

---

# LOCOMOTION LORS D'ACTIVITES CYCLIQUES

## DESCRIPTION MECANIQUE DE LA LOCOMOTION HUMAINE

Les modes de locomotion humaine de types « cycliques » se définissent comme étant des activités caractérisées par la répétition alternée de deux membres. Elles peuvent être non portées telles que la marche ou la course à pied, portées tels que le cyclisme ou le kayak ou encore non portées en milieu aquatique telle que la natation. Bien que non exhaustive, cette liste permet cependant de distinguer les activités portées des activités non portées pour lesquelles, les contraintes exercées par les modes de locomotion génèrent des adaptations biomécaniques différentes. Classiquement, dans la littérature expérimentale, l'adaptation à la locomotion est envisagée lors de trois modes de locomotion : la marche et la course à pied représentatifs du mode de locomotion non porté et le cyclisme caractéristique du mode de locomotion portée.

### A.1. LA MARCHÉ ET LA COURSE A PIED

#### LA MARCHÉ : DEFINITION



La marche est définie comme une translation de l'ensemble du corps humain, consécutive à des mouvements de rotation segmentaire. Elle résulte d'une activité alternée des deux membres inférieurs, assurant à la fois le maintien de l'équilibre et la propulsion (Outrequin, 1991) et répondant à plusieurs exigences :

- Propulser le corps vers l'avant (but principal du déplacement ou translation vers l'avant)
- Maintenir l'équilibre en condition statique et dynamique
- Coordonner la posture et l'équilibre tout en s'adaptant aux contraintes de l'environnement extérieur.

Dans la littérature, le cycle de la marche est généralement décomposé en deux phases principales : la phase d'appui et la phase d'oscillation (Chao et al, 1983 ; Pierrot-Desseiligny et al, 1993) (Figure 1).

LA PHASE D'APPUI – La phase d'appui est la période pendant laquelle le pied est en contact avec le sol. Elle représente 60% du cycle de marche. Cette phase peut être subdivisée en trois périodes.

La première période, la réception, débute lors du contact du talon sur le sol et dure environ 25 % de la durée du cycle de marche. Au moment du contact, la jambe est inclinée de 25° par rapport à la verticale, la hanche est en flexion, le genou en extension presque complète et la cheville en légère extension. Cette période se termine au moment où le genou est en flexion maximale. La deuxième

période, la période « intermédiaire » (pied à plat), dure 25 % de la durée du cycle de marche. Durant cette période l'appui est unilatéral. Dans le plan sagittal, la hanche qui était fléchie, réalise une extension. Le genou se fléchit d'abord et s'étend ensuite. La cheville est à 0° de flexion dorso-plantaire au moment où la jambe oscillante passe à la verticale du pied. Dans le plan transverse, les lignes du bassin et des épaules sont perpendiculaires à l'axe d'avancement. Dans le plan frontal, le bassin est incliné du côté portant alors que l'épaule s'incline côté oscillant. La troisième période est une période « poussée » qui débute quand le centre de gravité du corps passe à la verticale de la jambe d'appui. Cette période dure 20 % du cycle de marche. Durant cette phase, les actions musculaires du membre inférieur projettent l'ensemble du corps vers l'avant. Dans le plan sagittal, la hanche et le genou tendent vers l'extension, la cheville réalise une flexion dorsale. Dans le plan transverse, la hanche et l'épaule du côté de l'oscillation passent devant la hanche en appui. Dans le plan frontal, une inclinaison latérale du bassin du côté de la jambe oscillante est également observée.

LA PHASE D'OSCILLATION – La phase d'oscillation débute lorsque la jambe qui était en appui quitte le sol et devient ainsi jambe oscillante. Cette phase débute donc quand les orteils quittent le sol. Le genou qui est légèrement fléchi quand la jambe quitte le sol, accentue sa flexion jusqu'à ce que la cuisse passe par la verticale. L'extension s'installe alors et est presque complète à l'instant où la cuisse est inclinée de 20 à 25° par rapport à la verticale. La cheville passe d'abord en flexion dorsale puis tend vers une flexion plantaire. Au début de cette phase, la hanche s'élève puis redescend tout en avançant dans la direction du déplacement. Cette phase d'oscillation se termine lorsque le talon

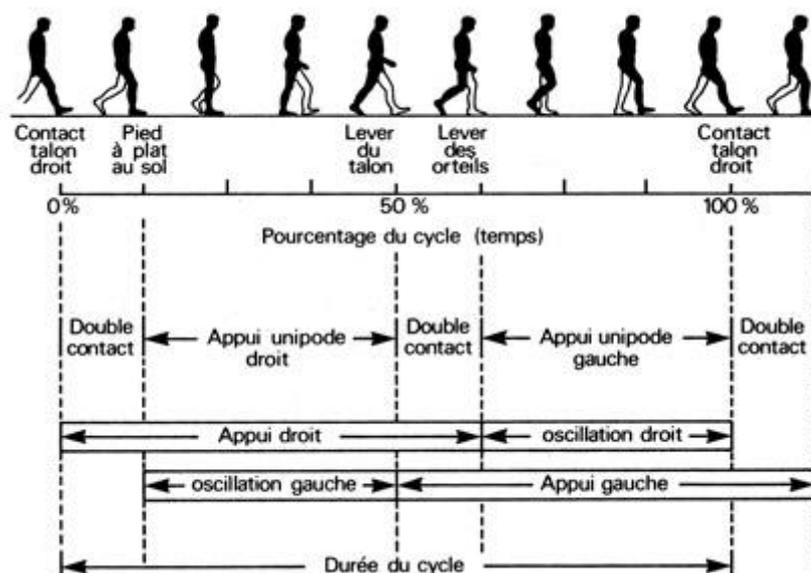


Figure 1 – Représentation schématique d'un cycle de marche.

reprend contact avec le sol. Sa durée représente 40% de la durée du cycle de marche.

Au cours de la foulée, deux phases de double appui se produisent. La première se situe au début de la foulée de 0 à 10 % du cycle de marche et la seconde se situe à environ 45 % du cycle de marche. Pendant ces intervalles de temps (20 % du cycle), les deux pieds sont en contact avec le sol. Ces périodes correspondent aux transitions entre les phases d'appui et les phases d'oscillation. Ce sont les périodes où l'équilibre du marcheur est le plus stable tout en préparant le pas suivant.

#### LA COURSE A PIED : DEFINITION



Lors de la course à pied, il est possible de distinguer deux phases successives : une phase de suspension et une phase de contact (Figure 2). Contrairement à la marche, la phase de double appui n'existe pas. Lors de la phase de contact au sol, on observe principalement trois phases. La première phase est une phase dite « d'amortissement » et symbolise la résistance de la jambe à l'écrasement lorsque le pied rentre en contact avec le sol. La seconde phase nommée « soutien » correspond à l'instant où le centre de masse du sujet est à l'aplomb du pied et pendant laquelle la contraction des muscles est essentiellement de type isométrique. La troisième phase est dite phase de « propulsion » et correspond à l'instant où les muscles de la jambe se contractent pour propulser le corps vers l'avant. Un point remarquable de la course à pied, concerne la position du pied lorsqu'il entre en contact avec le sol. On distingue ainsi deux grandes catégories qui sont les « midfoot » et les « rearfoot » (Cavanagh et Lafortune, 1980). La différence principale entre ces deux catégories est la localisation plantaire de la prise de contact avec le sol, qui, chez les « midfoot » a lieu au niveau des métatarses, alors que chez les « rearfoot » se centre sur le talon. Ceci génère principalement une différence de la durée de la phase excentrique, qui est supérieure chez les « rearfoot », entraînant une augmentation de la production de travail mécanique.

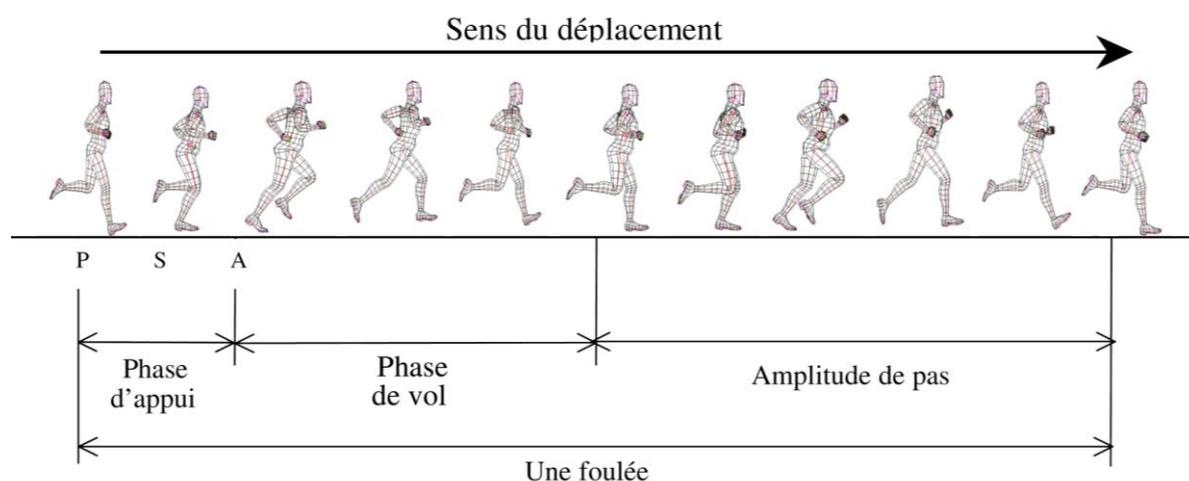


Figure 2 – Représentation schématique d'une foulée en course à pied. La phase d'appui comprend une phase d'amortissement (A), de soutien (S) et de propulsion (P).

## CARACTERISTIQUES CINEMATIQUES DE LA MARCHÉ ET DE LA COURSE A PIED



Les analyses cinématiques caractérisent les mouvements mis en jeu lors de la marche dans les différents plans de l'espace sans se préoccuper des forces qui sont à l'origine de ces mouvements (Winter, 1990). Le premier volet de la cinématique porte sur l'analyse des trajectoires des différents segments corporels en fonction du temps (Charteris, 1982). Dans l'analyse cinématique, le corps humain est considéré comme un ensemble de segments indéformables reliés les uns aux autres, chacun étant affecté d'une forme et d'une masse bien définie. La description cinématique d'un « modèle » segmentaire du corps humain comporte douze segments (deux pieds, deux jambes, deux cuisses, un tronc, une tête, deux bras et deux segments avant-bras-mains). Généralement ce modèle est simplifié en supposant que la marche soit symétrique et en se limitant au plan sagittal avec l'étude d'un seul membre inférieur. La tête et le tronc sont ainsi réduits à un seul segment, les mouvements des bras sont quant à eux ignorés (Winter, 1990).

CINEMATIQUE ANGULAIRE – La cinématique angulaire, s'intéresse aux variations angulaires comprises entre l'horizontale et chaque segment. Selon Winter (1993) et Whittle (1986), les déplacements angulaires de la cheville (malléole), du genou et de la hanche constituent des variables fondamentales pour l'analyse de la marche. Lors de la marche :

- La hanche réalise un mouvement d'extension pendant la phase d'appui et un mouvement de flexion pendant la phase oscillante. Elle atteint son extension complète peu avant la fin de la phase d'appui et son pic de flexion est atteint à la moitié de la phase oscillante.
- Le genou présente deux pics de flexion et d'extension au cours du cycle (Chao et al, 1983). Après l'impact du talon avec le sol, le genou se fléchit, puis s'étend, atteignant son maximum au moment du décolllement du talon. Il entre ensuite rapidement en flexion atteignant son pic au début de la phase oscillante. Enfin, il s'étend à nouveau jusqu'au contact du talon avec le sol.
- La cheville réalise deux mouvements de flexion et d'extension durant un cycle. Juste après l'impact du talon, la cheville subit une légère flexion plantaire permettant de ramener le pied à plat sur le sol. Ensuite, le déplacement de la jambe vers l'avant entraîne la cheville dans une flexion dorsale dont la valeur maximale est atteinte au moment du décolllement du talon.

La cinématique de la course à pied diffère de la marche en raison des différents types de phases observées entre ces deux modes de locomotion. Bien que la vitesse de course soit un facteur

modifiant la cinématique angulaire (Nilsson et al, 1985), les travaux relevés dans la littérature permettent d'identifier des valeurs moyennes caractérisant ce geste.

- Phase d'appui : lorsque le pied se pose au sol, l'angle de la cuisse avec la verticale est d'environ 25° (Williams, 1985) et l'extension du genou est comprise entre 160° et 170°. Suite à la pose du pied, on observe une flexion maximale du genou dont les valeurs varient de 138° à 143° (Miller, 1978 ; Nilsson et al, 1985). Cette flexion est immédiatement suivie d'une extension non maximale du genou qui se prolonge après la fin de l'impulsion. Les valeurs angulaires lors de cette extension sont mesurées entre 171° et 161° (Williams, 1985b).
- Phase de vol : l'extension maximale de la cuisse varie entre 23° et 26° (Milliron et Cavanagh, 1990), tandis que la position de flexion maximum observée en fin d'oscillation de la jambe présente des variations angulaires mesurées entre 33,5° et 39,3° (Williams, 1985 ; Milliron et Cavanagh, 1990)

PLAN DE SYNCHRONISATION DE L'ACTIVITE DES MUSCLES DES MEMBRES INFÉRIEURS – Les méthodes de détection de l'activité musculaire telle que l'électromyographie de surface (EMG) associées à l'étude tridimensionnelle de la marche ont permis de modéliser la séquence de recrutement musculaire lors d'un cycle.

La première action des muscles des membres inférieurs est effectuée lors du contact du pied avec le sol. Lors de cet appui, le membre inférieur décélère le corps grâce à l'action simultanée des extenseurs et fléchisseurs du genou dans le but de stabiliser l'articulation dans l'espace. De plus, l'action des extenseurs de la hanche (*gluteus maximus*) complète cette première séquence en provoquant une décélération du membre inférieur et une aide à l'extension du genou et au placement du pied au sol. Dans le même temps, le *tibialis anterior* commence à se contracter pour solidariser l'articulation de la cheville et permettre l'attaque du pied au sol.

Lors de la phase où le pied est posé à plat au sol, les extenseurs mono-articulaires du genou (*vastii*) vont assurer la réception du poids corporel grâce à une légère flexion du genou suivie d'une extension grâce à l'action des *vastii*. Cette dernière extension est alors facilitée par l'extension de la cheville exécutée par l'action concentrique des extenseurs de la cheville (principalement le *soleus*). Ceci entraîne un déplacement du point de contact au sol vers l'avant et place la force de réaction au sol devant le genou conduisant ainsi à une extension du genou. Une contraction isométrique du *gluteus minimus* a alors lieu, stabilisant le bassin dans le plan frontal.

Lors de la phase intermédiaire d'appui au sol, le corps se déplace vers l'avant grâce au maintien de l'extension du genou. Ceci est réalisé conjointement par les *gluteus medius* et *minimus* antérieurs et postérieurs et par la résistance passive des articulations et des os (Anderson et Pandy, 2003).

Pendant la phase terminale, les muscles *soleus* et *gastrocnemius* accélèrent le corps vers l'avant grâce à leur action concentrique.

Dans la deuxième partie de la phase terminale d'appui au sol, qui commence après que le membre inférieur controlatéral touche le sol et entame la réception du poids, une contraction concentrique des fléchisseurs de la hanche (*iliopsoas* et *rectus femoris*) a lieu, induisant un début du soulèvement et d'oscillation vers l'avant du membre inférieur.

Suite à cette phase, les membres inférieurs se comportent comme un pendule qui oscille passivement en utilisant l'énergie stockée dans la phase précédente (Rose et Gamble, 1993). Lors du début de cette phase, l'activité des fléchisseurs de la hanche se termine, associée à une contraction concentrique des fléchisseurs de la cheville permettant au pied de quitter le sol. Suite à cette phase, malgré une oscillation passive, le *tibialis anterior* reste activé pour permettre la flexion de la cheville et ainsi transférer le pied vers l'avant sans risque de toucher le sol. Enfin, lors de la dernière phase de l'oscillation, une contraction excentrique ou isométrique des *ischios cruralis* débute afin de décélérer le membre inférieur. Simultanément, les extenseurs du genou se pré-contractent pour se préparer à la réception du poids alors que le *tibialis anterior* effectue une contraction isométrique dans l'objectif de se préparer à stabiliser l'articulation de la cheville lors de l'impact du pied avec le sol.

PARAMETRES SPATIO-TEMPORELS – La marche étant une activité développée dans l'espace au cours d'un temps donné, la plupart des paramètres étudiés et qui la constituent peuvent être qualifiés de spatio-temporels (Wagenaar et Beek, 1992). Le terme de spatio-temporel est réservé aux caractéristiques du déplacement des pieds selon l'axe longitudinal de progression de la marche (Dujardin et al, 1998). On retrouve dans ces paramètres spatio-temporels l'analyse de la fréquence, la longueur de pas et de la vitesse de déplacement. La foulée se définit comme la période entre le contact initial d'un pied et le contact suivant avec le même pied. Le pas est la période entre le contact initial d'un pied et le contact suivant de l'autre pied ce qui permet de caractériser la foulée comme une succession de deux pas (droit et gauche). Les mesures de longueur, de profondeur en mètre, de durée en seconde ainsi que de fréquence en hertz (*i.e.* nombre de foulées ou pas en une seconde) permettent d'évaluer le pas et la foulée.

La vitesse de marche ( $V$ ) est le produit entre la longueur de pas ( $l$ ) et la fréquence de pas ( $f$ ) (1) :

$$V = l.f \quad (1)$$

*FACTEURS MECANIQUES DETERMINANTS DE LA FREQUENCE DE FOULEE*



L'approche la plus répandue dans la littérature pour tenter de comprendre les facteurs sous-jacents du choix d'une fréquence de foulée se base sur la comparaison entre le sujet et un mécanisme oscillatoire (Alexander, 1992 ; Hamill et al 1993 ; Holt et al, 1990 ; Kelso et al, 1981). Selon ces travaux, la nature périodique de la locomotion permet de l'approcher à partir du modèle de type « pendulaire oscillant ». Ce modèle peut prédire une fréquence caractéristique en fonction de la longueur des segments de l'individu. Grâce à celui-ci, Holt et al (1990) observent une corrélation significative entre la fréquence de marche réelle et celle prédite à partir des masses et longueurs des segments corporels des sujets. L'utilisation de ce paradigme dans la littérature permet d'identifier des vitesses optimales ou des critères d'optimisation de la marche ou de la course à pied (Holt et al, 1991, 1995, Huat et al, 2004).

Dans une revue de littérature, Zatsiorsky et al (1994) ont suggéré que les relations « longueur-vitesse » et « fréquence-vitesse » sont de type parabolique.

$$f = a + bV^x \qquad l = c + dV^y \qquad (2)$$

A partir de ces deux expressions (2), la relation (1) ne peut être satisfaite que si et seulement si :

$$a = c = 0 \qquad b \cdot d = 1 \qquad x + y = 1 \qquad (3)$$

Quand la longueur de pas est proportionnelle à la fréquence de pas :

$$\text{Alors, } l = k \cdot f$$

$$\text{Donc, } dV^y = kbV^x$$

$$\text{Mais aussi } x + y = 1$$

Alors, la longueur de pas ou la fréquence de pas est proportionnelle à la racine de la vitesse de marche (V) :

$$f = bV^{0,5} \qquad l = dV^{0,5} \qquad \text{avec } b \cdot d = 1 \qquad (4)$$

Littéralement, ceci tend à montrer que si la relation entre la fréquence et la longueur de pas est linéaire, alors ces deux fonctions doivent aussi être linéaires lorsqu'elles sont observées

indépendamment l'une de l'autre. Cependant, les observations de certains auteurs montrant que la longueur des foulées augmente plus vite que la fréquence avec l'augmentation de la vitesse, nuancent légèrement cette linéarité (Cavanagh et Kram, 1989).

Ainsi, l'étude des modèles oscillants simples et complexes avance des hypothèses explicatives de ce processus d'adaptation. En se basant sur le principe de similarité dynamique, il a alors été montré qu'il était possible de prédire, selon la taille des espèces, le passage d'une allure à une autre (Alexander, 1992 ; Mc Mahon et Cheng, 1990). En effet ce passage s'effectue pour une même valeur du nombre de Froude calculé à partir de l'équation suivante, où ( $v$ ) représente la vitesse de déplacement, ( $g$ ) l'accélération liée à la pesanteur et ( $l$ ) la longueur théorique des membres inférieurs.

$$n = \frac{V}{\sqrt{g \cdot l}}$$

Cependant Donelan et al (1997, 2000) ont démontré que l'hypothèse de la similarité dynamique, émise par Alexander pour la locomotion terrestre (utilisant le nombre de Froude), était discutable. Par exemple, certains travaux expérimentaux montrent que les coefficients de corrélation entre la longueur de foulée et la taille ne dépassent que très rarement la valeur de 0,7 bien qu'une augmentation soit observée lorsque la vitesse de course augmente (Elliott et Blanksby, 1979 ; Cavanagh et al, 1977 ; Cavanagh et Williams, 1982). Ces résultats montrent que la prédiction de la fréquence de foulée à partir de données anthropométriques n'est pas fiable et nécessite d'autres approches.

Malgré ces limites explicatives, un grand nombre de travaux expérimentaux ont manipulé la fréquence et la longueur du pas afin d'observer la cinématique de la marche. Les deux paradigmes expérimentaux sont alors, soit une vitesse imposée et une fréquence mesurée, soit une vitesse mesurée et une fréquence imposée. La première observation toujours vérifiée, montre que lorsque la fréquence de pas augmente, la vitesse de marche augmente. Sa réciproque étant aussi validée (Kirtley et al, 1985.) Bien que cette relation soit de type curviligne, il est possible de la considérer comme linéaire pour des vitesses de marche limitées (Andriacchi et al, 1977). De plus, lorsque la fréquence de pas augmente, la durée du double appui diminue. À des fréquences de pas élevées, cette phase de double appui disparaît transformant ainsi la marche en course à pied.

Les travaux expérimentaux sur la marche permettent alors d'extraire certaines grandeurs caractéristiques des paramètres spatio-temporels de la marche. Ainsi, Cao et al (1998) observent des longueurs moyennes de cycle (*i.e.* succession de deux pas consécutifs) de 1,51 m pour les sujets

masculins et 1,36 m pour les sujets féminins à leur vitesse libre. Les mesures de la fréquence de pas montrent une grande diversité liée au sexe, à l'âge et à la taille du sujet. Whittle (1986) mesure, par exemple, à des vitesses libres et pour des sujets de 18 à 49 ans, des cadences de 1,52 à 2,25 pas.s<sup>-1</sup> pour des marcheurs masculins et de 1,63 à 2,3 pas.s<sup>-1</sup> pour les sujets féminins. Concernant la vitesse de marche, malgré une diversité des populations et des matériels utilisés pour la quantifier, les valeurs moyennes pour des sujets âgés de 20 à 29 ans sont mesurées à 1,24 m.s<sup>-1</sup> pour les femmes et à 1,23 m.s<sup>-1</sup> pour les hommes (Oberg et al, 1993).

Lors de la course à pied, les longueurs de foulée sont directement dépendantes de la vitesse de course. Ainsi, Brisswalter et al (1996) relèvent des longueurs de pas de 0,96 m et 1,43 m pour des vitesses respectives de 2,5 m.s<sup>-1</sup> et 4,16 m.s<sup>-1</sup>. De même, Wank et al (1998) observent une augmentation de la longueur de foulée et de la fréquence de pas avec l'augmentation de la vitesse de course. Leurs mesures montrent des valeurs respectives de fréquence et longueur de pas de 2.66 pas.s<sup>-1</sup> et 1,52 m pour une vitesse de 4 m.s<sup>-1</sup> et de 3.10 pas.s<sup>-1</sup> et 1.94 m pour une vitesse de 6 m.s<sup>-1</sup>.

*L'ensemble de travaux présentés montrent que lors d'activités de locomotion non portées (marche ou course à pied), le sujet tend à adapter son patron locomoteur aux contraintes de l'activité en modifiant principalement deux paramètres mécaniques : la fréquence et l'amplitude du pas. Ces adaptations peuvent alors être modélisées à partir du modèle de « pendule oscillant ». Cependant, si ce modèle, bien qu'imparfait, s'adapte relativement bien à une activité de locomotion non portée, son transfert vers une activité portée telle que le cyclisme, pour laquelle les adaptations biomécaniques sont différentes, est impossible. En cyclisme, les approches cinématique et dynamique ont modélisé le geste de pédalage principalement en fonction des forces appliquées sur les pédales et de l'activation musculaire. Ceci dans le but de comprendre les adaptations du patron locomoteur spécifiques à ce mode de locomotion humaine.*

## A.2. LE CYCLISME

### APPROCHES CINEMATIQUE ET DYNAMIQUE

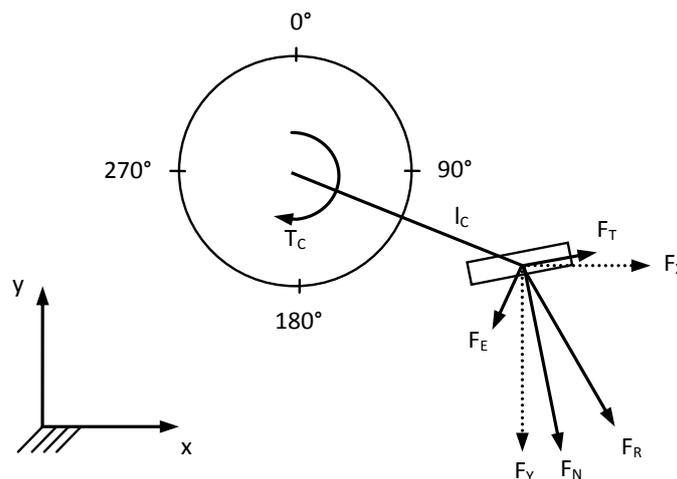


Le geste de pédalage est un mouvement circulaire et cyclique caractérisé par une action des membres inférieurs en opposition de phase. Ce geste mobilise principalement trois articulations : la hanche, la cheville et le genou. On relève deux phases majeures dans le cycle de pédalage que l'on nomme, phase de propulsion et phase de traction. La phase propulsive intervient sur un secteur angulaire compris entre 0° et 180° et correspond à la phase motrice principale. La seconde phase correspondant aux secteurs angulaires compris entre 180° et 360° et est neutre avant d'être parfois

frénatrice. On distingue généralement deux points remarquables dans le cycle de pédalage, l'un à  $0^\circ$  qui correspond au point mort haut (*i.e.* top dead center), l'autre à  $180^\circ$  correspondant au point mort bas (*i.e.* bottom dead center).

Le cycle de pédalage est caractérisé par l'application d'un nombre important de forces génératrices de mouvement sur les manivelles (Figure 3). On distingue la force horizontale, la force verticale, la force tangentielle et la force normale. La somme de ces forces s'exprime sous la forme d'une force résultante ( $F_R$ ) appliquée sur les manivelles (Coyle et al, 1991 ; Patterson et Moreno, 1990), qui sert ensuite au calcul du moment de force (*i.e.* Produit de  $F_R$  par la longueur des manivelles). Il est également possible de calculer une force effective ( $F_E$ ) qui correspond à la composante de la force  $F_R$  produite perpendiculairement à la manivelle à chaque instant d'un cycle de pédalage.

L'analyse des phases motrices d'un cycle de pédalage montre que les forces appliquées sur les pédales dépendent du secteur angulaire. En effet, Faria (1992) montre que la plage angulaire comprise entre  $36^\circ$  et  $162^\circ$  présente les plus hautes valeurs de force moyenne avec des pics de force généralement mesurés pour des intervalles angulaires restreints compris entre  $90^\circ$  et  $110^\circ$ . Les travaux de Neptune et Herzog (1999) ainsi que ceux de Patterson et Moreno (1990) montrent que la phase propulsive est caractérisée par des valeurs de  $F_R$  et  $F_E$  positives alors que la phase de traction est associée à de plus faibles valeurs de  $F_R$  et des valeurs de  $F_E$  négatives.



**Figure 3 – Forces appliquées sur les pédales (d'après Coyle et al, 1991).**  $F_R$ , force résultante ;  $F_E$ , force effective ;  $F_X$  et  $F_Y$ , force horizontales et verticales ;  $F_N$ , force normale ;  $F_T$ , force tangentielle ;  $L_C$ , longueur des manivelles ;  $T_C$ , moment de force ( $F_R \times L_C$ ).

PLAN DE SYNCHRONISATION DE L'ACTIVITE DES MUSCLES DES MEMBRES INFÉRIEURS EN CYCLISME – Plusieurs travaux ont défini les principaux groupes musculaires impliqués dans la production de force au cours du mouvement de pédalage : les fléchisseurs de la hanche (*iliopsoas*, *gluteus minimus*, *tensor fasciae latae*), les extenseurs de la hanche (*gluteus maximus*), les fléchisseurs du genou (*biceps femoris*, *semimembranosus*, *semitendinosus*), les extenseurs du genou (*vastus lateralis*, *vastus medialis*, *rectus femoris*, *crural*), les fléchisseurs de la cheville (*tibialis anterior*) et les extenseurs de la cheville (*soleus*, *gastrocnemius lateralis*, *gastrocnemius medialis*) (Jorge et Hull, 1986 ; Raasch et al, 1999). En s'appuyant sur la structure anatomique et le rôle de chaque muscle, il est possible de regrouper les 12 principaux en 8 groupes présentés dans le Tableau 1.

Groupes musculaires	Structures anatomiques	Rôle(s)
<i>Rectus femoris</i>	Bi-articulaire	Extension du genou / Flexion de la hanche
<i>Biceps femoris</i>	Bi-articulaire	Flexion du genou / Extension de la hanche
<i>Semimembranosus</i> <i>Semitendinosus</i>	Bi-articulaire	Flexion et rotation interne du genou / Extension de la hanche
<i>Gastrocnemius lateralis</i> <i>Gastrocnemius medialis</i>	Bi-articulaire	Flexion plantaire / Flexion du genou
<i>Vastus lateralis</i> <i>Vastus medialis</i>	Mono-articulaire	Extension du genou
<i>Gluteus maximus</i>	Mono-articulaire	Faisceaux postérieurs : Extension et rotation externe de la hanche
<i>Gluteus minimus</i>		Faisceaux antérieurs : Flexion et rotation interne de la hanche
<i>Soleus</i>	Mono-articulaire	Flexion plantaire
<i>Tibialis anterior</i>	Mono-articulaire	Flexion dorsale

Tableau 1 – Description des 12 principaux muscles mis en jeu lors du mouvement cyclique de pédalage. Structure anatomique et rôles des groupes musculaires.

En cyclisme, l'activité des groupes musculaires va être fonction du secteur angulaire d'application de la force lors du cycle de pédalage. Si celui-ci varie, les zones de contraction et de relâchement des muscles sollicités seront alors modifiées (Faria, 1992). L'étude de Sarre et al (2005) montre également une relation entre de ces zones d'activation musculaire et la cadence de pédalage lorsque celle-ci augmente ou diminue indépendamment du secteur angulaire d'application de la force. Cependant, il est possible de distinguer des zones de contraction musculaire relativement exactes en se basant sur les travaux de Neptune et al (1997) (Figure 4). Ceux-ci observent à une cadence proche de la cadence libre (90 rev.min<sup>-1</sup>), une contraction du *biceps femoris* entre 18° et 199°, du *gastrocnemius* entre 19° et 216°, du *gluteus maximus* entre 331° et 102°, du *rectus femoris* entre 251° et 77°, du *semimembranosus* entre 28° et 177°, du *soleus* entre 349° et 132°, du *tibialis anterior* entre 193° et 332° et du *vastus lateralis* entre 294° et 94°.

Ainsi, Van Ingen Schenau et al (1995) associent la production de force ou de puissance aux muscles mono-articulaires alors que les muscles bi-articulaires seraient plus spécifiquement chargés du contrôle de la direction de la force appliquée. Ces observations tendent cependant vers un paradoxe nommé « paradoxe de Lombard » (Lombard, 1903) soulignant une activation simultanée des muscles bi-articulaires agoniste (*rectus femoris*) et antagoniste (*biceps femoris*) (Andrews, 1987). En effet, le *rectus femoris* principal extenseur du genou est activé lors de la phase de remontée de la pédale alors que le mouvement exige une flexion du genou. A l'inverse, le *biceps femoris* qui est fléchisseur du genou est activé au cours de la phase de descente de la pédale lors de l'extension du genou. Selon Li (2004), ce paradoxe est résolu, lors de la phase de descente de la pédale, grâce à la contraction des muscles extenseurs du genou (principalement des *vastii*) dont le moment produit est suffisamment important pour compenser la contraction du *biceps femoris*.

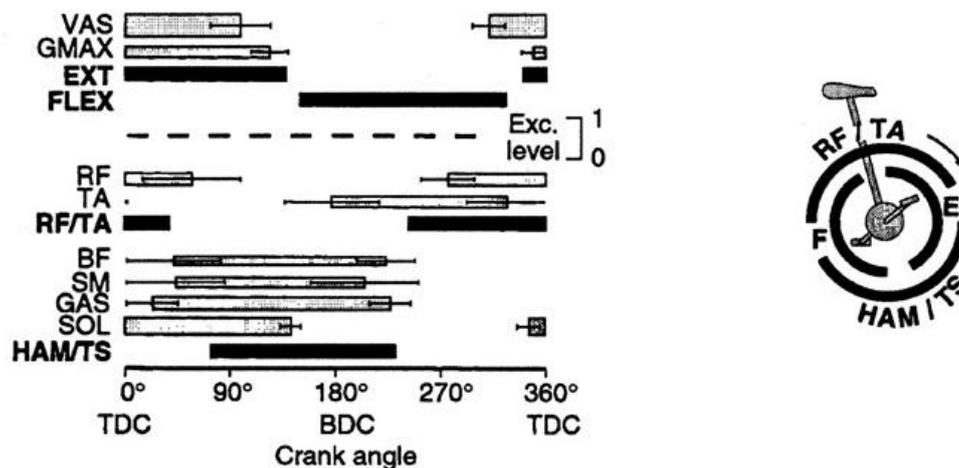


Figure 4 – Cinématique EMG en fonction du cycle de pédalage (d'après Neptune et al, 1997). VAS, *vastus medialis* ; GMAX, *gluteus maximus* ; RF, *rectus femoris* ; TA, *tibialis anterior* ; BF, *biceps femoris* ; SM, *semimembranosus* ; GAS, *gastrocnemius* ; SOL, *soleus* ; EXT, extension ; FLEX, flexion ; HAM, ischio-jambiers ; TS, fléchisseurs plantaires ; TDC, point mort haut ; BDC, point mort bas.

#### FACTEURS MECANQUES DETERMINANTS DE LA CADENCE DE PEDALAGE



La prédiction du choix de la cadence de pédalage a, dans un premier temps, été abordée à partir de l'étude des stratégies de modélisation ou d'optimisation mécanique (Redfield et Hull, 1986a, 1986b ; Hull et Gonzalez, 1988 ; Kautz et Hull, 1993). L'approche de Hull et de ses collaborateurs se base sur le fait que l'utilisation de marqueurs mécaniques permet une représentation relativement fiable des efforts musculaires des membres inférieurs (Redfield et Hull, 1986a, 1986b). Ces auteurs ont donc d'abord développé un modèle segmentaire composé de cinq segments liés, afin de simuler les profils des moments articulaires dans différentes conditions de pédalage (variation des cadences, des

puissances, longueur des manivelles). Les paramètres d'entrées de leur modèle incluent : l'échelle des forces appliquées sur les pédales, la mesure des positions des manivelles, les données cinématiques de l'extrémité inférieure du modèle segmentaire (prédites à partir de la position de la manivelle et des contraintes anthropométriques) et enfin les angles des pédales (dérivées à partir d'une fonction sinusoïdale). Afin de préciser la fonction musculaire, les moments articulaires étaient ensuite divisés en deux composantes : le moment quasi-statique qui était fonction des forces externes appliquées par le pied via les pédales et le moment cinématique lié aux accélérations des segments corporels. La somme de ces deux composantes du moment s'exprime sous la forme du moment articulaire total. Redfield et Hull (1986a) ont spécifiquement exploré la relation entre les moments articulaires et la cadence de pédalage. Ils ont alors simulé les moments articulaires pour trois cadences de pédalage (63, 80 et 100 rev.min<sup>-1</sup>) pour une puissance de sortie de 200 W. Ils observent lors de l'augmentation de la cadence une augmentation du moment cinématique associé à une diminution du moment quasi-statique. Ils attribuent cette augmentation du moment cinématique à l'augmentation de l'accélération des segments corporels aux vitesses élevées, alors que selon eux, la diminution du moment quasi-statique est fonction de la relation inverse entre la force exercée sur les pédales et la cadence de pédalage à puissance constante. Grâce à ces paramètres, ces auteurs tracent une courbe parabolique dérivée du total des moments. À partir de ces résultats, Redfield et Hull (1986a) montrent que le moment articulaire total est élevé aux cadences relativement faibles (< 80 rev.min<sup>-1</sup>) en raison de la contribution importante du moment quasi-statique. Au contraire, les valeurs élevées du moment total relevées sur les hautes cadences (> 120 rev.min<sup>-1</sup>) sont attribuées au moment cinématique élevé. Ainsi, le moment articulaire total optimal, suggérant une minimisation de l'effort musculaire, est observé aux cadences intermédiaires (105 rev.min<sup>-1</sup> à 200 W). Redfield et Hull (1986a) concluent alors que leur modèle permet de prédire efficacement la cadence de pédalage optimale car leurs valeurs sont proches de celles observées dans la littérature (Marsh et Martin, 1993).

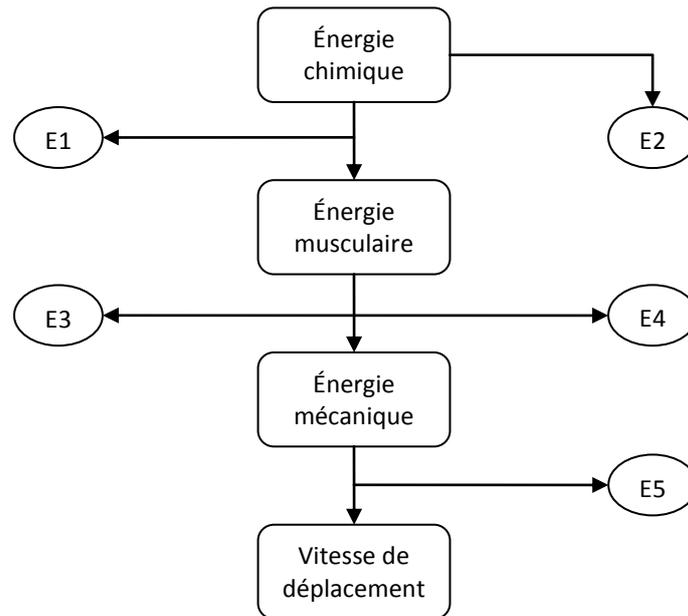
Une approche complémentaire se centre uniquement sur l'observation de la relation entre la force appliquée sur les manivelles et les moments articulaires en fonction de la cadence de pédalage (Marsh et al, 2000, Neptune et Hull, 1999, Patterson et Moreno, 1990, Redfield et Hull, 1986 ; Sanderson, 1991 ; Sanderson et al, 2000 ; Takaishi et al, 1998). Ces auteurs ont alors montré que les forces résultantes ( $F_R$ ) et effectives ( $F_E$ ) appliquées sur les manivelles et les moments articulaires évoluaient de façon inversement proportionnelle à la cadence de pédalage. Un optimum biomécanique a alors pu être observé en associant la réduction de ces variables mécaniques à une cadence de pédalage. Dans ces conditions, l'augmentation de la cadence de pédalage correspond à une réduction des force  $F_R$  et  $F_E$  (Hull et Jorge, 1985 ; Neptune et Herzog, 1999 ; Patterson et Moreno, 1990 ; Sanderson, 1991 ; Sanderson et al, 2000 ; Takaishi et al, 1998). Patterson et Moreno

(1990) montrent que les valeurs moyennes de  $F_R$  sont minimales à 90 et 100 rev.min<sup>-1</sup> pour des puissances respectives de 100 W et 200 W. Dans cette étude, lorsque la cadence de pédalage varie de 60 à 120 rev.min<sup>-1</sup>, les valeurs moyennes de  $F_R$  diminuent de 13 % pour une puissance d'exercice de 200 W chez des sujets non cyclistes. Pour une puissance d'exercice identique, Takaishi et al (1998) indique, chez des cyclistes entraînés, une diminution plus importante de la force appliquée sur les manivelles (-23 %) avec l'augmentation de la cadence de pédalage. La modification de la force appliquée sur les manivelles en fonction de la cadence de pédalage peut être interprétée à partir de la variation des termes de l'équation  $P = F_R \times L_G \times C_p$  où  $P$  représente la puissance développée par le sujet,  $F_R$  la force résultante,  $L_G$  la longueur des manivelles et  $C_p$  la cadence de pédalage (Belluye et Cid, 2000). Pour une puissance de sortie constante, le paramètre  $L_G$  étant fixé par l'expérimentateur avant le test, la valeur de  $F_R$  diminue si la cadence augmente lors de l'exercice.

*L'adaptation du patron locomoteur lors d'un mode de locomotion porté et de courte durée est principalement déterminée par les facteurs mécaniques tels que la force appliquée sur les pédales. Lorsque la durée de l'activité se prolonge, les travaux expérimentaux indiquent que ces indices mécaniques seuls n'expliquent pas l'adaptation du geste. Dans ce cadre, une approche énergétique est classiquement utilisée pour préciser les adaptations du patron locomoteur aux contraintes de l'activité.*

## B. NOTIONS DE RENDEMENT

Pour chaque mode de locomotion, l'efficacité du sujet peut être abordée à partir de la notion de rendement de l'activité. Celle-ci représente le rapport entre le travail mécanique produit et l'énergie métabolique consommée. Par sa définition, le rendement dépend de multiples facteurs aussi bien physiologiques que mécaniques. Leur identification peut être étudiée à partir de la représentation schématique de la transformation de l'énergie métabolique en énergie mécanique proposée par Van Ingen Schenau et Cavanagh (1990) (Figure 5). Le rendement apparaît comme étant lié à différents systèmes de transformation énergétique, son étude peut donc être envisagée aussi bien au niveau local, musculaire, qu'au niveau de l'organisme entier.



**Figure 5 – Représentation schématique de la transformation de l'énergie métabolique en énergie mécanique nécessaire au déplacement (Van Ingen Schenau et Cavanagh, 1990).** Les valeurs E1, E2, E3, E4 et E5 représentent des étapes de perte d'énergie dans ce processus de transformation : (E1), l'énergie est dissipée sous forme de chaleur ; (E2) l'énergie nécessaire au fonctionnement des organes qui ne sont pas directement sollicités dans le mouvement ; (E3), l'énergie musculaire dissipée sous forme de chaleur dans les processus de friction à l'intérieur de l'organisme ; (E4), l'énergie utilisée pour lutter contre la gravité et (E5), l'énergie dissipée dans les phénomènes de friction lors du déplacement.

### B.1. LE RENDEMENT MUSCULAIRE

Le rendement musculaire représente le rapport entre le travail réalisé par un muscle pendant une certaine durée et l'énergie libre issue des réactions chimiques pendant cette même durée. Il résulte du rendement de deux étapes de transformation énergétique : d'une part, le rendement de la transformation de l'énergie chimique provenant des substrats énergétiques en molécule d'ATP (Adénosine Tri Phosphate), seule énergie utilisable par le muscle (environ 50%) et d'autre part, le rendement de la transformation de l'énergie libérée par l'hydrolyse de l'ATP en énergie mécanique nécessaire au glissement des filaments musculaires d'actine et de myosine (environ 60%). Ainsi, le rendement musculaire peut être estimé à environ 30%. Deux facteurs sont principalement responsables de la variation du rendement musculaire au cours de la locomotion. Le premier facteur est la vitesse de contraction musculaire qui dépend principalement de la typologie des fibres constituant le muscle. Le deuxième facteur de variation du rendement musculaire est la possibilité de réutiliser l'énergie préalablement stockée dans les structures élastiques du muscle (Alexander, 1991 ; Cavanagh et Kram, 1985a). Cependant, lors d'activité de locomotion, cette relation est plus complexe et dépend alors du recrutement des fibres musculaires (Beelen et Sargeant, 1993). C'est ainsi, que la proportion de fibres I ou de fibres II recrutées influence directement les vitesses de contraction des

fibres associées à un rendement optimal. De plus, le rendement musculaire lors de la locomotion peut être optimisé grâce à l'amélioration du cycle étirement-contraction. En effet, lors de la phase d'étirement, l'énergie mécanique est stockée dans les composantes élastiques du muscle, puis restituée lors de la phase de contraction (Alexander, 1991). La fibre musculaire n'étant pas un système parfait, elle va perdre une partie de son énergie lors de la phase de stockage et de restitution que la composante contractile devra compenser.

#### EFFICIENCE DE LA CONTRACTION MUSCULAIRE



INFLUENCE DE LA TYPOLOGIE MUSCULAIRE – Le rapport entre le travail mécanique fourni par le muscle et l'énergie libre provenant de l'hydrolyse de l'ATP détermine l'efficacité de la contraction musculaire (Whipp et Wasserman, 1969).

$$E_c = \frac{\text{Travail mécanique (calories)}}{\text{Énergie libre issue de l'hydrolyse de l'ATP}} \times 100$$

La quantité d'énergie libre provenant de l'hydrolyse d'une molécule d'ATP, est supposée constante dans les conditions de pH et de température stable. La quantité d'ATP utile est alors directement liée aux caractéristiques du muscle lorsque celui-ci doit soutenir un travail constant, modifiant ainsi l'efficacité musculaire. Parmi les facteurs déterminant l'efficacité musculaire, le plus classiquement évoqué est la typologie des fibres musculaires (Davies, 1963 ; Whipp et Wasserman, 1969 ; Willis et Jackman, 1994). En effet deux grandes catégories de type de fibres musculaires se distinguent dans le muscle squelettique : les fibres musculaires lentes (Type I, Slow Twitch) ou rapides (Type II, Fast Twitch). Ces fibres ont été classées en fonction de leur vitesse maximale de contraction (Close, 1964 ; Fitts et al, 1989), dépendantes de la fixation des têtes de myosine sur l'actine. Ainsi plus la tête de myosine se détache rapidement de son site de fixation sur le filament d'actine, plus la fibre sera caractérisée comme rapide. Cette dernière action est directement dépendante de la nature de l'enzyme portée par les chaînes lourdes de myosine, nommée ATP<sub>ase</sub>. La vitesse d'action de cette enzyme est alors directement responsable de la catégorisation des fibres musculaires.

Une étude de Coyle et al (1992) a tenté de mettre en relation le type de fibres recrutées avec l'efficacité globale de l'activité. Ceux-ci, ont alors observé une corrélation positive entre le niveau d'efficacité globale lors d'un exercice d'extension de la jambe et le pourcentage de fibres I du muscle *vastus lateralis* chez des sujets de différents niveaux entraînés en cyclisme. Ainsi, pour un sujet dont la proportion de fibres I du muscle *vastus lateralis* est égale à 32%, ces auteurs observent un rendement global de 18,3 % alors que celui-ci atteint 22,6 % pour un sujet dont cette proportion est

de 76 %. Ce résultat tend à montrer que la quantité d'énergie nécessaire à la réalisation d'un exercice musculaire d'intensité constante est déterminée par la typologie des fibres composant le muscle. Des études antérieures portant sur le muscle « in vitro » chez l'animal (Willis et Jackman, 1994) appuient ces observations mesurées « in vivo ». En effet, Gibbs et Gibson (1972) et Wendt et Gibbs (1973) montrent que la quantité d'énergie nécessaire au maintien d'une tension est directement liée à la typologie des fibres musculaires sollicitées. Ainsi, l'utilisation d'études comparatives entre des muscles dont la proportion en fibres lentes est importante (*soleus*) et des muscles où celle-ci est faible (muscle *extensor digitorum longus*, EDL, composé à 99% de fibres rapides) ont pu mettre en évidence une augmentation de la demande en énergie avec le pourcentage de fibres rapides (Gibbs et Gibson, 1972 ; Wendt et Gibbs, 1973 ; Crow et Kushmerick, 1982). La principale explication évoquée, pour tenter d'expliquer cette observation, s'appuie sur une éventuelle diminution de l'efficacité du couplage « énergie chimique – énergie mécanique » des fibres II due à la composition même de ces fibres (quantité plus importante de structures protéiques), et sur les différentes qualités contractiles de ces fibres (Crow et Kushmerick, 1982). En effet, un grand nombre d'arguments sont en faveur d'une relation étroite entre le surcoût énergétique des fibres II et leurs qualités contractiles spécifiques principalement dues à la vitesse d'action de l'enzyme ATP<sub>ase</sub>. L'un d'eux, s'appuie sur l'observation d'un plus grand nombre de phases d'attachement-relâchement (*i.e.* « turnover ») de l'actomyosine pour les fibres de type II, pouvant être jusqu'à trois fois supérieur à celui des fibres de type I (Barany et al, 1967). Ce turnover rapide de l'actomyosine responsable de la vitesse de contraction des fibres consomme cependant une plus grande quantité d'ATP afin de fournir une tension constante. De plus, cette première cause de l'augmentation de la quantité d'ATP est amplifiée par l'activité des pompes calciques. En effet, la régulation du Ca<sup>2+</sup> dans le processus attachement-relâchement augmente simultanément avec l'augmentation du turnover de l'actomyosine, nécessitant une quantité d'ATP plus importante. Des résultats montrent, par exemple, que comparativement aux fibres I, l'activité de la pompe calcique peut être 5 à 10 fois supérieure au sein des fibres II (Gibbs et Gibson, 1972 ; Wendt et Gibbs, 1973). Ainsi, au travers de ces deux mécanismes, il apparaît que la quantité d'ATP nécessaire à la contraction (et au relâchement) du muscle est directement dépendante du type de fibres recrutées.

*L'efficacité musculaire est directement dépendante du type de fibres recrutées. Plus le nombre de fibres rapides recrutées est élevé moins l'efficacité musculaire est importante. De la même façon, l'efficacité musculaire augmente lorsque la proportion des fibres musculaires sollicitées est majoritairement de type lente. Par ailleurs, aussi bien au niveau musculaire qu'au niveau plus global du mouvement, l'optimisation du rendement musculaire dépend également, des caractéristiques mécaniques du muscle et notamment de son comportement élastique.*

INFLUENCE DES CARACTERISTIQUES MECANIQUES DU MUSCLE – Le muscle squelettique a été modélisé mécaniquement afin de mieux comprendre son comportement. Il a d’abord été assimilé à un simple ressort (Weber, 1846) puis ensuite associé en parallèle à un élément visqueux (AV Hill, 1922). Une modélisation plus complète du muscle a ensuite été élaborée grâce aux travaux d’AV Hill (1938) dans laquelle cet auteur distingue la partie tendineuse du muscle de la partie musculaire. Ce modèle considéré comme la base théorique sur laquelle s’appuient de nombreux travaux et expérimentations, peut être considéré comme un système formé de deux composantes : un ressort non amorti appelé composante élastique série (CES) et une composante contractile représentant le processus générateur de force et correspondant physiologiquement aux ponts actine-myosine (CC). Cependant, ce modèle a très vite été amélioré en ajoutant la composante élastique parallèle (CEP) responsable des tensions relevées lorsque le muscle est étiré et au repos. Cette dernière est localisée au niveau du tissu conjonctif et du sarcolemme mais correspond également à l’interaction résiduelle entre les protéines contractiles décrite par DK Hill (1968) sur le muscle inactivé et à la titine assurant la connexion entre filaments épais et stries Z (Horowitz, 1992). Plus récemment, des travaux ont permis de distinguer deux sous-composantes à la CES (Figure 6) : une composante active représentant les ponts d’union des myofibrilles et une composante passive résidant principalement dans les structures tendineuses (Huxley et Simmons, 1971 ; Chapman, 1982 ; Shorten, 1987).

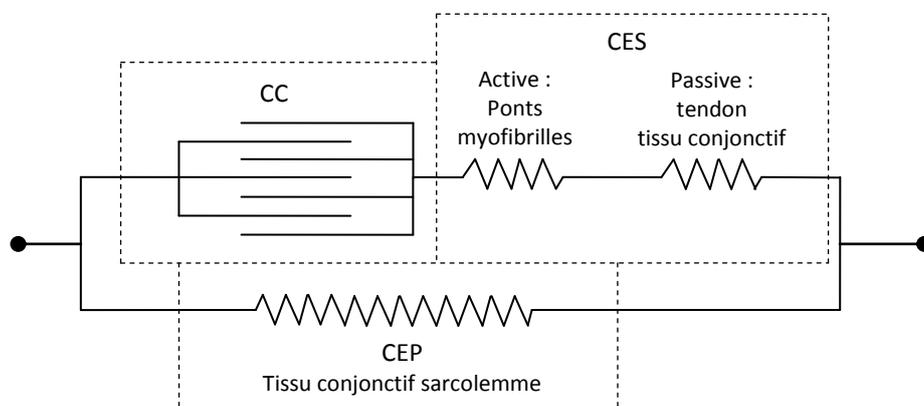


Figure 6 – Modèle à trois composantes fractionnant la composante élastique série en deux parties (d’après Huxley et Simmons, 1971 ; Shorten, 1987)

Le deuxième facteur influençant de façon déterminante le rendement musculaire est la possibilité de réutiliser l’énergie stockée dans la composante élastique du muscle (Cavanagh et Kram, 1985a, 1985b ; Asmussen et Bonde Petersen, 1974 ; Goubel, 1992 ; Komi, 1993 ; Thys, 1987). Ce phénomène, limité aux activités de marche et course à pied, est lié à l’optimisation du cycle « étirement-raccourcissement » (stretch-shortening cycle). En effet, dans les activités de locomotion

de type cyclique, la contraction musculaire comprend tout d'abord une phase excentrique au cours de laquelle de l'énergie mécanique est emmagasinée dans les composantes élastiques des complexes muscles-tendons, suivie très rapidement d'une phase concentrique pendant laquelle cette énergie est restituée. On observe donc un travail négatif (contraction excentrique) lorsque le pied entre en contact avec le sol, immédiatement suivi d'un travail positif (contraction concentrique) pour accélérer le corps. A partir de ces observations, Cavagna (1977, 1978) propose un schéma explicatif des modifications de l'énergie mécanique lors de la course. Selon ce schéma, pour que l'énergie soit stockée et réutilisée, il faut que le muscle soit sollicité lors d'une contraction excentrique préalable, ce mécanisme a lieu dans les structures élastiques du muscle et des tendons. Ainsi, en course à pied, Asmussen et Bonde-Petersen (1974) montrent que 35 à 53% de l'énergie absorbée lors de la phase excentrique est réutilisée lors de la phase concentrique. Cependant, malgré une relative facilité pour mesurer le rendement mécanique lors du travail concentrique, il est très difficile de mesurer la part d'énergie restituée lors de la phase concentrique par les structures élastiques du muscle dans les conditions réelles de l'activité alternant des phases excentriques et concentriques (Cavanagh et Kram, 1989 ; Williams et Cavanagh, 1983).

*La quantification du rendement musculaire dans les activités de locomotion est actuellement limitée par le caractère invasif des méthodes de mesure et l'impossibilité de mesurer certains indices tels que l'activité d'un muscle isolé ou encore d'un groupe de muscles. L'utilisation de l'électromyographie de surface permet pour une part, d'estimer le rendement musculaire des muscles moteurs supérieurs lors des différents modes de locomotion.*

#### **ANALYSE DU RENDEMENT MUSCULAIRE PAR ELECTROMYOGRAPHIE (EMG).**



L'utilisation de l'électromyographie (EMG), comme technique d'exploration fonctionnelle consistant à enregistrer les variations de potentiels membranaires affectant les muscles lors d'une contraction volontaire ou réflexe (Bouisset-Maton, 1972), permet d'approcher la notion de rendement musculaire et plus particulièrement de « rendement neuromusculaire ». On distingue deux formes d'observation de l'activité électrique musculaire caractérisée par des signaux différents par leur aspect et/ou leur méthode de traitement mises en jeu :

- L'enregistrement réalisé à l'aide d'électrodes aiguilles mono ou bipolaires, lors d'une faible contraction détecte l'activité d'une région très localisée du volume musculaire, réduit à quelques unités motrices dans certains cas. Cet enregistrement présente l'avantage d'éviter le problème d'interface entre la source et le point de mesure. Le signal obtenu est alors caractérisé par la présence de potentiels d'unités motrices souvent séparables. L'analyse du signal consiste à isoler et

reconnaître les potentiels d'unités motrices des différents trains, soit visuellement soit par un traitement automatique basé sur des méthodes de reconnaissance de forme. Cet enregistrement permet l'accès direct ou indirect aux caractéristiques propres des unités motrices mises en jeu :

- Morphologies des potentiels émis (durée, amplitude, nombre de phases, temps de montée...)
- Distribution temporelle des instants d'apparition (calculés à partir des intervalles séparant les potentiels successifs reconnus comme appartenant à la même unité motrice ou fréquence de décharge).

- La vision globale de l'EMG est obtenue avec des électrodes de surface, reflétant l'activité globale de muscle rendant impossible la distinction de formes élémentaires. Le signal est qualifié d'interférentiel et est généralement paramétré à l'aide de quantités statistiques relatives à des moyennes temporelles ou spectrales. Cette méthode présente l'avantage d'être non invasive. Les mesures peuvent être monopolaires, une des électrodes étant reliée à la masse, mais le plus souvent elles sont effectuées en mode bipolaire avec une amplification différentielle, le sujet étant relié par une troisième électrode, dite de référence. Plusieurs traitements peuvent ensuite être appliqués au signal EMG.

ANALYSE TEMPORELLE – Il s'agit alors d'une datation et d'une quantification du niveau d'excitation du muscle. Le signal est quantifié par sa valeur efficace (RMS) ou intégré (EMGi). La grandeur RMS représente la racine carrée de la puissance moyenne du signal EMG sur un intervalle de temps donné et s'exprime sous la forme mathématique suivante :

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{T} \int EMG^2(t) dt}$$

L'EMGi représente alors une mesure du niveau d'excitation du muscle. Cependant, lors de la locomotion ou plus simplement lors de tous types d'activités dynamiques, l'utilisation de l'EMG global est encore confidentielle. Ceci s'explique par l'absence de stationnarité du signal en condition dynamique rendant délicat son interprétation (Duchêne et Goubel, 1990). Cependant l'EMGi reste un excellent indice du niveau d'activation musculaire en particulier lors de l'apparition d'un état de fatigue. Il permet ainsi de rendre compte des altérations du fonctionnement du système neuromusculaire liées à la fatigue (Hauswirth et al, 2000 ; Sarre et al, 2005). Son utilisation présente également un intérêt majeur permettant de compléter les analyses cinématiques, grâce à la détection des plans de coopération musculaires susceptibles de varier lors d'activités prolongées ou de modifications volontaires du geste.

ANALYSE FREQUENTIELLE – La seconde analyse est une description fréquentielle du signal pouvant s'exprimer par la fréquence moyenne (MPF) et la fréquence médiane (MF). La fréquence moyenne est le centre de gravité du spectre alors que la fréquence médiane partage le spectre en deux parties d'énergie égale. Les modifications spectrales peuvent être le reflet du niveau d'activation musculaire, de la vitesse de conduction des potentiels d'action (VCPA) ou encore du recrutement et de la synchronisation des unités motrices.

Grâce à l'analyse des fluctuations du spectre EMG, certains travaux montrent que la MPF est susceptible d'augmenter simultanément avec le niveau d'activation, témoignant d'une mise en jeu supplémentaire d'unités motrices de fibres de type II (Borrani et al, 2001). En se basant sur des études montrant que la VCPA est supérieure dans les unités motrices rapides, les modifications spectrales liées la VCPA ont alors été envisagées comme témoins du type d'unités motrices recrutées (Komi et Tesch, 1979). Certaines études ont également observé une diminution de la VCPA lors d'une contraction soutenue, attribuée aux variations de la concentration en ions lactates et au pH musculaire (Brody et al, 1991 ; Roy et al, 1990) ainsi qu'à l'augmentation du potassium extracellulaire (Bigland-Ritchie et al, 1979).

Les travaux de Wakeling et al (2001) suggèrent également que l'augmentation des paramètres spectraux du signal EMG correspondrait à une augmentation du recrutement des unités motrices de type II au cours d'un exercice prolongé. Ces auteurs s'appuient sur l'augmentation de la puissance du signal EMG dans les hautes fréquences et sa diminution dans les basses fréquences. Selon Hagg (1992) l'augmentation de la MPF lors de l'exercice serait due au recrutement d'unités motrices non fatiguées ainsi qu'au recrutement d'unités motrices dont les fibres ont un plus gros diamètre.

Néanmoins, l'observation des paramètres spectraux du signal EMG doit être réalisée avec précaution. En effet, d'une part Bigland-Ritchie et al (1981) ont montré que le VCPA augmentait avec la température musculaire et d'autre part, certains auteurs ont mis en évidence une relation entre la MPF et la position des électrodes (Bonato et al, 2001) et la longueur musculaire (Maclsaac et al, 2001). A ceci, s'ajoute le principe de stationnarité du signal (*i.e.* exprimant les qualités d'être centré et co-aléatoire) qui n'est pas vérifié d'un point de vue aléatoire car le signal de surface évolue au cours du temps.

*Lors d'activités de locomotion, le rendement musculaire peut être abordé à partir de la mesure de l'activité électromyographique du muscle. A l'échelon global de l'organisme, une seconde approche non exclusive s'intéresse également au rendement global à partir d'indices métaboliques et cinématiques.*

## B.2. LE RENDEMENT GLOBAL

L'étude du rendement à l'échelon global de l'organisme repose sur deux approches théoriques différentes. La première approche se base sur le calcul du rendement mécanique (équation 1) qui représente le ratio entre l'énergie mécanique produite et l'énergie métabolique consommée (Kaneko, 1990).

$$\text{Rendement mécanique (\%)} = \frac{\text{Énergie mécanique (Joules)}}{\text{Énergie métabolique (Joules)}} \times 100$$

La mesure de ce rendement comporte à l'heure actuelle de nombreuses incertitudes, liées notamment à la quantification du travail mécanique réalisé. Différents types de modélisation sont proposés dans la littérature afin de calculer ce travail mécanique. Ces modèles sont classiquement regroupés en deux catégories.

La première est basée sur les mesures des variations des composantes énergétiques liées au déplacement du centre de masse du sujet (Fenn, 1930 ; Fukunaga et al, 1980 ; Belli et al, 1993 ; Cavagna et Kaneko, 1977). Grâce à l'utilisation de plate-forme de force seule ou accompagnée d'analyse cinématique, l'énergie mécanique est alors calculée à partir de l'équation suivante :

$$W_{ext} = \Delta (mgh + \frac{1}{2} mv^2)$$

Où ( $m$ ) représente la masse du sujet en kg, ( $g$ ) la gravité, ( $h$ ) la position verticale du centre de masse en cm et ( $v$ ) la vitesse linéaire du centre de masse en  $m.s^{-1}$ .

Cependant, cette méthode ne prend pas en compte le travail interne sous-estimant le travail mécanique réel (Williams et Cavanagh, 1983).

La seconde méthode considère la mesure des variations d'énergie de chaque segment selon une hypothèse de transfert d'énergie entre les segments (Pierrynowsky et al, 1980 ; Williams et Cavanagh, 1983 ; Winter, 1979). Le calcul est donc réalisé en partant de deux postulats : soit il existe un transfert complet d'énergie entre les segments, soit il n'existe aucun transfert entre les segments. L'énergie mécanique est alors calculée selon cette équation :

$$W = \sum |\Delta E_i|$$

$$E_i = \sum \Delta \left( m_i \cdot g_i \cdot h_i + \frac{1}{2} m_i \cdot v_i^2 + \frac{1}{2} I_i \cdot \omega_i^2 \right)$$

Où ( $m$ ) représente la masse du segment en kg, ( $g$ ) la gravité, ( $h$ ) la position verticale du centre de masse du segment en cm et ( $v$ ) la vitesse linéaire du centre de masse du segment en  $m.s^{-1}$ , ( $\omega$ ) la vitesse angulaire du segment et ( $I_i$ ) le moment d'inertie de chaque segment.

Cependant, les résultats obtenus par ces deux méthodes de modélisations présentent des différences importantes (supérieures à 10%) qui limitent l'utilisation du rendement mécanique pour appréhender les variations d'efficacité du mouvement (Belli et al, 1993 ; Martin et al, 1993). Dans ce cadre, l'effet des variations d'efficacité du système sur la performance dans les activités de locomotion est généralement évalué par des indices plus macroscopiques. Cette deuxième approche théorique envisage soit le calcul du rendement global, défini comme le ratio entre le travail utile produit et l'énergie métabolique dépensée (équation 2) (Gaesser and Brooks, 1975), soit le calcul du coût énergétique, représentant le ratio entre l'énergie métabolique dépensée et la vitesse de déplacement (équation 3, Di Prampero, 1986).

$$\text{Rendement global (\%)} = \frac{\text{Travail utile (Joule)}}{\text{Énergie métabolique (Joules)}} \times 100$$

$$\text{Coût énergétique (mlO}_2 \cdot \text{min}^{-1} \cdot \text{kg}^{-1}) = \frac{\text{Énergie métabolique (mlO}_2 \cdot \text{min}^{-1} \cdot \text{kg}^{-1})}{\text{Vitesse de déplacement (m} \cdot \text{min}^{-1})} \times 100$$

Selon l'indice utilisé, l'optimisation de l'efficacité globale du sujet se traduit soit par une augmentation du rendement global, soit par une diminution du coût énergétique. L'utilisation de l'un ou l'autre de ces indices dépend essentiellement de la façon dont est quantifié le travail utile produit. Dans la plupart des activités de locomotion, le travail utile est estimé par la vitesse de déplacement du sujet, et le coût énergétique est utilisé comme indice représentatif de l'efficacité globale du sujet. Par contre, en cyclisme, l'évaluation de l'efficacité de la locomotion est classiquement réalisée en laboratoire sur ergocycle, et le travail utile est quantifié à partir de la puissance développée par le sujet en sortie d'ergocycle. Ainsi, le rendement global est le paramètre privilégié lors des épreuves de cyclisme réalisées en laboratoire.

### *B.3. MODIFICATIONS DES RENDEMENTS ENERGETIQUE ET NEUROMUSCULAIRE LORS D'EXERCICES NON FATIGANTS.*

#### *LOCOMOTION NON PORTEE DE TYPE MARCHE OU COURSE A PIED.*



De nombreux facteurs sont susceptibles de modifier le rendement lors de la marche et de la course. Dans une revue de questions, Morgan et al (1989) distinguent deux catégories de facteurs : d'une part, les facteurs physiologiques et environnementaux et d'autre part, les facteurs biomécaniques. Dans la première catégorie, ces auteurs intègrent la variabilité intra-individuelle, le sexe, l'âge, le lieu d'exercice (tapis roulant ou conditions extérieures), la température (ambiante et interne), l'entraînement ou encore la fatigue. La seconde catégorie comprend le poids du corps, le poids et la distribution des segments, la morphologie du sujet, la vitesse et la fréquence de course. Il est également possible de compléter ces facteurs développés par l'influence des facteurs psychologiques sur le coût énergétique (Messier et al, 1986). L'identification et le contrôle de ces facteurs sont alors un pré-requis méthodologique nécessaire à chaque étude mesurant les variations de rendement lors d'un exercice de locomotion.

VARIABILITE INTRA-INDIVIDUELLE – Daniels et al (1984) ont mesuré le coût énergétique de dix sujets entraînés lors de 15 tests de course sur tapis roulant à une vitesse de  $4,46 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  pendant 7 mois. Leurs résultats montrent, lorsque les facteurs d'apprentissage, les chaussures et les protocoles sont contrôlés, une variabilité du coût énergétique supérieure à 11 %. De même, une variabilité du coût énergétique (coefficient de variation : 4.65 %) a également été observée au cours d'une semaine composée de quatre journées de tests sous-maximaux sur tapis roulant ( $75 \% \dot{V}O_2\text{max}$ ) chez des athlètes entraînés spécialistes de demi-fond (Brisswalter et al, 1994). Selon Morgan et al (1987), il est cependant possible de tendre vers une variabilité intra-individuelle nulle en contrôlant le niveau d'expérience de course sur tapis roulant du sujet, ses chaussures, le moment de la journée et son niveau d'entraînement.

SEXE – Certains travaux portant sur le coût énergétique en course à pied ont montré que celui-ci pouvait dépendre du sexe du sujet (Bransford et Howley, 1977). Ceux-ci ont montré que des sujets masculins entraînés et non entraînés présentaient des valeurs de coût énergétique relatif au poids de corps plus faibles que des sujets féminins entraînés et non entraînés. Les hypothèses émises pour comprendre ces différences suggèrent qu'elles seraient dues aux déplacements verticaux du corps ainsi qu'au niveau et à l'intensité de l'entraînement (Bransford et Howley, 1977 ; Howley et Glover, 1974). Cependant, Bhambhani et Singh (1985) ne reportent aucune variation verticale de la hauteur

de hanche par foulée ou par kilomètre lorsqu'ils comparent des hommes et des femmes aux coûts énergétiques différents. Ces auteurs spéculent alors, que les plus hautes fréquences de foulée et la plus grande dette en O<sub>2</sub> observées chez les sujets féminins pourraient être responsables d'une augmentation du coût énergétique.

ÂGE – Des études croisées ont démontré que de jeunes enfants étaient plus économiques énergétiquement que des adolescents ou des adultes (Astrand, 1952 ; Krahenbuhl et al, 1985 ; MacDougall et al, 1983). De même, les travaux portant sur la personne âgée indiquent une élévation du coût énergétique associée à l'augmentation de l'âge. Ceci pourrait être dû à une diminution de la souplesse de la hanche, une réduction de la relaxation des muscles antagonistes, une augmentation de la masse corporelle et un accroissement des demandes cardiaques et respiratoires (Larish et al, 1987 ; Sidney et Shephard, 1977). Une seconde hypothèse est également évoquée et attribue cette augmentation du coût énergétique à l'adoption d'une plus faible longueur de foulée, dans le but de moins solliciter le système musculo-squelettique.

TEMPÉRATURES INTERNE ET AMBIANTE – Parmi les travaux rapportant les effets d'une élévation de la température interne sur la  $\dot{V}O_2$ , l'étude de Saltin et Stenberg (1964) montre une augmentation de 5 % de la  $\dot{V}O_2$  lors d'un exercice de 3h en condition normale. De plus, les travaux portant sur l'effet des conditions thermiques ambiantes sur la  $\dot{V}O_2$  montrent également une augmentation de la  $\dot{V}O_2$  lors d'une course à pied à 70 % de  $\dot{V}O_2$ max lorsque la température augmente ou diminue (MacDougall et al, 1974). Selon ces auteurs, l'augmentation de la  $\dot{V}O_2$  serait due à l'augmentation de la demande en énergie nécessaire à la circulation sanguine périphérique, à l'augmentation de l'activité des glandes sudoripares, à l'hyperventilation ou encore à la diminution de l'efficacité du métabolisme énergétique.

ENTRAÎNEMENT – De nombreux travaux ont suggéré que l'économie de course pourrait être influencée par le niveau d'entraînement. Cependant, cette relation doit être nuancée. En effet, certaines études ont montré un effet positif de programmes d'entraînement en course à pied de courte et longue distance sur l'économie de course (Daniels et al, 1978a, Daniels et Oldridge, 1971 ; Patton et Vogel, 1977) tandis que d'autres n'ont montré aucun effet (Daniels et al, 1978b, Petray et Krahenbuhl, 1985 ; Wilcox et Bulbulian, 1984). Il a également été montré que l'utilisation d'exercices intermittents ou de haute intensité modifiaient favorablement l'économie de course (Conley et al, 1981, 1984 ; Sjodin et al, 1982). Les améliorations suite à ces types d'entraînements ont alors été attribuées aux altérations du style de course et des capacités oxydatives intracellulaires.

CARACTERISTIQUES ANTHROPOMETRIQUES – POIDS DU CORPS ET DISTRIBUTION AU NIVEAU DES SEGMENTS – Les résultats des travaux de Williams et Cavanagh (1987), confirmés par l'étude de Williams et al (1987) portant sur des athlètes féminines, ont montré l'existence d'une relation négative entre la  $\dot{V}O_2$  et le poids du corps de l'athlète. Cependant, il apparaît que la répartition des masses corporelles modifie le coût énergétique. Ainsi, Cavanagh et Kram (1985) ont enregistré un coût énergétique plus important lorsque les membres inférieurs étaient plus lourds. Myers et Steudel (1985) évoquent l'hypothèse que le coureur dont les extrémités seraient moins volumineuses, plus particulièrement au niveau des jambes, réaliserait un travail plus faible en actionnant ses segments pendant la course, en comparaison avec un coureur dont une grande partie de la masse serait répartie sur les extrémités.

La morphologie du sujet a également été suggérée comme facteur responsable de modifications du rendement. Cependant, très peu d'études se sont intéressées à ce paramètre et une grande dispersion apparaît dans les résultats. Alors que Williams et Cavanagh (1987) indiquent une corrélation négative entre la longueur de jambe et le coût énergétique mesuré sur une population de marathonien, Bourdin et al (1993) ne relèvent aucune corrélation significative entre la taille d'une population de basketteurs et le coût énergétique. Cette absence de résultat se confirme également au travers de l'étude de Pate et al (1992).

FREQUENCE DE FOULEE – Plusieurs facteurs participent à l'altération de la locomotion et à travers celle-ci la notion de rendement. L'étude de Hogberg (1952) fut l'une des premières études à avoir envisagé de modifier volontairement les contraintes mécaniques liées à la locomotion afin d'observer leurs effets sur le rendement énergétique dont la consommation d'oxygène en est le reflet. Lors de cette étude, cet auteur a montré que chez des spécialistes de course à pied, une augmentation de la foulée de 13,3% par rapport à la foulée librement choisie du sujet induisait une élévation de la valeur de  $\dot{V}O_2$  de 11,9% et qu'une diminution de 12 % coïncidait avec une variation positive de 6% de la  $\dot{V}O_2$ . Cette première observation a alors servi de point de départ à de nombreuses études visant à comprendre les raisons sous-tendant cette variation de la  $\dot{V}O_2$  lorsque la foulée est volontairement modifiée (Cavanagh et Williams, 1982, Ralston, 1958 ; Margaria, 1976 ; Zarrugh et al, 1974, Browning et Kram, 2005). La très grande majorité de ces études a alors constaté les mêmes résultats quelque soit la population observée (Browning et Kram, 2005) ou le type d'exercice proposé (*i.e.* marche ou course à pied). Ainsi, Cavanagh et Williams (1982) ont mesuré sur une population de coureurs occasionnels les effets d'une variation de la longueur de foulée sur la  $\dot{V}O_2$ . Ils ont pu observer, pour une réduction et une augmentation de 20 % de la longueur de foulée par rapport à la foulée librement choisie, une augmentation moyenne de la  $\dot{V}O_2$  de 2,6 et 3,4 ml.kg<sup>-1</sup>.min<sup>-1</sup> respectivement. De même, Holt et al (1991) lors d'une épreuve de marche ont imposé une variation de la fréquence

de pas par rapport à la fréquence libre allant jusqu'à  $\pm 15 \text{ cycle} \cdot \text{min}^{-1}$  par incrément aléatoire de 5. Leurs résultats montrent une forte corrélation entre l'écart à la fréquence libre et l'élévation de la consommation d' $\text{O}_2$ . La principale raison invoquée afin d'expliquer dans un premier temps la relation étroite entre le choix d'une fréquence libre et une  $\dot{V}\text{O}_2$  minimale et, dans un second temps l'élévation de  $\dot{V}\text{O}_2$  lorsque l'individu s'éloigne de sa fréquence libre fut proposée par Holt et al (1990). Cette hypothèse basée sur la comparaison entre l'individu en mouvement et un mécanisme oscillatoire simple ou complexe a été développée dans la partie précédente (cf. «*Chapitre II.A.2, p14*»). Cependant, si ce modèle permet d'apporter des éléments de réponse au choix de la fréquence libre lors de la marche où de la course à pied, son approche trop globale ne permet pas d'expliquer les augmentations de la  $\dot{V}\text{O}_2$  lorsque l'individu s'écarte de sa fréquence libre. Une approche plus locale basée sur le recrutement musculaire a alors été envisagée (Kaneko et al, 1987, 1990). Selon ces auteurs, la modification du recrutement musculaire liée à un raccourcissement ou un allongement de la longueur de pas lors des situations de sur-fréquence ou de sous-fréquence conduirait à une augmentation du travail interne et/ou externe induisant une élévation systématique de la  $\dot{V}\text{O}_2$ . Cependant le nombre très réduit d'études partant de cette hypothèse ne permet pas de conclure.

#### LOCOMOTION PORTEE DE TYPE CYCLISME



Les raisons expliquant les variations de rendement énergétique lors d'une altération des activités de locomotion telles que la marche ou la course à pied semblent bien connues. Toutefois, lorsque le mode de locomotion change et plus particulièrement lors d'un mode de locomotion tel que le cyclisme, la seule étude du rendement énergétique ne permet pas d'expliquer les adaptations locomotrices du sujet liées aux contraintes de l'activité. Ainsi, dans la littérature, la notion de rendement neuromusculaire est ajoutée à celles de rendement énergétique et de rendement mécanique.

RENDEMENT ENERGETIQUE – Les hypothèses explicatives évoquées précédemment ne permettent pas d'apporter des réponses satisfaisantes aux variations de rendement liées à l'altération mécanique du geste cyclique. Plusieurs facteurs susceptibles de modifier le rendement ont été développés dans la littérature. Ceux-ci sont généralement directement ou indirectement liés à une modification de la cadence de pédalage connue comme étant le principal facteur responsable de la modification du rendement énergétique en cyclisme. L'organisation locomotrice du sujet lors d'une activité de cyclisme ne semble pas répondre à la nécessité de diminuer la  $\dot{V}\text{O}_2$ . La grande majorité des études portant sur la relation entre la dépense d'énergie et les modifications volontaires de la cadence de

pédalage montrent au contraire une différence systématique entre la cadence de pédalage libre et la cadence pour laquelle l'individu consomme le moins d'énergie (Marsh et Martin, 1993). Marsh et Martin (1993) observent, par exemple, que des cyclistes entraînés et des non cyclistes adoptent des cadences librement choisies (CLC) respectives de 85,2 rev.min<sup>-1</sup> et de 91,6 rev.min<sup>-1</sup> alors que les cadences correspondant à la moindre  $\dot{V}O_2$  (*i.e.* cadence énergétiquement optimale, CEO) sont de 56,1 rev.min<sup>-1</sup> et 62,9 rev.min<sup>-1</sup> respectivement. Ainsi de nombreux travaux ont tenté d'appréhender les variations de rendement en fonction des variations de cadence. La première hypothèse développée dans la littérature attribue les variations de rendement énergétique à l'efficacité énergétique des fibres musculaires sollicitées aux différentes cadences de pédalage. L'efficacité énergétique des fibres musculaires étant directement liée à leur typologie (cf. « Efficacité de la contraction musculaire »), la sollicitation plus ou moins dominante d'un type de fibre induit des modifications du rendement global. En cyclisme, les travaux de Sargeant et collaborateurs (1993, 1994, 1995 1996) ont permis d'associer des cadences de pédalage à une utilisation prioritaire des fibres de types I ou II. Ainsi, ces auteurs ont, dans un premier temps, mesuré les vitesses de contraction optimales pour lesquelles l'efficacité énergétique était la plus élevée en fonction de la typologie de chaque fibre (Beelen et Sargeant, 1993). Puis, dans un second temps, ceux-ci ont associé la vitesse de contraction énergétiquement optimale de chaque fibre à la vitesse du geste de pédalage des membres inférieurs. Ces études ont alors permis de distinguer deux vitesses de contraction directement liées à la typologie musculaire permettant de fournir une puissance maximale. Ainsi, ils ont observé que la vitesse de contraction optimale des fibres de type I se situait autour de 60 rev.min<sup>-1</sup> alors que celle de fibres II était proche de 120 rev.min<sup>-1</sup> (Figure 7). L'utilisation de cadences intermédiaires en cyclisme ( $\approx 90$  rev.min<sup>-1</sup>) serait donc un compromis entre une utilisation prioritaire des fibres de type I ou des fibres de type II, directement lié à la typologie mixte des muscles propulseurs lors du cyclisme. Ceci a pour conséquence une utilisation majoritaire de fibres de type I pour lesquelles le rendement énergétique est élevé lorsque la cadence de pédalage est faible. A l'inverse, une élévation de la cadence de pédalage solliciterait majoritairement les fibres de type II dont le rendement énergétique est faible. Lors d'une activité de pédalage à puissance de sortie égale, cette observation se traduirait par une diminution de la consommation d'oxygène pour les cadences de pédalage faibles (< 60 rev.min<sup>-1</sup>) et une augmentation de celle-ci pour des cadences élevées (> 110 rev.min<sup>-1</sup>).

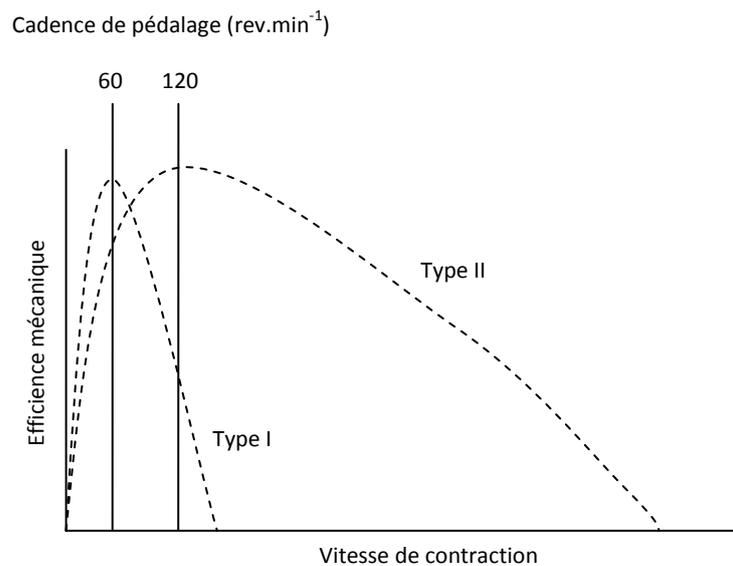


Figure 7 – Schémas de la relation possible entre l'efficacité mécanique des fibres et leurs vitesses de contraction (d'après Sargeant et Jones, 1995).

Un grand nombre de facteurs sont alors susceptible de modifier la cadence énergétiquement optimale et au travers de celle-ci le rendement énergétique. Ainsi, des études ont tenté d'établir une relation entre la cadence énergétiquement optimale et la puissance de sortie. Les travaux de Seabury et al (1977) sont parmi les premiers à avoir observé cette relation. Leurs résultats montrent une augmentation de la CEO conjointement à l'augmentation de puissance pour une même cadence de pédalage. De même, Coast et Welch (1985) observent une augmentation linéaire de la CEO de 50 à 79 rev.min<sup>-1</sup> pour des puissances de sortie augmentant de 100 à 300 W. Plusieurs hypothèses ont été émises pour tenter de comprendre les raisons de ces augmentations. La première se base sur les travaux de Sargeant que nous avons décrit précédemment. Celle-ci attribue l'augmentation de la demande en énergie à une modification du patron de recrutement des fibres musculaires. En effet, selon les travaux de Sargeant et Beelen (1993), une augmentation de la puissance de sortie nécessite un recrutement supérieur de fibres de type II qui s'accompagnerait de l'utilisation d'une cadence de pédalage plus élevée afin d'obtenir une meilleure efficacité de ces fibres. La seconde hypothèse attribue l'augmentation de la  $\dot{V}O_2$  relevée lors d'une augmentation de la puissance de sortie à une élévation du travail interne. En effet, quelques études montrent que lorsque la cadence augmente, le travail mécanique interne augmente également. La cause de cette élévation du travail mécanique interne est attribuée à une augmentation de l'énergie de gesticulation représentant l'énergie nécessaire au déplacement des segments corporels au cours du cycle de pédalage (Winter, 1979). L'étude de Francescato et al (1995) a permis de mesurer précisément la part du travail interne dans

l'augmentation de la  $\dot{V}O_2$  grâce à l'utilisation du pédalage à vide. Ainsi, leurs résultats montrent que la fraction de  $\dot{V}O_2$  liée au travail interne est de 20 % pour une cadence de 60 rev.min<sup>-1</sup> et augmente jusqu'à 60 % pour une cadence de 100 rev.min<sup>-1</sup>.

RENDEMENT MUSCULAIRE – La notion de rendement neuromusculaire en cyclisme a été abordé par Patterson et al (1983) puis reprise ensuite par de nombreux auteurs (Takaishi et al, 1998 ; Vercruyssen et al, 2001). Celle-ci s'appuie généralement sur la mesure des valeurs RMS ou EMGi permettant ainsi de comparer le niveau d'excitation des muscles sollicités en fonction, par exemple, d'une puissance de travail, d'une cadence, ou encore d'un type d'entraînement. En cyclisme cet indice est principalement utilisé pour tenter de comprendre les facteurs responsables du choix de la cadence de pédalage. En effet, si la nécessité de minimisation de la  $\dot{V}O_2$  a clairement été écartée comme principal facteur explicatif de ce choix en cyclisme (Marsh et Martin, 1993 ; Brisswalter et al, 2000), les hypothèses musculaires et neuromusculaires permettent d'apporter de nouveaux éléments de réponse. Plusieurs auteurs (Patterson et al 1983 ; Patterson and Moreno 1990 ; Takaishi et al 1996, 1998 ; Marsh & Martin 1995 ; MacIntosh et al 2000) ont émis l'hypothèse d'une relation directe entre le choix de la cadence de pédalage et une minimisation de l'activité électromyographique (EMG) des muscles des membres inférieurs traduisant un rendement musculaire optimal à la cadence librement choisie. Ainsi, Takaishi et al (1996) rapportent une minimisation de l'activité neuromusculaire mesurée par EMG de surface sur le *vastus lateralis* lorsque l'individu pédale à cadence libre c'est-à-dire pour des cadences mesurées entre 85 rev.min<sup>-1</sup> et 100 rev.min<sup>-1</sup>. Des corrélations positives entre les valeurs de RMS et de cadences ont également été observées par Marsh et Martin (1995) sur les muscles VL et RF, et par Neptune et al (1997) sur le muscle VM. D'autre part, une étude de Neptune et Hull (1999) appuie ces premières observations en démontrant grâce à une modélisation mathématique de l'activité de pédalage, la présence d'une minimisation de l'activité musculaire à 90 rev.min<sup>-1</sup>. Cependant, bien que l'ensemble de ces travaux indique que le besoin de minimiser l'activité musculaire des membres inférieurs est un facteur déterminant du choix de la cadence de pédalage, une récente étude de Sarre et al (2003) apporte des résultats plus nuancés. En effet, ces auteurs montrent que chez des sujets entraînés, l'activité neuromusculaire des extenseurs du genou n'est pas significativement influencée par des variations de cadence et ce, quelque soit la puissance de sortie. Selon eux, il apparaît que l'influence d'une variation de la cadence sur l'activité EMG de surface dépend du muscle considéré et de son rôle fonctionnel lors du mouvement. Ainsi, ces auteurs n'observent aucune variation significative de l'activité RMS des muscles mono-articulaires VL et VM lors de variations de cadence, quelque soit la puissance de sortie imposée. Au contraire, ceux-ci montrent un effet de la cadence sur le muscle biarticulaire RF. Selon ces auteurs, les différences observées entre leur étude et les précédentes,

pourraient s'expliquer par une différence du niveau d'entraînement des sujets. Ce dernier point a souvent été évoqué dans la littérature (Marsh et Martin, 1995) comme facteur pouvant influencer le choix d'une cadence de pédalage et indirectement les rendements énergétiques et neuromusculaires.

*Lors d'exercices courts, sans fatigue musculaire, les propriétés musculaires, souvent évoquées dans la littérature comme facteurs responsables des variations de rendement énergétique (Marsh et Martin, 1995), jouent un rôle fondamental sur le choix de la cadence et l'existence de minima énergétique et/ou neuromusculaire. Lorsque le niveau de fatigue musculaire augmente, les muscles répondent différemment à cette contrainte en fonction de leurs caractéristiques propres.*