des efforts internes et de leur travail mécanique. Notre objectif est de clarifier la formulation des divers bilans énergétiques ainsi que d'en expliquer le contenu et les différences, de manière à éviter toutes interprétations hasardeuses. Ces formulations seront présentées sur la base d'équations pouvant être généralisées à tout type de mouvement humain. Aussi, afin d'illustrer nos propos, un calcul effectif des divers bilans sera réalisé à travers l'étude biomécanique de la montée à l'équilibre de l'Appui Tendu Renversé (ATR).

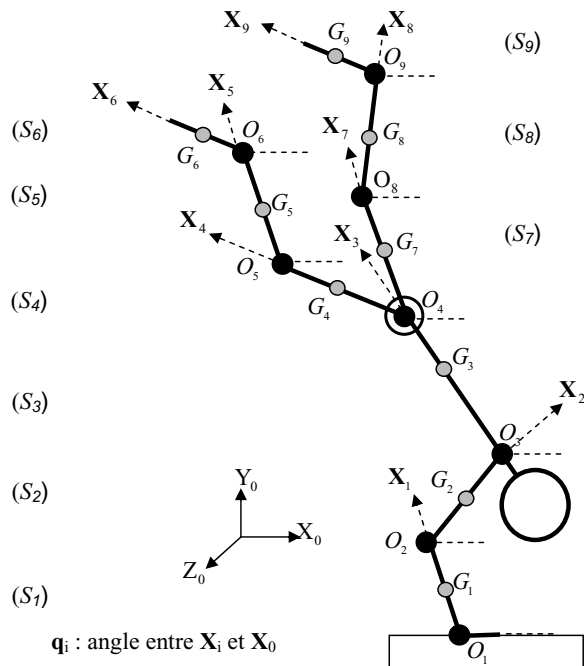
## Méthode

L'ATR est un geste gymnique fondamental consistant à passer de la position habituelle d'équilibre bipodale à la position d'équilibre bimanuelle. L'analyse menée dans cette étude, s'est focalisée sur la phase de montée à l'équilibre débutant à l'instant de décollage du dernier pied afin que le modèle dynamique s'affranchisse de toutes mesures d'efforts de contact sous les pieds. Le geste a été réalisé par un gymnaste expert sur lequel ont été placé, conformément aux dispositions de Winter, 1990, des marqueurs photosensibles. La cinématique du geste a été acquise au moyen du système cinématographique Saga 3-RT (Biogesta, France) composé de 4 caméras infra-rouges de fréquence 50 Hz, lesquelles nous offrent la possibilité de visualiser le mouvement sous forme de kinogramme (figure 1). Les faibles rotations internes observées selon l'axe transverse, nous amène à considérer une modélisation plane ouverte au niveau des pieds, composée de 9 corps rigides (figure 2) paramétrés par les angles absolus (angles segmentaire)  $q_i$ . Ces angles se calculent à partir de la localisation expérimentale des centres articulaires



**FIGURE 1**

Kinogramme de la phase de montée à l'équilibre de l'Appui Tendu Reversé



**FIGURE 2**

Modélisation cinématique plane de la phase de montée à l'équilibre de l'A.T.R.

$O_1$  approchés par les marqueurs photosensibles. Les positions mesurées de ces derniers ont été soumises à un double filtre de Butterworth, d'ordre 2 et de fréquence de coupure 6Hz disposé en cascade afin d'éliminer le déphasage (Allard *et al.*, 1990 ; Wood, 1982). De plus, pour éviter les effets de bord, nous avons augmenté le signal de 40 points à chaque extrémité (Allard *et al.*, 1990). Les grandeurs dérivées (vitesse  $\dot{\mathbf{q}}_i$  et accélération  $\ddot{\mathbf{q}}_i$ ) se déduisent quant à elles des angles segmentaires par le biais de la méthode de différentiation centrée d'ordre 2 (Wood, 1982).

## 2.1 Modèle dynamique

Le modèle dynamique du mouvement repose sur l'introduction dans les équations de Newton-Euler (Luh *et al.*, 1980) ou de Lagrange (Garcia de Jalon, 1994), des grandeurs cinématiques, de leur dérivées premières et secondes par rapport au temps ( $\mathbf{q}_i$ ,  $\dot{\mathbf{q}}_i$ ,  $\ddot{\mathbf{q}}_i$ ) et des grandeurs biométriques (masses, inerties et positions des centres de gravité segmentaires). Il conduit à la formulation du système différentiel suivant :

$$\mathbf{C}^a = \mathbf{F}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}, \ddot{\mathbf{q}}) \quad (1)$$

où  $\mathbf{C}^a$  représente les efforts internes et plus précisément le vecteur des couples articulaires.

La démarche en dynamique inverse est une manipulation particulière de cette équation différentielle (éq. 1). Elle consiste à déterminer de manière itérative les efforts internes  $\mathbf{C}^a$  à partir de la mesure des paramètres cinématiques  $\mathbf{q}$ ,  $\dot{\mathbf{q}}$ ,  $\ddot{\mathbf{q}}$ .

Pour notre application à l'ATR, nous avons construit une modélisation dynamique basée sur les équations de Newton-Euler et sur les caractéristiques inertielles de Dempster (Dempster & Gaughran, 1967). Les efforts internes proviennent d'équations récursives développant à chaque pas les équations de la dynamique du segment concerné. La récurrence établie dans cette étude utilise une démarche décroissante dite aussi « top-bottom » (Silva *et al.*, 2004 ; Larivière *et al.*, 1999 ; Desjardins *et al.*, 1998) car l'initialisation des calculs s'effectue à partir des segments soumis seulement aux efforts de pesanteur, c'est-à-dire les pieds. Cette méthode à l'intérêt de pouvoir s'affranchir de la mesure des efforts de contact. Seulement, elle reste tributaire de la qualité des signaux cinématographiques (Silva *et al.*, 2004 ; Challis & Kerwin, 1996).

### La double représentation de la puissance interne

D'après le TEC : la dérivée par rapport au temps de l'énergie cinétique dans un référentiel inertiel  $\mathfrak{R}$  est égale à la puissance calculée dans  $\mathfrak{R}$  des efforts externes et internes agissant sur le système mécanique :

$$\frac{d}{dt} E_c(t) = P(F_{int}) + P(F_{ext}) \quad (2)$$

L'énergie cinétique  $E_c(t)$  du système multi-corps  $S$  est égale à la somme des énergies cinétiques segmentaires  $E_{c_i}(t)$

$$E_c(t) = \sum_{i=1}^n E_{c_i}(t) \quad (3)$$

où  $n$  est le nombre total de corps segmentaire ( $n=9$ , dans le cas de l'ATR) et où, l'énergie cinétique segmentaire admet le développement suivant :

$$E_{c_i}(t) = \frac{1}{2} \mathbf{I}_i \dot{\mathbf{q}}_i^2 + \frac{1}{2} m_i \mathbf{V}_{G_i}^2(t)_{\mathfrak{R}_0} \quad (4)$$

avec  $m_i$ , la masse du segment  $S_i$  ;

$\mathbf{I}_i$ , l'inertie du segment  $S_i$  réduit au centre de gravité  $G_i$  ;

$\dot{\mathbf{q}}_i$ , la vitesse de rotation du segment  $S_i$  par rapport à  $\mathfrak{R}_0$  ;

$\mathbf{V}_{G_i}(t)_{\mathfrak{R}_0}$ , la vitesse du centre de gravité segmentaire  $G_i$  dans le référentiel galiléen  $\mathfrak{R}_0$ .

En décomposant la vitesse des centres de gravité segmentaires dans le référentiel de Koenig  $\mathfrak{R}_k$ , colinéaire à  $\mathfrak{R}_0$  et centré au CM, l'énergie cinétique globale du système multi-corps vient admettre l'expression suivante :

$$E_c(t) = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^9 \mathbf{I}_i \dot{\mathbf{q}}_i^2 + \frac{1}{2} \sum_{i=1}^9 m_i \mathbf{V}_{G_i}^2(t)_{\mathfrak{R}_k} + \frac{1}{2} M \mathbf{V}_G^2(t)_{\mathfrak{R}_0} \quad (5)$$

où  $M$  est la masse totale.

Les deux premiers termes de cette équation sont appelés *énergie cinétique de gesticulation* (Duboy *et al.*, 1997 ; Slawinski & Billat, 2003) où *énergie cinétique interne* (Junqua *et al.*, 1997 ; Cavagna & Kaneko, 1977). Ils correspondent à l'énergie cinétique des segments autour du CM. Le troisième et dernier membre de cette équation représente l'énergie cinétique externe (Junqua *et al.*, 1997 ; Cavagna & Kaneko, 1977) attribuée aux mouvements du CM.

Les efforts externes ( $F_{ext}$ ) actifs sont exercés par la gravité, par l'environnement (ex: forces aérodynamiques) ainsi que par l'intermédiaire de frictions de contact ou de contacts mobiles (natation, pédalage). On peut ainsi écrire :

$$P(F_{ext}) = - \frac{d}{dt} E_p(t) + P(F_{ac}) \quad (6)$$

où  $E_p(t)$  est le potentiel de gravité et  $P(F_{ac})$  représente la puissance des actions de contact actives.

Les études énergétiques sur la locomotion humaine considèrent généralement des contacts non-glissants. On écrit alors  $P(F_{ac}) = 0$ , ce qui réduit la puissance des efforts extérieurs  $P(F_{ext})$  à l'expression de la dérivée de l'énergie potentielle.

Les efforts internes agissant dans un système articulé sont les couples articulaires dont la puissance s'exprime de la façon suivante :

$$P_i(t) = \mathbf{C}_{i-1,i}^a(t) \cdot \boldsymbol{\Omega}_{i,i-1}(t) \quad (7)$$

où :

- $C_{i-1,i}^a$  est le couple actionneur exercé par le segment  $S_{i-1}$  sur  $S_i$
- $\Omega_{i,i-1}$  représente la vitesse de rotation relative de  $S_i$  par rapport à  $S_{i-1}$  que

l'on peut calculer au moyen des vitesses segmentaires de la manière suivante :

$$\Omega_{i,i-1} = \dot{q}_i - \dot{q}_{i-1} \tag{8}$$

Les relations 2 à 7 conduisent aux deux représentations suivantes de la puissance des efforts internes :

$$P(F_{int}) = \frac{d}{dt}[E_c(t) + E_p(t)] - P(F_{ac}) \tag{9}$$

$$P(F_{int}) = \sum_{i=1}^9 C_{i-1,i}^a(t) \cdot \Omega_{i,i-1}(t) \tag{10}$$

Ces deux formulations représentent la même puissance évaluée à l'instant  $t$ . Cependant les modes calculatoires des expressions 9 et 10 sont sensiblement différents.

Cette double représentation des puissances des efforts internes va donc aboutir à deux expressions du travail des efforts internes lesquelles vont construire différentes formulations du coût *énergétique-mécanique* du mouvement humain.

## Evaluation du travail mécanique des efforts internes

### Approche globale

Le travail des efforts internes établi selon l'approche *globale* repose sur l'intégration de l'équation 9. Il s'écrit :

$$W(F_{int}) = \int_{t_0}^{t_1} \frac{d}{dt}[E_c(t) + E_p(t)] dt - \int_{t_0}^{t_1} P(F_{ac}) dt \tag{11}$$

$t_0$  et  $t_1$  sont respectivement l'instant initial et final du mouvement.

Une simple sommation sur le temps n'est pas représentative du travail effectif des efforts internes. Ainsi, dans le cas où  $P(F_{ac}) = 0$ , un tel bilan énergétique représente simplement une variation d'énergie mécanique entre deux instants. Aussi, si le mouvement s'effectue entre deux positions de repos identiques, le bilan énergétique est nul. Cette remarque indique simplement qu'il faut calculer des bilans cumulatifs en plaçant à l'intérieur de l'expression 11, des valeurs absolues.

Une première expression du coût *énergétique-mécanique* d'un mouvement consiste à écrire :

$$W(F_{int}) = \int_{t_0}^{t_1} \frac{d}{dt} [|E_c(t) + E_p(t)|] dt + \int_{t_0}^{t_1} |P(F_{ac})| dt \tag{12}$$

ou encore, lorsque les forces actives sont négligeables :

$$W_1(F_{int}) = \int_{t_0}^{t_1} \frac{d}{dt} [|E_c(t) + E_p(t)|] dt \tag{13}$$

Cette dernière expression, décrite dans (Winter, 1979 ; Pierrynowsky *et al.*, 1980), s'appuie sur la loi de conservation de l'énergie mécanique. Elle suppose qu'un transfert d'énergie complet, d'énergie cinétique en énergie potentielle et vice versa peut avoir lieu dans un segment et entre les segments composant le corps humain.

Pour ne pas considérer ces transferts intra et inter-segmentaires, Norman (Norman, 1976) plaça différemment les valeurs absolues de l'équation 13. Il définit une nouvelle expression cumulative du travail mécanique, appelé aussi *Pseudo-Mechanical Work* (PMW). Celle-ci s'exprime en individualisant le rendement énergétique de chacun des termes de l'équation 13 et de l'énergie cinétique du système multi-corps. Le PMW s'écrit donc :

$$PMW = \int_{t_0}^{t_1} \left[ \frac{d}{dt} \left| \frac{1}{2} \sum_{i=1}^9 m_i \mathbf{V}_{(G_i/\mathcal{R}_0)}^2(t) \right| dt + \frac{d}{dt} \left| \frac{1}{2} \sum_{i=1}^9 \mathbf{I}_i \dot{\mathbf{q}}_i^2(t) \right| dt + \frac{d}{dt} |E_p(t)| dt \right] \quad (14)$$

### L'approche locale

L'approche *locale* est conduite sur la base de la relation 6. Elle considère que les couples et leurs puissances articulaires représentent la résultante des activités musculaires articulaires (Winter, 1990). Par conséquent, et dans les limites de cette hypothèse, une telle approche doit permettre une évaluation plus fine du travail mécanique fourni par la synergie des actions musculaires (Cadwell & Forrester, 1992 ; Aleshinsky, 1986 & Winter, 1990). Ainsi, à partir de l'équation 10, il est possible de construire deux bilans énergétiques cumulés :

$$W_2^a(F_{\text{int}}) = \int_{t_0}^{t_1} \left| \sum_{i=1}^9 P_i(t) \right| dt \equiv \int_{t_0}^{t_1} \left| \sum_{i=1}^9 \mathbf{C}_{i-1,i}^a(t) \cdot \boldsymbol{\Omega}_{i,i-1}(t) \right| dt \quad (15)$$

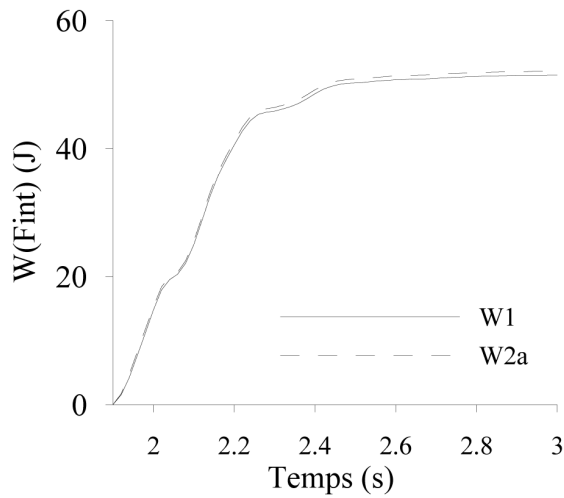
$$W_2^b(F_{\text{int}}) = \int_{t_0}^{t_1} \sum_{i=1}^9 |P_i(t)| dt \equiv \int_{t_0}^{t_1} \sum_{i=1}^9 \left| \mathbf{C}_{i-1,i}^a(t) \cdot \boldsymbol{\Omega}_{i,i-1}(t) \right| dt \quad (16)$$

Le placement des valeurs absolues du bilan  $W_2^a$ , nous amène à noter une égalité formelle avec  $W_1$  de l'approche *globale*. Cette égalité est citée par peu d'auteurs (Aleshinsky, 1986 ; Cadwell & Forrester, 1992 ; Purkiss *et al.*, 2003). Or, elle permet, selon Cadwell (Cadwell & Forrester, 1992), de vérifier les processus de calcul et la pertinence des données cinématiques manipulées dans la démarche en dynamique inverse.

Le second bilan  $W_2^b$  doit produire une valeur supérieure ou égale au bilan précédant, car il cumule les puissances articulaires *motrices* et *freinatrices*, toutes deux coûteuses en énergie métabolique (Winter, 1990 ; Van Ingen Schenau & Cavanagh, 1990).

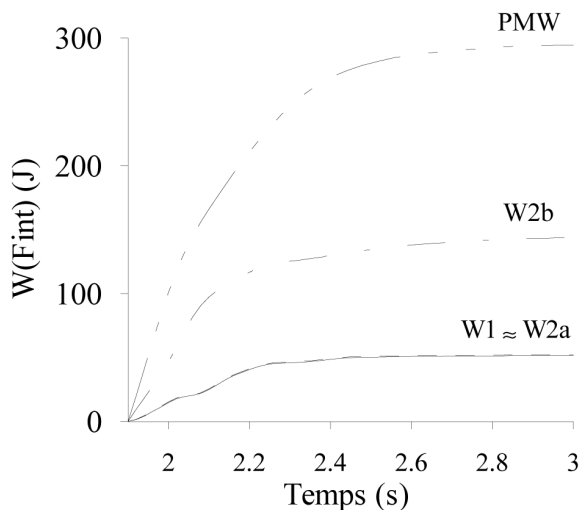
## Résultats – Illustration des divers bilans

La figure 3 présente l'évolution comparée des bilans  $W_1$  et  $W_2^a$ . Malgré les différents modes de calcul et leurs propagations d'incertitudes, nous vérifions ici l'égalité entre ces deux bilans. La dispersion entre ces deux courbes évaluée par le biais d'un calcul d'écart-type vaut 0.1 J, soit une valeur extrêmement satisfaisante.



**FIGURE 3**  
Evolution des bilans partiels  $W_1$  et  $W_2^a$

La figure 4 reporte, en plus des deux bilans précédents, le bilan  $W_2^b$  et le PMW défini par Norman (Norman, 1976). Le tableau 1 complète ces courbes en énumérant la valeur finale des différentes expressions du coût *énergétique-mécanique* calculées pour l'ATR.



**FIGURE 4**  
Evolution des différentes expressions du coût énergétique-mécanique calculées pour l'ATR

**TABLEAU I**  
Valeurs finales des divers bilans énergétiques

Valeurs finales des bilans énergétiques (en Joules)			
Pseudo Mechanical Work (PMW) (Norman, 76)	$W_1$	$W_2^a$	$W_2^b$
294	51	52	143

Nous montrons qu'en éliminant les possibles transferts d'énergie inter et intra-segmentaires, le PMW multiple environ par 6 le bilan  $W_1$  et au double du bilan  $W_2^b$ .

Enfin, à travers le bilan  $W_2^b$ , nous montrons que cette formule cumulative des travaux *moteurs* et *freinateurs*, rend compte d'une valeur s'élevant environ au triple des bilans partiels  $W_1$  et  $W_2^a$ . Au final, nous pouvons donc noter qu'en ce qui concerne le geste d'ATR, les bilans satisfont la relation suivante :

$$PMW > W_2^b > W_2^a = W_1 \quad (17)$$

## Discussion et conclusion

L'efficacité d'un mouvement sportif mais aussi les capacités énergétiques d'un athlète s'évaluent, en biomécanique en termes de travail et de puissance mécanique délivrés (Norman, 1976 ; Cavagna & Kaneko, 1977 ; Pierrynowski *et al.*, 1980 ; Kaneko, 1990). Ces grandeurs énergétiques peuvent reposer sur la formulation du TEC lequel doit être développé en considérant les contributions segmentaires afin de ne pas se confronter au problème du « zero work paradox » (Purkiss *et al.*, 2003 ; Aleshinsky, 1986) se manifestant lorsque le corps humain, réduit à son CM, présente une trajectoire plane uniforme. Cependant, à travers le développement multi-corps du TEC, les biomécaniciens ont aboutit à différentes formulations du coût *énergétique-mécanique* d'un mouvement. Celles-ci nourrissent de multiples controverses, surtout lorsqu'il s'agit de corrélérer les résultats mécaniques avec des mesures physiologiques (Neptune & Van Den Bogert, 1998 ; Thys, 1998, Malatesta, 2004). L'objectif de cet article ne s'inscrit pas dans ce débat. Notre but est de présenter un développement complet et généralisable des différentes formulations du coût *énergétique-mécanique* d'un mouvement humain. Il vise d'une part, à clarifier le contenu de ces bilans tout en spécifiant leurs intérêts et leurs limites. D'autre part, il a pour objet de mettre en évidence les corrélations ainsi que les différences pouvant exister entre les diverses approches.

Ainsi, au travers du TEC appliqué à un système multi-corps, nous constatons que le travail mécanique total spécifié dans les articles de (Cavagna *et al.*, 1976 ; Cavagna & Kaneko, 1977 ; Kaneko, 1990 ; Norman, 1976) correspond au

travail des efforts internes, c'est-à-dire au travail résultant des efforts musculaires fournis pour déplacer deux segments adjacents. Deux approches permettent d'exprimer ce travail mécanique. Elles nous ont conduit à structurer quatre bilans énergétiques ( $W_v$ , le Pseudo-Mechanical Work (PMW),  $W_2^a$  et  $W_2^b$ ).

La première approche, l'approche *globale*, s'appuie sur l'intégration de l'énergie mécanique du système articulé. Elle permet de construire les deux premiers bilans ( $W_1$  et le PMW). La différence entre ces deux bilans réside dans le placement des valeurs absolues. Selon Norman (Norman, 1976), à la base du PMW, ce bilan s'affranchit des transferts d'énergie intra et inter-segmentaires du corps en mouvement, ce qui n'est pas le cas de  $W_v$ , présenté dans Winter (Winter, 1979 ; Winter, 1990). Une simple soustraction de ces deux bilans permet alors de calculer la quantité d'énergie transférée (Winter, 1979) et s'affiche comme un indicateur de l'économie du mouvement. Cependant, il est difficile d'appréhender les transferts d'énergie car ils sont d'autant plus difficiles à localiser que la dynamique du mouvement est importante. De plus, Winter (Winter, 1990) considère que si le PMW surestime le travail des efforts internes, le bilan  $W_1$  le sous-estime puisqu'il ne peut considérer les actions simultanées d'absorption et de génération de force du système musculaire.

L'approche *locale* du travail des efforts internes permet de rendre compte de cette synergie. Elle construit les deux bilans cumulatifs  $W_2^a$  et  $W_2^b$ .

Le premier est, selon le TEC et le placement des valeurs absolues, formellement identique au bilan  $W_1$  de l'approche *globale*. Seulement, ces deux formulations reposent sur des modes calculatoire sensiblement différents ne faisant pas intervenir le même nombre d'opération de dérivation numérique. Ce calcul, souvent réalisé au moyen de méthodes de différentiation finie (Wood, 1982) est connue comme une source d'incertitudes mal contrôlées (Silva *et al.*, 2004 ; Challis *et al.*, 1996 ; Wood, 1982). Ainsi, l'accumulation d'erreurs sera moindre dans  $W_1$  car ce bilan n'impose pas la détermination des accélérations angulaires. Le bilan  $W_2^a$  ne peut pas s'en affranchir, puisqu'il nécessite un modèle dynamique complet préalable au calcul des couples articulaires. Malgré cet inconvénient, l'application numérique menée sur la phase de montée à l'équilibre de l'ATR, nous a conduit à une corrélation extrêmement satisfaisante des deux bilans. Cette égalité n'est que très rarement mentionnée et illustrée dans la littérature et nous ne pouvons qu'adhérer aux propos de Cadwell (Cadwell & Forrester, 1992) stipulant qu'une telle égalité à le pouvoir de vérifier les processus de calcul.

Selon Chapman *et al.*, 1987 ; Van Ingen Schenau & Cavanagh, 1990 ; Arampatzis *et al.*, 2000 ; Purkiss *et al.*, 2003, le bilan  $W_2^b$  basé sur l'intégration de la somme des valeurs absolues des puissances articulaires est le seul à retenir. Il dissocie et cumule les travaux *moteurs* des travaux *freinateurs*, coûteux autant l'un que l'autre en énergie métabolique. Notre application numérique a construit un bilan  $W_2^b$  bien supérieur aux bilans partiels  $W_1$  et  $W_2^a$ . Mais il est bien inférieur au PMW, montrant en conséquence qu'en éliminant les transferts d'énergie, il est impossible d'approcher le coût *énergétique-mécanique* du mouvement produit par l'ensemble des activités musculaires articulaires.

Le travail des efforts internes doit donc reposer essentiellement sur le calcul du bilan cumulé  $W_2^b$  inhérent à l'approche *locale*. Cependant ce calcul impose le développement d'un modèle dynamique complet, plus délicat à implémenter en présence d'un bouclage cinématique. En effet, en se confrontant à des configurations géométriques fermées comme peut l'être la phase préalable à la montée à l'équilibre de l'ATR durant laquelle les pieds et les mains sont en contact avec le sol, le double appui de la marche ou le pédalage, la modélisation dynamique aboutit à un système différentiel indéterminé, car il présente plus de composantes (forces et moments articulaires, efforts de contact) à calculer que d'équations de la dynamique (Vaughan, *et al.*, 1982 ; Koopman *et al.*, 1995) . Pour lever l'indétermination, il est obligatoire de recueillir la mesure des efforts de contact sous au moins  $n-1$  appuis si  $n$  est le nombre total d'appuis. La méthode *globale* permet d'éviter l'utilisation d'une instrumentation supplémentaire coûteuse. C'est pourquoi, de nombreux chercheurs l'emploient aussi bien pour évaluer le coût *énergétique-mécanique* de la marche d'enfants (Cavagna *et al.*, 1984 ; Shepens *et al.*, 2004), d'adultes (Mansour *et al.*, 1982 ; Minetti *et al.*, 1994 ; Cavagna *et al.*, 2002), que la marche pathologique (Bernardi *et al.*, 1995 ; Thys *et al.*, 1996 ; Detrembleur *et al.*, 2004) et la course (Williams *et al.*, 1983 ; Kaneko, 1990 ; Cavagna *et al.*, 2000, Beaupied *et al.*, 2003). Notons, seulement que pour les mouvements présentant des contacts mobiles, il est nécessaire de calculer la puissance de ces forces actives (éq. 8). Ainsi, pour le pédalage, avec l'approche *globale*, il faut seulement mesurer le couple et la vitesse de rotation du pédalier à l'aide d'un capteur de couple (Widrick *et al.*, 1992 ; Riquet, 2000); alors qu'il faut avec l'approche *locale*, recueillir l'évolution des efforts de contact de chacun des pieds sur la pédale au moyen de capteurs dynamographiques usinés spécialement pour cette application.

La recherche d'une corrélation entre les divers bilans énergétiques formulés et le coût en énergie métabolique ont fait l'objet de nombreuses études (Williams & Cavanagh, 1983 ; Burdett *et al.*, 1983 ; Martin *et al.*, 1993 ; Frost *et al.*, 1997) mais toutes ont abouti à un constat d'échec. Neptune & Van Den Bogert, 1998 ; Unnithan *et al.*, 1999 supposent alors que ce résultat conflictuel est conséquent à l'emploi d'une modélisation simplement squelettique laquelle n'offre aucune information sur l'activité musculaire du mouvement effectué. C'est pourquoi, pour tenter d'effectuer un rapprochement entre l'évaluation physiologique et mécanique de la dépense énergétique, une catégorie de biomécaniciens cherche à disposer d'une modélisation musculo-squelettique réaliste. Mais, ils se confrontent à la naturelle complexité du corps humain, ce qui les amène à se focaliser principalement sur l'activité des membres inférieurs. Leurs études, basées sur le modèle musculaire de Hill, 1938 ont pour objectif d'estimer les niveaux et instants d'excitation musculaire lesquels par l'intermédiaire du muscle, commandent l'articulation et créent le mouvement. Pour ce faire, le manque de fiabilité de mesure électromyographiques (Zajac *et al.*, 2002) incite les chercheurs à simuler le mouvement au moyen d'un algorithme d'optimisation dynamique (Pandy *et al.*, 1990, Spagele *et al.*, 1999, Anderson & Pandy, 2001). Cette technique fait appel à des moyens numériques complexes, et permet d'identifier les diverses activités musculaires. Seulement, Neptune & Van Den Bogert, 1998 ; Thys, 1998

stipulent que, de part la présence de co-contractions des muscles agonistes et antagonistes, les différents bilans énergétiques déduits des lois de la mécanique ne peuvent pas être corrélés avec le travail des forces musculaires. Dans un récent article, Neptune *et al.*, 2004 suppose alors que seule l'évolution du travail des forces musculaires peut être probablement reliée à l'énergie métabolique dépensée.

En conclusion, notre article vise à présenter et clarifier les différentes procédures de calculs du coût *énergétique-mécanique* d'un mouvement humain. Sur la base du TEC, nous avons construit quatre bilans possibles. Mais à l'instar de Chapman *et al.*, 1987 ; Arampatzis *et al.*, 2000 ; Purkiss *et al.*, 2003, nous ne pouvons recommander de calculer un autre bilan que le bilan cumulatif  $W_2^b$  car c'est le seul à dissocier les puissances articulaires *motrices* des puissances *freinatrices* du mouvement. Seulement, il impose la formulation d'un modèle dynamique complexe pour les gestes tridimensionnels de même que l'obligation d'employer une instrumentation de mesure des efforts de contact dans le cas où le geste présente de multiples appuis simultanés. Enfin, notons que le travail  $W_2^b$  souffre du manque d'informations musculaires, car il ne peut pas considérer les co-contractions musculaires.

## Bibliographie

- ALESHINSKY, S. (1986). An energy "sources" and "fractions" approach to the mechanical energy expenditure problem – Parts I-V. *Journal of Biomechanics*, 19, 287-315.
- ALLARD, P., BLANCHI, J.P., GAUTIER, G., AISSAOUI, R. (1990). Techniques de lissage et de filtrage de données biomécaniques. *Sciences et Sport*, 5: 27-38.
- ANDERSON, F. C., PANDY, M.G. (2001). Static and dynamic optimization solutions for gait are practically equivalent. *Journal of biomechanics*. 34, 153-161.
- ARAMPATZIS, A., KNICKER, A., METZER, V., BRÜGGERMANN, G.-P. (2000). Mechanical power in running : A comparison of different approaches. *Journal of Biomechanics*, 33: 457-463.
- BEAUPIED, H., MULTON, F., DELAMARCHE, P. (2003). Does training have consequences for walk-run transition speed. *Human Movement Science*, 22, 1-12.
- BERNARDI, M., CANALE, I., CASTELLANO, V., DI FILIPPO, L, FELICI, F., MARCHETTI, M. (1995). The efficiency of walking of paraplegic patients using reciprocating gait orthosis. *Paraplegia*, 33, 409-415.
- BURDETT, R.G., SKRINAR, G.S., SIMON, S. (1983). Comparison of mechanical work and metabolic energy consumption during normal gait. *Journal of Orthopedics Research*, 1, 63-42.
- CADWELL, G.E., FORRESTER, L.W. (1992). Estimates of mechanical work and energy transfers : demonstration of a rigid body power model of the recovery leg in gait. *Medical Science Sports Exercise*, 24, 1396-1412.

- CAVAGNA, G.A., SAIBENE, F.P., MAGARIA, R. (1964). Mechanical work in running. *Journal of Applied Physiology*, 19, 467-471.
- CAVAGNA, G.A., THYS, H., ZAMBONI, A. (1976). The source of external work in level walking and running. *Journal of physiology*, 262, 639-657.
- CAVAGNA, G.A., KANEKO, M. (1977). Mechanical work and efficiency in level walking and running. *Journal of physiology*, 268, 647-681.
- CAVAGNA, G.A., FRANZETTI, P., FUCHIMOTO, T. (1983). The Mechanics of walking in children. *Journal of Physiology*, 343, 323-339.
- CAVAGNA, G.A., WILLEMS, P., HENGLUND N.C. (2000). The role of gravity in human walking : Pendular energy exchange, external work and optimal speed. *Journal of Physiology*, 528, 657-658.
- CAVAGNA, G.A., WILLEMS, P., LEGRAMANDI, M., HENGLUND N.C. (2002). Pendular energy transduction within the step in human walking. *Journal of Experimental Biology*, 205, 3413-3422.
- CHALLIS, J.H., KERWIN, D.G. (1996). Quantification of the uncertainties in resultant joint moments computed in a dynamic activity. *Journal of Sports Sciences*, 14, 219-231.
- CHAPMAN, A., CADWELL, G.E., HERRING, R., LONERGAN, R., SELBIE, S. (1987). Mechanical energy and the preferred style of running. In JOHNSSON B., ed., *Biomechanics X-B, international series on biomechanics*. Human Kinetics Publ. 875-879.
- DEMPSTER, W.T., GAUGHRAN, G.R.L. (1967). Properties of body segments based on size and weight. *American Journal of Anatomy*, 120, 33-54.
- DESJARDINS, P., PLAMONDON, A., GAGNON, M. (1998). Sensitivity analysis of segment models to estimate the net reaction moments at the L5/S1 joint in lifting. *Medical Engineering and Physics*, 20, 153-158.
- DETREMBLEUR, C., DEIRICK, F., STOQUART, G., CHANTRAINE, F., LEJEUNE, T. (2003). Energy cost, mechanical work, and efficiency of hemiparetic walking. *Gait and Posture*, 18, 47-55.
- DUBOY, J., JUNQUA, A., LACOUTURE, P. *Mécanique humaine, éléments d'une analyse des gestes sportifs en deux dimensions*. Paris : édition Revue EPS, 1994.
- FROST, G.J., DOWLING, J., BAR-OR, O., DYSON, K. (1997). The ability of mechanical power estimations to explain differences in metabolic cost of walking and running among children. *Gait and Posture*, 5, 120-127.
- GARCIA DE JALON, J., BAYO, E. *Kinematic and Dynamic Simulation of Multibody Systems. The Real-Time Challenge*. New-York : Springer-Verlag éd., 1994.
- HILL A.V. (1938). The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proceedings of the Royal Society of London B* 126, 136-195.
- JUNQUA, A., LEPLANQUAIS, F., DUBOY, J., LACOUTURE, P. (1997). Three dimensional analysis of human locomotion. Energetic aspects of locomotion. In : Allard P., Cappozzo A., Vaughan C. (pp 211-223) . *John Wiley & Sons Ltd*.
- KANEKO, M. (1990). Mechanics and energetics in running with special reference to efficiency. *Journal of biomechanics*, 23, 57-63.
- KAUTZ, S.A., HULL, M.L., NEPTUNE, R.R. (1994). A comparison of muscular mechanical energy expenditure and internal work in cycling. *Journal of Biomechanics*, 27: 1459-1467.

- KOOPMAN, B., GROOTENBOER, H., DEJONGH, H. (1995). An inverse dynamics model for the analysis, reconstruction and prediction of bipedal walking. *Journal of Biomechanics*, 28, 1369-1376.
- LARIVIERE, C., GAGNON, D. (1999). The L5/S1 joint moment sensitivity to measurement errors in dynamic 3D multisegment lifting models. *Human Movement Science*, 18, 573-587.
- LUH, J., WALKER, M, PAUL, R. (1980). On-line computational scheme for mechanical manipulators. *Transactions of ASME Journal of Dynamic Systems, Measurement and Control*, 102, 69-76.
- MALATESTA, D., BORANI, V., CANDAU, R. (2004). Lettre à l'éditeur. Coût mécanique et économie de déplacement. *Science & motricité*, 51, 103-106.
- MANSOUR, J., LESH, M., NOWAK, M., SIMON, S. (1982). A three dimensional multi-segmental analysis of the energetics of normal and pathological gait. *Journal of Biomechanics*, 15, 51-59.
- MARTIN, P.E., HEISE, G.D., MORGAN, D.W. (1997). Interrelationships between mechanical power, energy transfers and walking and running economy. *Medical Science Sports Exercise*, 25, 508-515.
- MINETTI, A., ARDIGO, L., SAIBENE, F. (1994). Mechanical determinants of the minimum energy cost of the gradient running in human. *Journal of Experimental Biology*, 195, 211-225.
- NEPTUNE, R.R., VAN DEN BOGERT, A.J. (1998). Standard mechanical energy analyses do not correlate with muscle work in cycling. *Journal of biomechanics*, 31, 239-245.
- NEPTUNE, R.R., ZAJAC, F.E., KAUTZ, S.A. (2004). Muscle force redistributes segmental power for body progression during walking. *Gait and Posture*. 19, 194-205.
- NORMAN, R., SHARATT, M, PEZZACK, J., NOBLE, E.. Reexamination of the mechanical efficiency of horizontal treadmill running. In Komi, P.V. (Ed.). *Biomechanics V-B*, Baltimore : University Park Press, 1976.
- PANDY, M.G., ZAJAC, F.E., SIM, E., LEVINE, W.S. (1990). An optimal control model for maximum-height human jumping. *Journal of Biomechanics*. 23, 1185-1198.
- PIERRYNOWSKI, M.R., WINTER, D.A., NORMAN, R.W. (1980). Transfers of mechanical energy within the total body and mechanical efficiency during treadmill walking. *Ergonomics*, 23, 147-156.
- PURKISS, S., GORDON, D, ROBERTSON, E. (2003). Methods for calculating internal mechanical work : comparison using elite runners. *Gait and posture*, 18, 143-149.
- RIQUET, A., LACOUTURE, P. (2001, novembre). *Evaluation du travail mécanique externe développé sur ergocycle. Mise en évidence du rôle joué par l'inertie du système et par la charge*. Communication présentée au congrès de l'A.C.A.P.S., Valence.
- SHEPENS, B., BASTIEN, G., HEGLUND, N., WILLEMS, P. (2004). Mechanical work and muscular efficiency in walking children. *Journal of Experimental Biology*, 207, 587-596.
- SILVA, M.P.T., AMBROSIO, J.A.C. (2004). Sensitivity of the results produced by the inverse dynamic analysis of a human stride to perturbed input data. *Gait and Posture*, 19, 35-49.

- SLAWINSKI, J., BILLAT, V. (2003). Coût mécanique et coût énergétique de la course à pied chez des marathoniens élités hommes et femmes. *Science & Motricité*, 48, 119-134.
- SPAGELE, T., KISTNER, A., GOLLHOFER, A. (1999). A multi-phase optimal control technique for the simulation of a human vertical jump. *Journal of Biomechanics*, 32, 87-91.
- THYS, H., WILLEMS, P.A., SAELS, P. (1996). Energy cost, mechanical work and muscular efficiency in swing-through gait with elbow crutches. *Journal of Biomechanics*, 29, 1473-1482.
- THYS, H., WILLEMS, P.A., SAELS, P. (1998) Authors' response. *Journal of Biomechanics*, 30, 863-864.
- UNNITHAN, V.B., DOWLING, J., FROST, G., BAR-OR, O. (1997). Role of mechanical power estimates in the O<sub>2</sub> cost of walking in children with cerebral palsy. *Medical Science Sport exercise*, 31, 1703-1708.
- VAN INGEN SCHENAU, G.J., CAVANAGH, P.R. (1990). Power equations in endurance sports. *Journal of Biomechanics*, 23, 865-881.
- VAUGHAN, C., HAY, J., ANDREWS, J. (1982). Closed loop problems in biomechanics. Part II – An optimization approach. *Journal of Biomechanics*, 15, 201-210.
- WIDRICK, J., FREEDSON, P., HAMILL, J. (1992). Effect of internal work on the calculation of optimal pedaling rates. *Medical Science and Sport*, 24, 376-382.
- WILLIAMS, K.R., CAVANAGH, P.R. (1983). A model for the calculation of mechanical power during distance running. *Journal of Biomechanics*, 16, 115-128.
- WINTER, D.A. (1979). A new definition of mechanical work done in human movement. *Journal of Applied Physiology*, 46, 79-83.
- WINTER, D.A.. *Biomechanics and motor control of human movement*. New-York : John Wiley & Sons, second éd., 1990.
- WOOD, G. (1982). Data smoothing and differentiation procedures in biomechanics. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 10: 308-362.
- ZAJAC, F.E., NEPTUNE, R.R., KAUTZ, S. (2002). Biomechanics and muscle coordination of human walking. Part I : introduction to concepts, power transfer, dynamics and simulations. *Gait and Posture*, 16, 215-232.