
Chapitre 4 Discussion

4.1 Relations entre énergétique, mécanique et vitesse de marche

4.2 La mécanique permet d'expliquer l'augmentation du coût énergétique

4.2.1 Patients hémiparétiques

4.2.2 Patients atteints de gonarthrose et ayant bénéficié d'une arthroplastie

4.2.3 Patients amputés du membre inférieur

4.3 L'augmentation du coût énergétique ne peut être expliquée par l'inefficacité du mécanisme pendulaire

4.4 Influence des variables spatio-temporelles sur l'énergétique et la mécanique

4.5 Comparaison des quatre déficits unilatéraux

4.7.1 Influence de l'âge

4.7.2 Comparaison des déficits

4.6 Choix des déficits unilatéraux

4.7 Choix des méthodologies utilisées

4.7.1 Mesure du coût énergétique

4.7.2 Mesure du travail mécanique

4.7.2.1 Estimation du travail mécanique total

4.7.2.2 Estimation du travail mécanique interne

4.7.2.3 Le travail mécanique total est-il correctement estimé ?

4.7.3 Mesure du rendement de la production du travail mécanique positif

4.7.4 Mouvements des membres supérieurs

4.8 Limites du travail

L'objectif principal de ce travail est d'étudier la faisabilité de réaliser des mesures du travail mécanique au cours de différents déficits unilatéraux et de connaître le potentiel de ces variables pour expliquer l'origine de l'augmentation du coût énergétique (C) de la marche observé dans ces déficits. Au terme de ce travail, il apparaît que les mesures du travail mécanique sont réalisables dans les quatre déficits unilatéraux choisis. De plus, les variables mécaniques permettent d'expliquer l'augmentation du C (voir 4.2).

4.1 Relations entre énergétique, mécanique et vitesse de marche

Des variations d'énergie mécanique produisent-elles des variations concomitantes d'énergie métabolique ? Les patients qui produisent moins de travail mécanique dépensent-ils moins d'énergie métabolique au cours de la marche que ceux qui produisent un travail mécanique supérieur ? La mise en évidence de relations entre les variations d'énergie métabolique dépensée et d'énergie mécanique produite au cours de la locomotion d'animaux ou d'humains n'est pas aisée. En effet, des espèces animales (guépard et gazelle) de masse et de longueur de membre similaires mais dont la distribution de la masse au sein des membres varie considérablement, et dont l'énergie mécanique pour les mouvoir devrait varier en conséquence, ne montrent pas de différence significative en ce qui concerne leurs valeurs de $\dot{V}_{O_2}$ (Taylor *et al.*, 1974). Chez l'homme, des différences significatives de $\dot{V}_{O_2}$ entre des coureurs d'élite et des coureurs expérimentés ne sont pas corrélées avec des paramètres mécaniques, excepté la fréquence du cycle (Cavanagh *et al.*, 1977). Frost *et al.* (1997) n'ont pas réussi à expliquer des différences de puissance

métabolique nette au cours de la marche d'enfants d'âge différents à l'aide de la puissance mécanique totale (P_{tot}) développée. Finalement, une étude clinique de McDowel *et al.* (2002) a observé peu de corrélation entre C de la marche et le travail mécanique externe (W_{ext}) ou le travail mécanique total (W_{tot}) chez des enfants et des adultes souffrant d'un myéloméningocèle lombo-sacré. Néanmoins, dans les pathologies de marche unilatérales retenues pour ce travail, des corrélations significatives existent entre C et différentes variables mécaniques. La Figure 4-1 montre la puissance métabolique nette *versus* les puissances mécaniques totale, externe et interne (P_{tot} , P_{ext} , P_{int}). L'augmentation de la P_{tot} , qui par définition tient compte à la fois de la P_{ext} et de la P_{int} , est la variable qui explique le mieux l'augmentation de la puissance métabolique nette ($r = 0.404$, $p = 0.011$). En effet, les diagrammes exprimant la puissance métabolique nette *versus* P_{ext} ou P_{int} forment plutôt un nuage de points.

La Figure 4-2 montre un diagramme entre $C \ C_N^{-1}$ (ratio entre C et la normale) et $W_{\text{tot}} \ W_{\text{tot} \ N}^{-1}$ (ratio entre W_{tot} et la normale). Cette figure montre que même si l'augmentation du C normalisé peut être expliquée par l'augmentation du W_{tot} normalisé ($r = 0.347$, $p = 0.030$), il n'existe pas toujours une relation de proportionnalité directe entre ces variables.

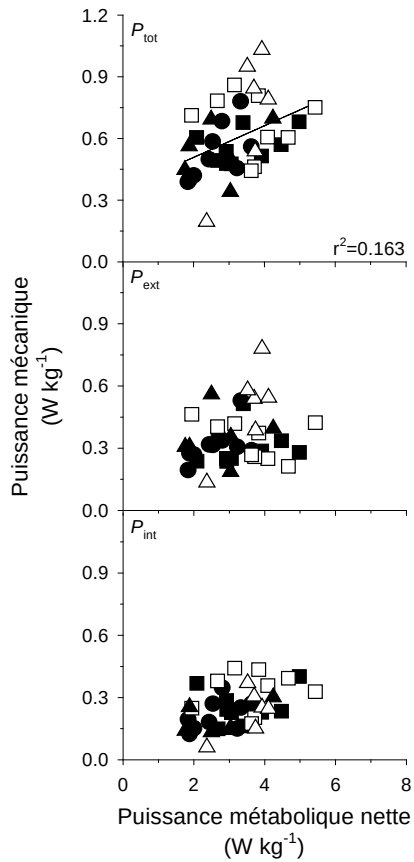


Figure 4-1

Diagramme entre la puissance métabolique nette et les puissances mécaniques développées chez tous les patients. Chaque symbole représente la valeur moyenne obtenue chez un patient. Les cercles pleins représentent les patients hémiparétiques. Les carrés pleins représentent les patients atteints d'arthrose du genou et les carrés ouverts les mêmes patients ayant bénéficié d'une arthroplastie totale du genou. Les triangles pleins représentent les patients amputés trans-tibiaux et les triangles ouverts les amputés trans-fémoraux. La ligne représente la droite de régression ajustée sur toutes les valeurs. P_{tot} : puissance mécanique totale, P_{ext} : puissance mécanique externe, P_{int} : puissance mécanique interne.

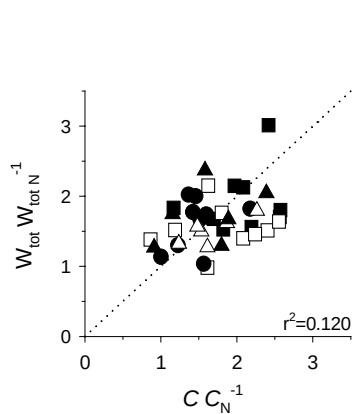


Figure 4-2

Diagramme du ratio entre C des patients et la normale *versus* le ratio entre W_{tot} des patients et la normale. Chaque symbole représente la valeur moyenne obtenue chez un patient. Les cercles pleins représentent les patients hémiparétiques. Les carrés pleins représentent les patients atteints d'arthrose du genou et les carrés ouverts les mêmes patients ayant bénéficié d'une arthroplastie totale du genou. Les triangles pleins représentent les patients amputés trans-tibiaux et les triangles ouverts les amputés trans-fémoraux. La ligne pointillée représente la droite d'identité.

Le Tableau 4-1 donne les résultats statistiques pour les tests de corrélation de Pearson entre C , les variables mécaniques et la vitesse de marche et le Tableau 4-2 donne les équations des régressions linéaires pour les variables significativement corrélées avec C .

Le coût énergétique est significativement corrélé avec W_{tot} ($r = 0.320$), R ($r = -0.409$), η_{w+} ($r = -0.778$) et la vitesse de marche ($r = -0.592$). Il est intéressant de remarquer que le ratio entre C et C_N (Figure 3-6) augmente quand la vitesse de marche des patients diminue et ce quelque soit la pathologie sous-jacente. D'autres études ont observé le même phénomène (Zamparo *et al.*, 1995 ; Fusi *et al.*, 2002). Ceci confirme également que la vitesse de marche spontanément adoptée par les patients est une variable clé à évaluer afin de juger de la sévérité de l'atteinte locomotrice (Bernardi *et al.*, 1999).

Même si aucune corrélation significative n'a été observée entre W_{tot} et la vitesse de marche, le ratio entre W_{tot} et $W_{\text{tot} N}$ augmente quand la vitesse de marche diminue (Figure 3-15). Ceci permet de conclure que W_{tot} semble être la variable mécanique la plus pertinente pour estimer la sévérité de l'atteinte locomotrice.

Tableau 4-1 : Matrice de corrélation pour les différentes variables

	W_{ext}	W_{int}	W_{tot}	η_{W^+}	R	Vitesse
C	0.278	0.120	0.320	-0.778	-0.409	-0.592
W_{ext}		-0.136	0.860	0.210	-0.589	-0.255
W_{int}			0.388	0.0884	0.243	0.0131
W_{tot}				0.241	-0.423	-0.231
η_{W^+}					0.105	0.393
R						0.678

Les valeurs en gras sont statistiquement significatives
 $n = 39$

Tableau 4-2 : Régressions linéaires pour les variables corrélées significativement avec C de la marche

	Equation	r	p
W_{tot} (J kg ⁻¹ m ⁻¹)	$C = 2.339 + (2.555 W_{\text{tot}})$	0.320	0.047
η_{W^+} (%)	$C = 7.904 - (0.176 \eta_{W^+})$	0.778	< 0.001
R (%)	$C = 6.735 - (0.0486 R)$	0.409	0.01
Vitesse (km h ⁻¹)	$C = 7.401 - (1.082 \text{ Vitesse})$	0.592	< 0.001

C est exprimé en J kg⁻¹ m⁻¹

En ce qui concerne les autres corrélations significatives, W_{ext} est corrélé avec W_{tot} ($r = 0.860$) et R ($r = -0.589$). Le travail mécanique total (W_{tot}) est corrélé avec R ($r = -0.423$). Finalement, R ($r = 0.678$) et η_{W^+} ($r = 0.393$) sont corrélés avec la vitesse de marche.

4.2 La mécanique permet d'expliquer l'augmentation du coût énergétique

De nombreuses études ont mesuré C aux cours de différentes marches pathologiques unilatérales (Bard 1963 ; Waters *et al.*, 1976 ;

Waters *et al.*, 1987 ; Zamparo *et al.*, 1995 ; Fusi *et al.*, 2002). Au contraire, très peu d'études ont mesuré W_{tot} au cours de marches pathologiques unilatérales (Simon *et al.*, 1983 ; Olney *et al.*, 1986). De plus, aucune étude n'a simultanément mesuré C et W_{tot} au cours de marches pathologiques et par conséquent les valeurs du η_{w+} au cours de marches pathologiques unilatérales est inconnu. L'hypothèse principale de ce travail est que l'augmentation du C observé dans les déficits unilatéraux de la marche peut être expliqué par une augmentation du W_{tot} et/ou une diminution du η_{w+} .

Comme attendu, quelque soit le déficit, C est augmenté par rapport aux sujets sains marchant à la même vitesse. De plus, C des patients est également supérieur à celui de sujets sains marchant à leur vitesse spontanée proche de 4.5 km h^{-1} (Murray *et al.*, 1969 ; Larsson *et al.*, 1980), c'est-à-dire un C de l'ordre de $3.4 \text{ J kg}^{-1} \text{ m}^{-1}$ ($0.163 \text{ ml kg}^{-1} \text{ m}^{-1}$ selon l'équation de prédiction de Waters *et al.*, 1988).

4.2.1 Patients hémiparétiques

Dans ce travail, la valeur moyenne du C des patients hémiparétiques est de $3.74 \text{ J kg}^{-1} \text{ m}^{-1}$, soit en moyenne 1.5 fois celui de sujets sains. L'origine du C additionnel requis au cours de la marche hémiparétique dépendrait de l'étendue de l'atteinte neurologique (Waters et Mulroy, 1999) et du niveau de spasticité (Bard, 1963).

Les résultats de ce travail montrent que l'augmentation du C des patients hémiparétiques est liée à l'augmentation du W_{tot} . La valeur moyenne du W_{tot} des patients hémiparétiques est de $0.75 \text{ J kg}^{-1} \text{ m}^{-1}$,

soit en moyenne 1.6 fois celui de sujets sains. L'augmentation du W_{tot} est quant à elle liée à l'augmentation du W_{ext} et du W_{int} .

A partir de la mesure des variations d'énergie des segments corporels dus à leurs mouvements par rapport à l'environnement, Olney *et al.* (1986) ont mesuré W_{tot} chez des patients hémiparétiques. En accord avec cette étude, W_{tot} est augmenté chez ces patients.

A partir des signaux d'accélération en provenance d'un accéléromètre placé au niveau de la seconde vertèbre sacrée, Gersten et Orr (1971) furent les premiers à constater une augmentation du W_{ext} de l'ordre de 2 fois chez les patients hémiparétiques marchant à très basse vitesse (1 km h^{-1}). Ces résultats sont en accord avec ceux de ce travail montrant que les patients les plus lents ont un W_{ext} doublé. Plus récemment, une étude (Detrembleur *et al.* 2000) utilisant les signaux d'accélération en provenance de plate-forme de forces a confirmé cette augmentation. De plus, l'augmentation du W_{ext} est plus importante pour les patients marchant à basse vitesse que pour les patients plus rapides. En effet, les patients les plus rapides ont un W_{ext} normal.

L'observation qualitative des tracés de l'évolution temporelle des variations d'énergie mécanique du CM_c des patients hémiparétiques montre que cette augmentation peut être principalement expliquée par une augmentation du W_v au cours de l'appui sur le MI_A ($n = 5$ patients) ou par une augmentation du W_v au cours de l'appui sur le MI_{NA} ($n = 4$ patients, voir l'exemple d'un patient à la Figure 3-7). Nos résultats sont donc partiellement en accord avec une étude menée par Tesio *et al.* (1985) qui montre que le déplacement du CM_c des patients hémiparétiques au cours de la

marche est systématiquement plus élevé sur le MI_{NA} que sur le MI_A . Cependant, l'étude précitée n'a explorée que 5 patients hémiparétiques dont la majorité souffraient d'un accident vasculaire cérébral depuis moins de 6 mois. L'élévation plus importante du CM_c au cours de la phase d'appui sur le MI_{NA} semble être le résultat d'une stratégie de compensation de l'altération du mouvement réalisé par le MI_A . En effet, il est fréquent d'observer un genou en extension au cours de la phase oscillante du MI_A suite à la spasticité et l'altération de la commande motrice.

Contrairement au W_{ext} , W_{int} des patients hémiparétiques n'avait encore jamais été mesuré. Il est donc impossible de comparer nos résultats. Puisque les patients hémiparétiques les plus lents utilisent une fréquence du cycle supérieure à la normale, une augmentation concomitante du W_{int} peut être attendue chez ces patients (Minetti, 1998) :

$$\hat{W}_{int} = 0.1 f \overline{v_f} \left(1 + \left(\frac{d}{1-d} \right)^2 \right),$$

où $\hat{W}_{int}$ est W_{int} prédit par unité de masse et de distance ($J \text{ kg}^{-1} \text{ m}^{-1}$), f est la fréquence du cycle de marche (Hz), $\overline{v_f}$ est la vitesse de marche (m s^{-1}) et d est la durée du cycle de marche pendant laquelle le pied est en appui au sol (% cycle). En effet, W_{int} est augmenté de 2 fois chez les patients marchant à basse vitesse et normal chez les patients plus rapides, qui ont une fréquence du cycle normale. De plus, W_{int} pour mouvoir le MI_{NA} est plus important que W_{int} pour mouvoir le MI_A . Ceci implique que les segments du MI_{NA} réalisent des mouvements plus amples ou plus rapides que les segments du MI_A .

Finalement, une diminution du η_{w^+} pouvait être attendue chez les patients hémiparétiques suite à une altération de l'activation des muscles agonistes et antagonistes (augmentation des co-contractions). De nombreuses altérations des propriétés du muscle spastique, tels que l'augmentation du tonus musculaire, la modification de la taille et du type de fibres musculaires, l'altération de la morphologie et des propriétés mécaniques du matériel intra et extra-cellulaire (Lieber *et al.*, 2004), peuvent mener à la diminution du η_{w^+} . Cependant, dans ce travail, η_{w^+} n'est pas diminué chez les patients hémiparétiques.

Des résultats similaires ont été récemment obtenus chez ces patients lors d'un exercice de pédalage sur cyclo-ergomètre (Stoquart *et al.*, 2005). Ceci permet de conclure que l'augmentation du C chez les patients hémiparétiques est uniquement lié à l'augmentation du W_{tot} .

4.2.2 Patients atteints de gonarthrose et ayant bénéficié d'une arthroplastie

Dans ce travail, la valeur moyenne du C des patients atteints de gonarthrose sévère unilatérale est de $5.19 \text{ J kg}^{-1} \text{ m}^{-1}$, soit en moyenne 2 fois celui de sujets sains. En postopératoire, C n'est plus que de $4.27 \text{ J kg}^{-1} \text{ m}^{-1}$, soit en moyenne 1.8 fois. Les résultats de ce travail sont en accord avec l'étude de Fusi *et al.* (2002) qui montre une diminution du C six mois après que des patients atteints de gonarthrose sévère unilatérale aient bénéficié d'une arthroplastie totale du genou. Actuellement, l'origine du C additionnel requis au cours de la marche de patients atteints de gonarthrose n'est pas

identifiée. De plus, aucune explication convaincante n'a été proposée pour expliquer la diminution du C en postopératoire.

Les résultats de ce travail montrent que l'augmentation du C des patients atteints de gonarthrose ou porteurs d'arthroplastie du genou est liée à l'augmentation du W_{tot} . La valeur moyenne du W_{tot} des patients atteints de gonarthrose est de $0.87 \text{ J kg}^{-1} \text{ m}^{-1}$, soit en moyenne 1.9 fois celui de sujets sains. En postopératoire, W_{tot} n'est plus que de $0.76 \text{ J kg}^{-1} \text{ m}^{-1}$, soit en moyenne 1.5 fois. Que ce soit en pré ou postopératoire, l'augmentation du W_{tot} est quant à elle liée principalement à l'augmentation du W_{int} .

A partir de la mesure des variations d'énergie des segments corporels dus à leurs mouvements par rapport à l'environnement, Simon *et al.* (1983) ont mesuré W_{tot} chez des patients ayant bénéficié d'une arthroplastie totale du genou. Selon cette étude, W_{tot} serait normal chez ces patients. Le présent travail ne confirme pas ces résultats puisque W_{tot} est augmenté. La durée postopératoire beaucoup plus importante (de 26 à 77 mois) dans l'étude de Simon *et al.* (1983) pourrait expliquer cette différence.

Le travail mécanique interne des patients atteints de gonarthrose ou porteurs d'arthroplasties du genou n'a encore jamais été mesuré. Il est donc impossible de comparer nos résultats. Que ce soit en pré ou postopératoire, W_{int} peut être augmenté jusqu'à 3 fois. Ceci ne peut pas être expliqué par l'augmentation de la fréquence du cycle de marche des patients. Cependant, la durée du cycle de marche pendant laquelle le pied est en appui au sol peut être incriminée. En effet, plusieurs auteurs (Murray *et al.*, 1983 ; Skinner *et al.*, 1983 ; Berman *et al.*, 1987) ont montré chez des patients atteints de gonarthrose ou

porteurs d'arthroplasties du genou que la durée d'appui du MI_{NA} est supérieure à la durée d'appui du MI_A . Ceci pourrait expliquer que dans ce travail W_{int} réalisé pour mouvoir le MI_{NA} soit principalement à l'origine de l'augmentation du W_{int} . Finalement, W_{int} change peu en postopératoire (0.39 versus $0.37 \text{ J kg}^{-1} \text{ m}^{-1}$) et ne permet donc pas d'expliquer la diminution du C en postopératoire. La gonarthrose sévère étant un processus dégénératif s'étalant sur plusieurs années, il se pourrait que les patients conservent par habitude un schéma de marche identique à celui existant avant la réalisation de l'arthroplastie.

Detrembleur *et al.* (2000) ont montré une augmentation du W_{ext} chez les patients avec une atteinte du système musculo-squelettique. Les résultats obtenus dans cette population de patients atteints de gonarthrose sévère et ayant bénéficié d'une arthroplastie totale du genou sont en accord avec cette étude.

L'observation qualitative des tracés de l'évolution temporelle des variations d'énergie mécanique du CM_c des patients souffrant de gonarthrose montre que, chez la majorité des patients ($n = 7$), cette augmentation peut être principalement expliquée par une augmentation du W_v au cours de l'appui sur le MI_A (voir l'exemple d'un patient à la Figure 3-7). Chez les autres patients ($n = 2$), cette tendance est nettement moins claire et l'augmentation est liée une augmentation du W_v aussi bien au cours de l'appui sur le MI_A que le MI_{NA} . Nos résultats sont similaires à ceux obtenus par Tesio *et al.* (1985) chez des patients atteints de coxarthrose puisque la majorité de ces patients élèvent plus leur CM_c quand ils sont en appui sur leur MI_A . La marche des patients arthrosiques étant un exemple type de marche antalgique, nous supposons qu'il s'agit d'une stratégie visant à

limiter la douleur lors de la mise en charge du MI_A . Au début du cycle, pendant la phase de double appui où le pied du MI_A est devant, le pied du MI_{NA} situé derrière, exercerait des forces au sol visant à accélérer plus que normalement le CM_c vers le haut. Ceci permet, au cours de cette phase, de contrecarrer l'effet de la gravité et de réduire le poids du corps sur le MI_A . Cette diminution du poids du corps sur le MI_A diminuerait les contraintes articulaires au niveau du genou et limiterait ainsi la douleur.

En postopératoire, la majorité des patients ($n = 7$) montrent un W_v plus important au cours de l'appui sur le MI_{NA} . Dans le modèle du pendule inversé avec un point de contact fixe au sol, le déplacement vertical du CM_c est déterminé par l'angle d'attaque au sol du membre inférieur par rapport à la verticale et la longueur du membre inférieur (Cavagna *et al.*, 1976). Un angle d'attaque plus important du côté du MI_{NA} , lié à une longueur du pas significativement plus grande de ce côté, pourrait expliquer que la majorité des patients montrent un W_v plus important au cours de l'appui sur le MI_{NA} . Chez les autres patients ($n = 2$), W_v est plus important au cours de l'appui sur le MI_A (voir l'exemple d'un patient à la Figure 3-7). L'arthrose du genou étant une pathologie s'étalant sur plusieurs années, la conservation d'un schéma de marche acquis en préopératoire ne peut être exclue.

La diminution du W_{tot} en postopératoire est principalement expliquée par la diminution du W_{ext} (0.48 *versus* 0.39 J kg⁻¹ m⁻¹). Ainsi, la diminution du C des patients en postopératoire serait plutôt liée à la diminution du W_{ext} .

Finalement, que ce soit en pré ou postopératoire, certains patients présentent des valeurs de η_{v+} anormalement basses. Ceci

permet de conclure que l'augmentation du C des patients atteints de gonarthrose ou ayant bénéficié d'une arthroplastie du genou est toujours liée à l'augmentation du W_{tot} mais aussi parfois à la diminution du η_{w^+} .

4.2.3 Patients amputés du membre inférieur

Dans ce travail, la valeur moyenne du C des patients amputés TT est de 4.27 et de 4.53 J kg⁻¹ m⁻¹ chez les patients amputés TF, soit en moyenne 1.6 et 1.7 fois celui de sujets sains. L'origine du C additionnel requis au cours de la marche de l'amputé dépendrait à la fois de la pathologie et des troubles de la marche (Waters *et al.*, 1976 ; Gitter *et al.*, 1995 ; Rietman *et al.*, 2002). En ce qui concerne la pathologie, le niveau d'amputation ainsi que l'étiologie de l'amputation seraient des facteurs prépondérants. En effet, C est supérieur chez les amputés TF par rapport aux amputés TT (Waters *et al.*, 1976); et pour un même niveau d'amputation, les amputés d'origine vasculaire ont un C supérieur aux amputés traumatiques (Waters *et al.*, 1976 ; Tornburn *et al.*, 1995). La réduction du lissage des déplacements du CM_c ainsi que la diminution de la vitesse de marche, influençant à son tour l'efficacité du mécanisme pendulaire de la marche (Cavagna *et al.*, 1976) seraient à l'origine de l'augmentation du C (Waters *et al.*, 1976 ; Gitter *et al.*, 1995 ; Rietman *et al.*, 2002).

Les résultats de ce travail montrent que l'augmentation du C des patients amputés du membre inférieur est liée à l'augmentation du W_{tot} . La valeur moyenne du W_{tot} des patients amputés TT est de 0.80 J kg⁻¹ m⁻¹, soit en moyenne 1.7 fois celui de sujets sains. La

valeur moyenne du W_{tot} des patients amputés TF est de $0.78 \text{ J kg}^{-1} \text{ m}^{-1}$, soit en moyenne 1.5 fois celui de sujets sains. L'augmentation du W_{tot} est quant à elle liée principalement à l'augmentation du W_{ext} .

Le travail mécanique total des patients amputés du membre inférieur n'a pas encore été évalué. Il est donc impossible de comparer nos résultats.

Le travail mécanique externe a été précédemment mesuré dans un groupe de patients amputés du membre inférieur (Tesio *et al.*, 1998a). Dans cette étude, un W_{ext} normal a été observé chez ces patients. Le présent travail ne confirme pas ces résultats puisque W_{ext} est augmenté chez plusieurs patients.

L'observation qualitative des tracés de l'évolution temporelle des variations d'énergie mécanique du CM_c des patients amputés TT montre que, chez la majorité des patients ($n = 5$), cette augmentation peut être principalement expliquée par une augmentation du W_v au cours de l'appui sur le MI_A (voir l'exemple d'un patient à la Figure 3-7). Chez un patient, cette tendance est moins claire et l'augmentation est liée une augmentation du W_v aussi bien au cours de l'appui sur le MI_A que le MI_{NA} . Les tracés concernant les amputés TF montrent que l'augmentation du W_{ext} est systématiquement liée à une augmentation du W_v au cours de l'appui sur le MI_{NA} (voir l'exemple d'un patient à la Figure 3-7). Ceci pourrait s'expliquer par la stratégie compensatoire de « vaulting » utilisée par ces patients. Cette stratégie consiste à élever fortement le CM_c lors de l'appui sur le MI_{NA} , en réalisant une flexion plantaire de la cheville, afin de permettre un passage plus aisé du MI_A vers l'avant. En effet, l'amputé TF n'utilise

que très peu la flexion du genou prothétique, il a tendance à garder le genou en extension.

Le travail mécanique interne des patients amputés d'un membre inférieur n'a encore jamais été mesuré. Puisque les patients amputés les plus lents utilisent une fréquence de cycle supérieure à la normale, une augmentation concomitante du W_{int} peut être attendue (Minetti, 1998) chez ces patients. En effet, les patients marchant le plus lentement sont les seuls ayant un W_{int} augmenté. De plus, W_{int} pour mouvoir le MI_{NA} est plus important que W_{int} pour mouvoir le MI_A . Ceci peut s'expliquer par la masse réduite des éléments prothétiques par rapport aux véritables segments anatomiques.

Finalement, certains patients amputés présentent des valeurs de η_{w^+} anormalement basses. Ceci permet de conclure que l'augmentation du C des patients amputés est toujours liée à l'augmentation du W_{tot} mais aussi parfois à la diminution du η_{w^+} .

4.3 L'augmentation du coût énergétique ne peut être expliquée par l'inefficacité du mécanisme pendulaire

La préservation d'un bon mécanisme pendulaire de la marche chez les patients est un des résultats surprenants de ce travail. Ces résultats confirment l'intuition de certains auteurs supposant que l'efficacité du mécanisme pendulaire est préservé dans les déficits unilatéraux de la marche (Tesio *et al.*, 1991 ; Zamparo *et al.*, 1995).

Il semblerait que la quantité d'énergie mécanique récupérée (R) puisse atteindre des valeurs élevées suite à une augmentation limitée du W_{ext} par rapport à la somme des W_v , W_f et W_l . Sur les tracés d'énergie du CM_c (Figure 3-7), le tracé $E_{k,l}$ est en phase avec le tracé

$E_{k,f}$ et ces derniers sont en opposition de phase avec le tracé $E_p + E_{k,v}$. En d'autres termes, l'énergie cinétique liée aux mouvements latéraux du CM_c majore l'énergie cinétique liée aux mouvements antéro-postérieurs du CM_c afin de permettre un plus grand échange avec l'énergie potentielle liée aux mouvements verticaux du CM_c . Ce phénomène permet finalement de limiter les variations d'énergie totale du CM_c (tracé E_{CM_c}) et par conséquent de minimiser l'augmentation du W_{ext} . Ainsi, l'augmentation du W_l observée chez tous les patients permettrait à ces derniers de préserver un bon mécanisme pendulaire. Au vu des résultats concernant R , il serait intéressant de mesurer R instantané (R_{int}) au cours du pas (Cavagna *et al.*, 2002) réalisé par le MI_A et le MI_{NA} afin de confirmer si le MI_{NA} compense le MI_A afin de préserver une valeur de R élevée (Zamparo *et al.*, 1995).

Malgré l'existence d'une forte corrélation entre C et R , nous ne pensons pas que cette variable soit un bon indicateur clinique pour expliquer l'augmentation du C . Cette variable ne permet pas d'expliquer l'augmentation du C au cours de la marche des patients puisqu'un bon mécanisme pendulaire est observé chez tous les patients. Ceci est en accord avec une étude de Donelan *et al.* (2001) qui montre une augmentation du C malgré une augmentation du R lors de la marche de sujets sains ayant les pieds écartés.

4.4 Influence des variables spatio-temporelles sur l'énergétique et la mécanique

Les résultats de ce travail confirment une diminution de la vitesse spontanée de marche des patients souffrant d'un déficit unilatéral par rapport aux sujets sains marchant dans des conditions de

laboratoire similaires (4.5 km h^{-1} ; Murray *et al.*, 1969). La diminution de la vitesse est essentiellement liée à une diminution de la longueur du cycle qui à son tour peut être expliquée par une longueur du pas plus petite du côté du MI_A . La stratégie des patients est d'adopter une fréquence du cycle plus élevée que la norme afin de compenser la diminution de longueur. Néanmoins, chez presque tous les patients, cette stratégie de compensation est insuffisante pour atteindre une vitesse de marche normale.

Pour une vitesse de marche donnée, la modification de la combinaison longueur-fréquence du cycle peut avoir un effet important sur le travail mécanique. Ainsi, la stratégie de combinaison longueur-fréquence du cycle adoptée par les patients peut avoir des conséquences sur les valeurs du travail mécanique réalisé au cours de la marche. D'une part, la diminution de la longueur du cycle diminue le déplacement vertical du CM_c qui à son tour diminue W_{ext} (Cavagna et Franzetti, 1986 ; Minetti *et al.*, 1995). D'autre part, l'augmentation de la fréquence du cycle augmente W_{int} (Cavagna et Franzetti, 1986 ; Minetti *et al.*, 1995). Chez les patients, l'augmentation de la fréquence du cycle peut expliquer l'augmentation du W_{int} . Par contre, W_{ext} est augmenté chez les patients alors qu'une diminution peut être attendue.

En ce qui concerne la dépense énergétique, celle-ci dépend fondamentalement de la vitesse de marche. En effet, plusieurs études (Ralston, 1958 ; Bobbert, 1960 ; Corcoran et Brengelmann, 1970) ont observé un C minimal à une vitesse de marche définie comme optimale. De plus, pour une vitesse de marche donnée, la modification de la combinaison longueur-fréquence du cycle peut avoir un effet important sur la dépense énergétique. En effet, pour une vitesse de

marche donnée, la puissance métabolique est minimale à une fréquence de cycle optimale (Zarrugh *et al.*, 1974 ; Zarrugh et Radcliffe, 1978 ; Holt *et al.*, 1991). Dès lors, chez les patients, la diminution de la vitesse et l'augmentation de la fréquence du cycle de marche sont deux caractéristiques influençant négativement la dépense énergétique de ces derniers.

Selon Kroll *et al.* (1989), la vitesse de patients souffrant de gonarthrose sévère unilatérale augmente de manière significative en postopératoire d'une arthroplastie. En accord avec cette étude, la vitesse de marche des patients augmente de manière hautement significative suite à l'arthroplastie du genou. Cette augmentation s'explique essentiellement par une augmentation de la longueur du cycle de marche.

Les résultats permettent également de conclure à une asymétrie de fréquence et de longueur des pas, du moins chez les patients hémiparétiques et ceux ayant bénéficié d'une arthroplastie totale du genou. Certains auteurs (Czerniecki et Gitter, 1996) prétendent que ces asymétries pourraient être à l'origine de l'augmentation de la dépense énergétique. Dans l'ensemble, la fréquence du pas du MI_A est supérieure à celle du MI_{NA} et la longueur du pas inférieure. Cette stratégie vise à réduire le temps d'appui du MI_A ainsi que de réduire son avancée lors de la phase oscillante. Néanmoins, quelques patients n'adoptent pas cette stratégie. Par exemple, certains patients amputés adoptent une fréquence du pas inférieure du côté du MI_A avec une longueur du pas supérieure. L'asymétrie marquée de fréquence et de longueur des pas des patients hémiparétiques a également été décrite par de nombreux auteurs (Brandstater *et al.*, 1983 ; Wall et Turnbull,

1986 ; Burdett *et al.*, 1988). Berman *et al.* (1987) ont analysé la longueur des pas de patients atteints de gonarthrose unilatérale en préopératoire d'une arthroplastie et n'ont pas observé de différence entre le MI_A et le MI_{NA} ; les valeurs moyennes étaient respectivement de 0.42 et 0.43 m pour une vitesse moyenne 2.10 km h^{-1} . Les résultats de ce travail concordent donc avec ceux de l'étude précitée.

4.5 Comparaison des quatre déficits unilatéraux

D'un point de vue clinique, il est intéressant de comparer les résultats obtenus dans les quatre groupes de patients. Etant donné que l'âge moyen des patients varie d'un groupe à l'autre, il est nécessaire d'exclure l'influence potentielle de l'âge sur la vitesse, l'énergétique et la mécanique de la marche. En effet, le processus du vieillissement normal provoque de nombreuses modifications du système neuromusculaire qui peuvent altérer la marche. Il est dès lors difficile de discriminer l'influence de l'âge de celle du déficit sur la modification des variables.

4.5.1 Influence de l'âge

En ce qui concerne les variables spatio-temporelles, plusieurs auteurs (Murray *et al.*, 1969 ; Imms et Edholm, 1981 ; Larish *et al.*, 1988 ; Winter *et al.*, 1990) ont reporté une diminution de la vitesse de marche avec l'âge, liée à la diminution de la longueur du cycle. Dans ce travail, les normes (Larsson *et al.*, 1980) utilisées pour situer les patients sont dans la même tranche d'âge que les patients.

En ce qui concerne la dépense énergétique, plusieurs auteurs (Larish *et al.*, 1988 ; Martin *et al.*, 1992 ; Malatesta *et al.*, 2003) ont

reporté un C plus élevé chez les sujets âgés, à plusieurs vitesses de marche. Même si les normes (DeJaeger *et al.*, 2001) utilisées pour situer les patients sont réalisées sur des jeunes adultes âgés en moyenne de 25 ans, Malatesta *et al.* (2003) précisent qu'il n'existe une véritable différence significative du C qu'avec les sujets très âgés (81.6 ± 3.3 ans). Ainsi les normes utilisées dans ce travail n'ont pas influencé les interprétations des résultats puisque les groupes de patients comprennent très peu de sujets âgés de plus de 75 ans (3 patients hémiparétiques et 1 patient atteint de gonarthrose et ayant bénéficié d'une arthroplastie).

Jusqu'à présent, aucune étude n'a précisé l'influence de l'âge sur le travail mécanique.

La Figure 4-3 montre l'influence de l'âge sur la vitesse de marche, l'énergétique et la mécanique. Tous patients confondus, l'âge influence peu les variables de marche. En effet, la seule variable qui est significativement influencée par l'âge est W_{ext} ($r = -0.328$, $p = 0.041$). Ceci peut s'expliquer par la relation significative existant entre W_v et l'âge ($r = -0.410$, $p = 0.009$).

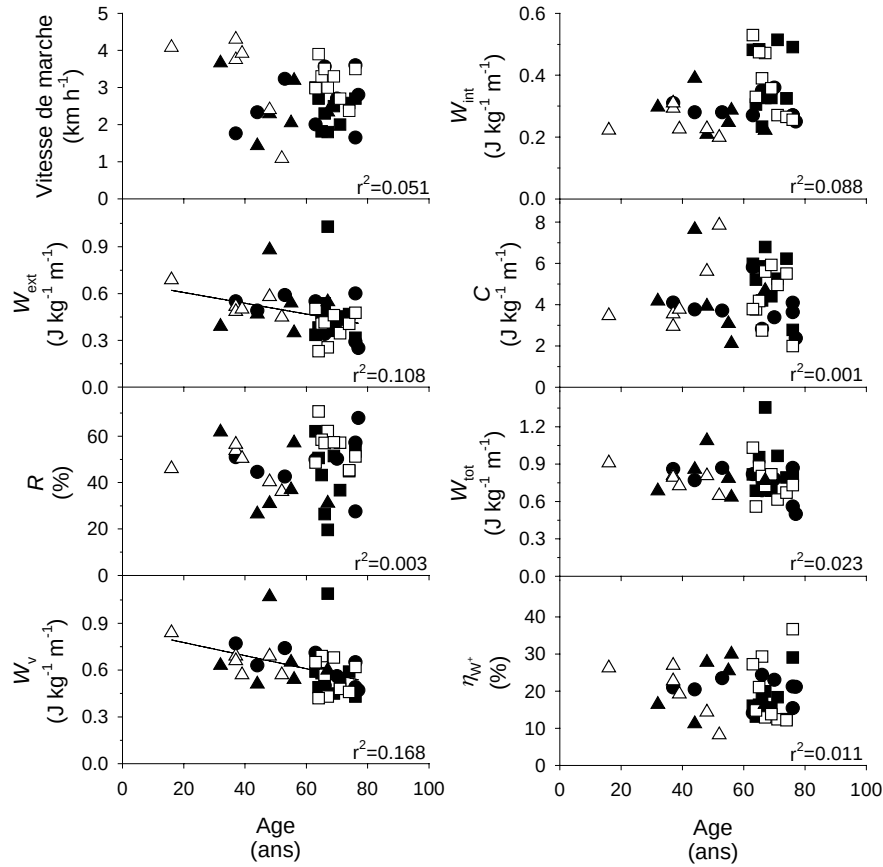


Figure 4-3

Influence de l'âge sur la vitesse de marche, l'énergétique et la mécanique. Chaque symbole représente la valeur moyenne obtenue chez un patient. Les cercles pleins représentent les patients hémiparétiques. Les carrés pleins représentent les patients atteints d'arthrose du genou et les carrés ouverts les mêmes patients ayant bénéficié d'une arthroplastie totale du genou. Les triangles pleins représentent les patients amputés trans-tibiaux et les triangles ouverts les amputés trans-fémoraux. Les lignes représentent les droites de régressions ajustées sur toutes les valeurs quand la corrélation entre les variables est statistiquement significative.

4.5.2 Comparaison des déficits

La Figure 4-4 présente les résultats des variables spatio-temporelles, énergétiques et mécaniques pour tous les patients.

D'un point de vue statistique, il n'existe pas beaucoup de différences significatives entre les différents groupes de patients. En

effet, la seule différence remarquable est que les patients amputés réalisent moins de W_{int} que les patients atteints de gonarthrose et ayant bénéficié d'une arthroplastie (Figure 4-4).

Il existe également quelques différences significatives entre les mesures pré et postopératoires chez les patients atteints de gonarthrose (Figure 4-4). La vitesse de marche de ces patients est augmentée en postopératoire, principalement suite à une augmentation de la longueur du cycle et plus accessoirement suite à une augmentation de la fréquence du cycle. De plus, C est diminué en postopératoire.

Quelque soit le déficit, l'augmentation du C est liée à l'augmentation du W_{tot} . Cependant, l'origine de l'augmentation du W_{tot} diffère d'un groupe de patients à l'autre (Figure 4-4). Chez les patients hémiparétiques, l'augmentation du W_{tot} est liée à l'augmentation simultanée du W_{ext} et du W_{int} . Chez les patients atteints de gonarthrose et ayant bénéficié d'une arthroplastie, l'augmentation est essentiellement liée à l'augmentation du W_{int} . Finalement, chez les patients amputés, l'augmentation est essentiellement liée à l'augmentation du W_{ext} .

En ce qui concerne l'influence de la diminution du η_{w^+} sur l'augmentation du C , cette hypothèse ne peut être retenue chez les patients hémiparétiques qui présentent un η_{w^+} normal. Ceci constitue une différence importante entre le groupe de patients hémiparétiques et les autres groupes dans lesquels de nombreux patients présentent des valeurs de η_{w^+} anormalement basses (Figure 4-4).

Quelque soit le déficit, les valeurs de R sont toujours normales (Figure 4-4). Ceci constitue un point commun aux différents groupes de patients.

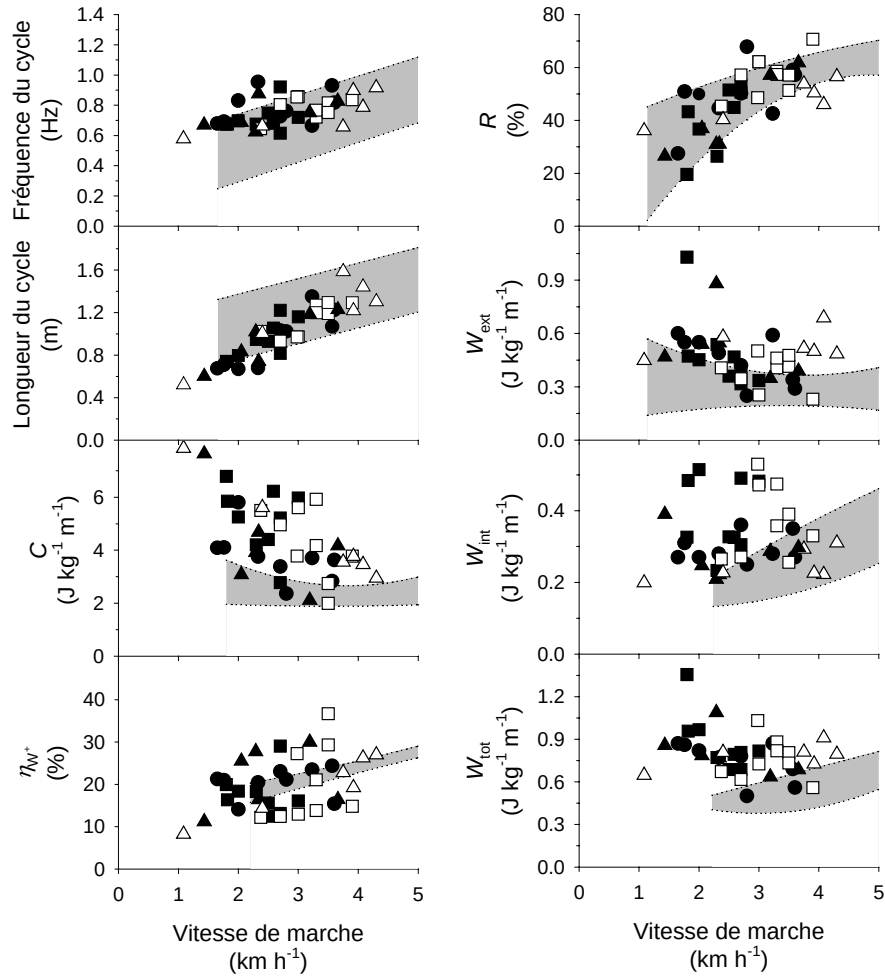


Figure 4-4

Comparaison des déficits. Chaque symbole représente la valeur moyenne obtenue chez un patient. Les cercles pleins représentent les patients hémiparétiques. Les carrés pleins représentent les patients atteints d'arthrose du genou et les carrés ouverts les mêmes patients ayant bénéficié d'une arthroplastie totale du genou. Les triangles pleins représentent les patients amputés trans-tibiaux et les triangles ouverts les amputés trans-fémoraux. Les normes sont identiques à celles présentées dans les graphiques du chapitre Résultats.

4.6 Choix des déficits unilatéraux

Le choix des déficits réalisé visait à explorer des déficits unilatéraux impliquant au minimum une articulation principale du membre inférieur et au maximum les trois articulations principales du membre inférieur. La gonarthrose unilatérale n'implique que le genou alors que l'hémiplégie implique la cheville, le genou et la hanche. L'amputation TT implique la perte de la cheville et l'amputation TF implique la perte simultanée de la cheville et du genou.

La marche normale requière l'intégrité du système nerveux afin de générer les mouvements rythmiques des membres et du tronc mais également celle du système musculo-squelettique. Toute atteinte touchant un de ces systèmes peut mener à une marche pathologique. Ainsi, l'exploration de déficits touchant ces deux systèmes est nécessaire si l'objectif principal est d'essayer de mieux comprendre les relations existant entre l'énergétique et la mécanique au cours de marches pathologiques. Une étude préliminaire de Detrembleur *et al.* (2000) a montré que le travail mécanique externe (W_{ext}) est fortement augmenté chez des patients avec une atteinte du système nerveux central (hémiplégie, paraplégie) alors qu'il n'est que sensiblement augmenté chez des patients avec une atteinte du système musculo-squelettique (coxarthrose, gonarthrose). Ainsi, le choix réalisé visait également à explorer des déficits impliquant le système nerveux central ou le système musculo-squelettique.

4.7 Choix des méthodologies utilisées

4.7.1 Mesure du coût énergétique

Dans ce travail, le coût énergétique considéré pour expliquer les relations entre la mécanique et l'énergétique est le coût net. Son évaluation nécessite la mesure de la dépense énergétique nette (DE_n) et de la vitesse de marche. La DE_n des patients a été classiquement mesurée à partir de la mesure de la consommation d' O_2 ($\dot{V}_{O_2}$). Cette méthodologie nécessite donc que les patients n'utilisent pas ou très peu la filière anaérobie. Cette condition est rencontrée puisqu'au cours de la marche, exercice d'intensité légère à modérée, l'énergie nécessaire peut être complètement produite par un métabolisme aérobie.

Concrètement, le coût énergétique net est le coût supplémentaire à celui nécessaire pour maintenir la posture érigée sans marcher. Est-il justifié d'utiliser le coût net plutôt que le coût brut (coût nécessaire pour maintenir la posture érigée et marcher) afin de mesurer l'énergie métabolique requise pour réaliser du travail mécanique au cours de la marche ? Lors de la posture érigée, de nombreux muscles sont actifs et consomment donc de l'énergie pour maintenir cette posture. Cependant, en station debout, le travail mécanique réalisé est nul. Il est donc judicieux de mesurer le coût net si l'objectif principal est de comprendre l'augmentation du coût à partir du travail mécanique réalisé au cours de la marche.

4.7.2 Mesure du travail mécanique

4.7.2.1 Estimation du travail mécanique total

Dans la littérature, différentes méthodes sont proposées pour estimer le travail mécanique total réalisé par les muscles au cours de la marche : la mesure de la puissance musculaire développée au niveau de chaque articulation (Elftman, 1940 ; Cappozzo *et al.*, 1976), la mesure des variations d'énergie des segments corporels dus à leurs mouvements par rapport à l'environnement (Winter, 1979a) et finalement la mesure des variations d'énergies du centre de masse corporel (CM_c) et des segments corporels par rapport à ce dernier (Cavagna et Kaneko, 1977). Parmi ces différentes méthodes permettant d'étudier le travail mécanique réalisé par les muscles au cours de la marche, cette dernière méthode s'est montrée particulièrement efficace pour expliquer des relations existant entre l'énergétique et la mécanique de la locomotion (Cavagna *et al.*, 1977 ; Cavagna et Franzetti, 1986 ; Minetti *et al.*, 1993 ; Minetti *et al.*, 1994b ; Lejeune *et al.*, 1998). En suivant cette méthode, le travail mécanique total (W_{tot}) est divisé en travail mécanique externe (W_{ext}) lié aux variations de déplacement et de vitesse du CM_c par rapport à l'environnement et en travail mécanique interne (W_{int}) lié aux variations de vitesse des segments corporels par rapport au CM_c .

La mesure du W_{ext} peut être réalisée à partir de méthodes dynamométrique (Cavagna, 1975 ; Cavagna *et al.*, 1976) ou cinématographique (Minetti *et al.*, 1994b ; Minetti *et al.*, 1995). Selon Willems *et al.* (1995), au cours de la marche, une différence de W_{ext} de 6% peut être observée entre ces méthodes. En effet, la méthode cinématographique entraîne certaines imprécisions liées à l'utilisation

de tables anthropométriques pour mesurer la masse et la position du centre de masse des segments corporels et la nécessité de réaliser des calculs différentiels. Au contraire, la méthode dynamométrique requière peu de postulats (la résistance de l'air et les glissements sont négligeables) et fournit des tracés aisément interprétables (Cavagna, 1975). Contrairement à la méthode de mesure du W_{ext} initialement décrite par Cavagna (1975) et essentiellement utilisée pour explorer la marche de sujets sains, la méthodologie utilisée dans ce travail est une adaptation de cette méthode prenant le travail mécanique en direction latérale (W_l) en compte. Cette méthodologie adaptée a été précédemment utilisée par Tesio *et al.* (1998a, 1998b). Si au cours de la marche des sujets sains W_l peut être négligé, il est majoré au cours des marches pathologiques (Tesio *et al.*, 1998a) et ne peut donc être négligé.

La mesure du W_{int} nécessite l'utilisation d'une méthode cinématographique (Cavagna et Kaneko, 1977 ; Willems *et al.*, 1995). Historiquement, Fenn (1930) fût le premier à introduire le travail mécanique nécessaire pour accélérer les membres par rapport au CM_c au cours de la locomotion. Cavagna et Kaneko (1977) furent les premiers à dénommer ce concept W_{int} . Le concept W_{int} est basé sur le théorème physique de König (Cavagna et Kaneko, 1977). Ce théorème stipule que l'énergie cinétique d'un solide est égale à la somme de (a) l'énergie cinétique du centre de masse affecté de toute la masse du solide et de (b) l'énergie cinétique du solide correspondant à son mouvement par rapport au centre de masse. Ainsi, selon Cavagna et Kaneko (1977), dans un système multi-segmentaire relié par des articulations, l'énergie totale du système (W_{tot}) peut être

calculée comme la somme de l'énergie du CM_c par rapport à l'environnement (W_{ext}) et l'énergie cinétique des différents segments corporels par rapport au CM_c (W_{int}). Néanmoins, la méthode proposée par Cavagna et Kaneko (1977) diffère quelque peu du théorème de König. Premièrement, l'énergie potentielle du CM_c est prise en compte dans (a) et un transfert entre l'énergie potentielle et l'énergie cinétique du CM_c a lieu. Deuxièmement, un transfert d'énergie cinétique entre les différents segments d'un même membre a lieu dans (b).

L'estimation du W_{tot} dépend par définition de l'estimation du W_{ext} et du W_{int} . Etant donné qu'aucun postulat important n'est réalisé pour estimer W_{ext} (Cavagna, 1975), les erreurs d'estimations du W_{tot} ne peuvent provenir que de l'estimation du W_{int} . L'estimation du W_{int} dépend de la présence ou l'absence des transferts d'énergie entre les segments corporels. Dans ce travail, nous avons considéré des transferts d'énergie cinétique entre les segments d'un même membre inférieur ainsi qu'entre les membres inférieurs et le tronc.

4.7.2.2 Estimation du travail mécanique interne

Lors de l'estimation du W_{int} , les transferts d'énergie cinétique entre les segments d'un même membre inférieur sont pris en considération. En effet, les mouvements des segments d'un même membre inférieur peuvent être comparés à ceux d'un fléau. Par exemple, si une flexion de hanche est soudainement interrompue, une extension passive du genou se produit. Dans ce cas, l'énergie cinétique du segment cuisse est transmise passivement au segment jambe. Ce transfert d'énergie cinétique entre les segments d'un même

membre permet de réduire W_{tot} d'environ 10% (Willems *et al.*, 1995). Dans le cadre de ce travail, les transferts d'énergie entre les membres inférieurs et le tronc sont également pris en considération. Classiquement, ces transferts d'énergie entre les membres inférieurs et le tronc ne sont pas pris en considération (Cavagna et Kaneko, 1977 ; Willems *et al.*, 1995). Ces transferts ont été pris en compte pour les raisons suivantes. Premièrement, certains auteurs doutent de l'absence de transfert d'énergie entre le tronc et les membres inférieurs (Winter, 1979a ; Czerniecki *et al.*, 1996). Deuxièmement, certaines études récentes (pour une revue voir Zajac *et al.*, 2002 ; Zajac *et al.*, 2003) ont montré, à l'aide d'un modèle dynamique et de simulations de la marche, que par exemple le muscle soléaire peut décélérer la jambe et la cuisse afin d'accélérer le tronc. Ainsi, au cours de la marche, l'énergie d'un segment distal du membre inférieur pourrait être redistribuée au segment tronc. Troisièmement, selon Witte *et al.* (2004), tout mouvement humain proviendrait du tronc. Cette hypothèse laisse supposer que le segment tronc est indispensable dans la génération de mouvements locomoteurs. Cependant, dans l'état actuel des connaissances, il n'est pas possible de savoir s'il s'agit de la génération du mouvement ou simplement l'initiation du mouvement (Witte *et al.*, 2004). Ainsi, au cours de marches pathologiques, les patients pourraient utiliser les mouvements du tronc pour mouvoir leurs membres inférieurs vers l'avant. Finalement, Gracovetsky (1985) propose que le système musculo-squelettique lombaire, véritable charpente du segment tronc, soit le moteur principal de la locomotion terrestre ; les mouvements de l'os coxal seraient générés par ce système lombaire. Quoi qu'il en soit, au cours de la marche

normale, ce transfert d'énergie entre le tronc et les membres réduit W_{tot} de maximum 10% (Willems *et al.*, 1995).

4.7.2.3 Le travail mécanique total est-t-il correctement estimé ?

Certaines simplifications méthodologiques ont probablement sous-estimé le vrai W_{tot} . En effet, l'application du théorème de König implique que le calcul du W_{int} ne tienne pas compte de l'énergie potentielle des segments par rapport au CM_c . Ainsi, les transferts entre l'énergie potentielle et cinétique d'un membre inférieur ne sont pas pris en considération. Cependant, aux basses vitesses de marche, cette simplification peut sous-estimer W_{int} d'environ 35% (Willems *et al.*, 1995). Etant donné qu'aux basses vitesses de marche adoptées par les patients W_{int} est d'environ 30% de W_{tot} , cette simplification sous-estimerait W_{tot} d'environ 10%. De plus, W_{tot} a pu être également sous-estimé puisque le travail mécanique réalisé par un membre inférieur contre l'autre au cours de la phase de double appui n'a pas été considéré (Donelan *et al.*, 2002b ; Bastien *et al.*, 2003). Ce travail mécanique non mesuré est de maximum 20% de W_{ext} aux basses vitesses de marche adoptées par les patients (Bastien *et al.*, 2003). Etant donné qu'à ces vitesses de marche W_{ext} est d'environ 70% de W_{tot} , cette simplification sous-estimerait W_{tot} d'environ 15%. En tenant compte des simplifications méthodologiques précitées, W_{tot} pourrait être sous-estimé d'environ 25%.

Dans ce travail, W_{tot} est estimé à partir de la somme de W_{ext} et de W_{int} . Certains auteurs préconisent que cette estimation est la plus correcte (Cavagna et Kaneko, 1977 ; Willems *et al.*, 1995). Cependant, cette estimation implique qu'aucun échange d'énergie

entre le CM_c et les membres inférieurs n'est possible. Pourtant, au cours de la marche, les variations de vitesse de CM_c peuvent engendrer des mouvements des membres inférieurs. Par exemple, lorsque la vitesse antéro-postérieure du CM_c diminue, l'inertie des membres inférieurs a tendance à maintenir leurs mouvements vers l'avant. Selon Willems *et al.* (1995), cet effet inertiel est négligeable et ne modifie W_{int} que d'environ 3%. D'autres auteurs (Minetti *et al.*, 1995 ; Minetti, 2003) avancent tout de même que l'estimation du W_{tot} comme la somme de W_{ext} et W_{int} surestimerait sa vraie valeur. Il n'est d'ailleurs pas interdit d'émettre l'hypothèse que W_{ext} et W_{int} ne sont pas des mesures indépendantes (Aleshinsky, 1986) et que par conséquent des échanges d'énergies soient possibles entre le CM_c et les membre inférieurs. Dans ce travail, W_{tot} représenterait plutôt la limite supérieure de l'intervalle des estimations dans lequel le vrai W_{tot} devrait se situer (Minetti *et al.*, 1995 ; Minetti, 2003). La limite inférieure de cet intervalle serait W'_{tot} , une autre estimation du travail mécanique total, où les tracés d'énergie du CM_c (E_{CM_c}) et des membres inférieurs et du tronc (E_{int}) sont additionnés (comme dans la Figure 3-14) avant de calculer W'_{tot} . Ainsi, additionner les incréments positifs d'énergie du CM_c et des membres, et donc ne pas tenir compte des échanges énergétiques possibles, surestime fortement l'énergie qui devrait être produite par les muscles et est appelé « pseudo-travail » (Pierrynowski *et al.*, 1980 ; Williams, 1985).

Une autre particularité de la méthodologie utilisée est que le travail mécanique est évalué à partir des incréments positifs d'énergie corporelle. Le travail mécanique estimé est donc lié aux contractions musculaires concentriques. Néanmoins, au cours de la marche, les

muscles se contractent également de manière excentrique et absorbent de l'énergie mécanique. Ce processus nécessite également de l'énergie métabolique. Puisque le coût métabolique des contractions musculaires excentriques sont associées aux diminutions d'énergie mécanique du corps, pourquoi ne pas avoir estimé l'énergie mécanique en faisant la somme des variations d'énergie mécanique positive et négative comme proposé par Pierrynowski *et al.* (1980) ? Additionner la valeur absolue des variations d'énergie corporelle se base sur les deux hypothèses suivantes : toutes les diminutions d'énergie mécanique sont liées à des contractions musculaires excentriques et le coût métabolique du travail mécanique positif et négatif sont égaux. Ces deux hypothèses ne sont pas correctes puisque les diminutions d'énergie mécanique peuvent par exemple résulter de limitations d'amplitudes articulaires et que plusieurs auteurs ont montré (Abbott *et al.*, 1952 ; Asmussen, 1953) que le coût des contractions musculaires concentriques diffère de celui des contractions excentriques.

4.7.3 *Mesure du rendement de la production du travail mécanique positif*

Par définition, le rendement est le rapport de l'énergie utilisable à l'énergie mise en œuvre (dictionnaire Le Petit Robert, 1987). Au cours de la marche, cette définition générale du rendement peut être adaptée comme étant le rapport entre le travail mécanique réalisé par les muscles et l'énergie consommée.

Les choix du numérateur et du dénominateur utilisés pour quantifier le rendement mécanique de la marche influencent

fondamentalement les valeurs obtenues. Par exemple, Williams (1985) rapporte des valeurs de rendement chez des coureurs de fond allant de 31 à 197% en fonction de différentes méthodologies utilisées.

Dans ce travail, le rendement mécanique considéré est le rendement net de la production du travail mécanique positif au cours de la marche (Cavagna et Kaneko, 1977). Ce rendement mécanique est donc celui lié aux contractions musculaires concentriques.

Le rendement mécanique est parfois également qualifié de rendement global (Winter, 1979a) ou de rendement musculaire (Gaesser et Brooks, 1975). Néanmoins, ce rendement ne représente en aucune manière le rendement du processus de la contraction musculaire ou rendement du muscle (Dickinson, 1929).

La mesure du rendement de la production du travail mécanique au cours d'un exercice est rarement réalisée car, par définition, elle nécessite la mesure simultanée du travail mécanique réalisé et de la dépense énergétique des muscles. Un exercice de pédalage sur cycloergomètre est la manière la plus aisée de réaliser ces mesures simultanées. Même si différentes études (Dickinson, 1929 ; Henry et DeMoor, 1956, Gaesser et Brooks, 1975 ; Nickelberry et Brooks, 1996 ; ...) ont exploré le rendement de sujets sains lors d'un exercice de pédalage, très peu d'études (Lundberg, 1976 ; Dresen *et al.*, 1985) ont mesuré le rendement de sujets atteints de déficits neurologiques et aucune étude n'a mesuré le rendement de sujets atteints de déficits orthopédiques. De plus, les études sur les sujets atteints de déficits neurologiques n'ont pas tenu compte du W_{int} dans la mesure du rendement.

Chez les sujets sains, différentes études (Cavagna et Kaneko, 1977 ; Willems *et al.*, 1995 ; Schepens *et al.*, 2004) ont mesuré le rendement de la production du travail mécanique positif au cours de la marche d'adultes et d'enfants. Au cours de la marche des sujets sains, le rendement atteint un maximum de 0.30-0.35 à environ 1.25 m s^{-1} (4.5 km h^{-1}) ; à des vitesses inférieures et supérieures le rendement diminue (Schepens *et al.*, 2004).

Jusqu'à présent, aucune étude n'a mesuré le rendement de la production du travail mécanique positif au cours de marches pathologiques.

4.7.4 Mouvements des membres supérieurs

Le protocole expérimental autorise les mouvements des membres supérieurs durant les mesures métaboliques alors que les membres supérieurs sont croisés sur la cage thoracique lors des mesures du travail mécanique. Même si ceci permet d'éviter que les marqueurs GT ne soient occultés par les mouvements de balancement des membres supérieurs et facilite par conséquent la mesure du W_{int} , il se peut que cette consigne ait influencé les résultats.

Il semblerait que cette consigne n'ait pas eu une influence importante sur les résultats puisqu'à vitesse spontanée, l'immobilisation des membres supérieurs chez des sujets sains n'a pas d'influence sur C de la marche (Hanada et Kerrigan, 2001). Actuellement, aucune étude n'a précisé l'existence d'une relation entre l'immobilisation des membres supérieurs et la production de travail mécanique au cours de la marche. Il faudrait que l'immobilisation des membres supérieurs influence fondamentalement

la longueur du pas et /ou sa fréquence pour qu'elle modifie significativement la production du travail mécanique. Une telle hypothèse semble peut probable.

4.8 Limites du travail

Au terme de cette discussion, il est intéressant de considérer certaines limites de ce travail.

La limite principale de ce travail est de ne pas avoir mesuré les variables énergétiques et mécaniques des patients à différentes vitesses de marche. Cette approche aurait permis de vérifier s'il existe chez ces patients une vitesse de marche optimale à laquelle le coût énergétique est minimal. Avec cette approche, il aurait peut-être été possible d'encore mieux identifier les variables mécaniques déterminant principalement le coût. Cependant, à notre décharge, il est difficile d'imposer différentes vitesses de marche aux patients. Imposer aux patients des vitesses inférieures à leur vitesse spontanée semble réalisable alors qu'imposer des vitesses supérieures semble plus hasardeux.

Un autre limite est la comparaison des valeurs des patients avec des normes issues de la littérature. Certaines populations servant de normes sont souvent composées de sujets plus jeunes que les patients de l'étude, rendant parfois la comparaison difficile. Le protocole expérimental idéal devrait comprendre un groupe contrôle pour chaque groupe de patients, tenant compte de l'âge et du sexe des patients.

Finalement, le faible nombre de patients composant chaque groupe constitue également une limite. Cependant, il ne faut pas

oublier que l'intention première de ce travail est d'étudier la faisabilité de réaliser des mesures du travail mécanique au cours de la marche pathologique. Il semble dès lors judicieux d'avoir constitué plusieurs petits groupes de patients avec des déficits différents plutôt qu'un seul grand groupe de patients.