
Chapitre 2 Méthodes

2.1 Sessions de mesures

2.2 Protocole expérimental

2.3 Patients

2.3.1 Patients hémiparétiques spastiques

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

2.3.3 Patients amputés du membre inférieur

2.4 Calcul du travail et de la puissance mécanique

2.4.1 Travail et puissance mécanique externe et récupération d'énergie

2.4.2 Travail et puissance mécanique interne

2.4.3 Travail et puissance mécanique total

2.5 Calcul du coût énergétique

2.6 Calcul du rendement de la production du travail mécanique positif

2.7 Analyse statistique

2.1 Sessions de mesures

Ce travail est basé sur quatre sessions de mesures réalisées sur quatre groupes de patients adultes. Lors de chaque session, le coût énergétique (Ralston, 1958) et le travail mécanique réalisé au cours de la marche (Cavagna *et al.*, 1976 ; Cavagna et Kaneko, 1977 ; Willems *et al.*, 1995) sont investigués. Les quatre groupes de patients sont composés de sujets cérébro-lésés souffrant d'une hémiparésie spastique, de sujets atteints d'une gonarthrose, de sujets ayant bénéficié d'une arthroplastie totale du genou et de sujets atteints d'une amputation partielle du membre inférieur (Detrembleur *et al.*, 2003 ; Dierick *et al.*, 2004a ; Detrembleur *et al.*, 2005).

2.2 Protocole expérimental

Les variables mécaniques de la marche sont toujours évaluées avant les variables énergétiques et tous les patients marchent pieds nus, sauf les patients amputés qui portent leurs chaussures habituelles (hauteur des talons ≤ 3 cm).

Pour l'évaluation du travail mécanique réalisé au cours de la marche, les patients marchent sur sol plat, à leur vitesse spontanée, sur une aire de marche de 10 m de long, les membres supérieurs croisés sur la cage thoracique. Après 2 à 3 traversées de l'aire de marche sans prise de mesure afin de se familiariser aux conditions expérimentales, chaque patient réalise 10 traversées avec prise de mesure.

Les contacts des pieds au sol sont enregistrés à une fréquence d'échantillonnage de 1000 Hz au moyen de semelles à contact (Elite; BTS, Milan, Italie) fixées sous les pieds des patients à l'aide de bandes de jersey tubulaires en coton et de ruban adhésif. Ces contacts

sont utilisés pour identifier le début et la fin des différents pas et calculer la fréquence des pas et des cycles de marche. Toutes les données sont normalisées en pourcentage du cycle de marche, 0% correspondant au contact initial du pied du membre inférieur atteint avec le sol et 100% le contact suivant de ce même pied.

Le déplacement dans le plan sagittal de marqueurs bilatéraux passifs sphériques réfléchissants (Figure 2-1) collés sur la peau en regard de l'acromion (AC) de la scapula, du grand trochanter (GT) du fémur, du condyle latéral (CL) du fémur, de la malléole latérale (ML) de la fibula, et de la tête du métatarsien V (MV) est capturé à une fréquence d'échantillonnage de 50 Hz à l'aide d'un système composé de 4 caméras infra-rouges (Elite; BTS, Milan, Italie). Lors de la session de mesures chez les patients amputés, les marqueurs CL et ML du côté de la prothèse sont collés au niveau du centre de rotation des composants prothétiques du genou et de la cheville, après avoir retiré la garniture de la prothèse. Du côté du pied sain, le marqueur MV est collé sur la partie latérale de la chaussure, en regard de la tête du métatarsien V. Du côté du pied prothétique, il est collé sur la chaussure, de manière symétrique au côté sain.

Les coordonnées des marqueurs sont filtrées à l'aide d'un filtre passe-bas avec sélection automatique de la fréquence de coupure (D'Amico et Ferrigno, 1990).

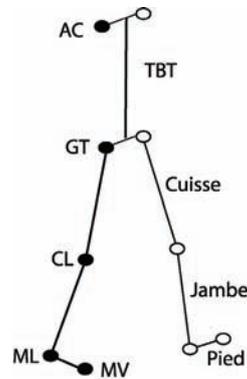


Figure 2-1

Schéma du modèle utilisé pour mesurer les déplacements des segments corporels. Sept segments rigides (2 pieds, 2 jambes, 2 cuisses et 1 tête-bras-tronc (TBT)) sont définis en utilisant 10 marqueurs réfléchissants. Les marqueurs sont localisés sur la tête du métatarsien V (MV), la malléole latérale (ML) de la fibula, le condyle latéral (CL) du fémur, le grand trochanter (GT) du fémur et l'acromion (AC) de la scapula.

Les trois composantes des forces de réaction au sol sont enregistrées à une fréquence d'échantillonnage de 50 Hz à l'aide d'une plate-forme de force à jauges de contrainte (Pharos System Inc.; MA, Etats-Unis), longue de 1.8 m et large de 0.6 m, composée de 7 plateaux de tailles différentes placés au niveau du sol au milieu de l'aire de marche.

Deux cellules photo-électriques placées de part et d'autre de la plate-forme de force et dont la hauteur est ajustée au niveau de la nuque des patients permettent de synchroniser le début et la fin de l'enregistrement des données. Pour chaque traversée, la vitesse de marche spontanée ($\overline{v_f}$) des patients est calculée à partir du signal des cellules photo-électriques, en divisant la distance entre les cellules (2.0 m) par le temps mis pour les traverser. La longueur des pas et des cycles de marche est calculée à partir de $\overline{v_f}$ et de la fréquence des pas ou des cycles.

Pour l'évaluation de la dépense énergétique de la marche, les patients marchent sur un tapis roulant motorisé (Mercury LT med; H/P/Cosmos Sports & Medical GmbH, Nussdorf-Traunstein, Allemagne) à une vitesse équivalente à la $\overline{v_f}$ moyenne adoptée au cours des traversées sur sol plat lors de la mesure du travail mécanique. Au cours de cette évaluation, les mouvements des membres supérieurs des patients sont autorisés. Une approche par calorimétrie indirecte à l'aide d'un ergospiromètre (Quark b²; Cosmed S.r.l, Rome, Italie) est utilisée pour déterminer le coût énergétique net au cours de la marche. Avant les évaluations, tous les patients sont familiarisés avec la marche sur tapis roulant au cours de leur prise en charge en kinésithérapie aux Cliniques universitaires Saint-Luc.

2.3 Patients

Au total, trente patients participent aux quatre sessions de mesures. Les données générales, anthropométriques et les antécédents des patients sont repris dans les Tableaux 2-1 à 2-3. Neuf patients hémiparétiques participent à la première session. Neuf patients atteints de gonarthrose participent à la seconde session (session préopératoire). Ces mêmes patients participent également à la troisième session après avoir bénéficié d'une arthroplastie totale du genou (session postopératoire). Finalement, douze patients amputés du membre inférieur participent à la quatrième session. Tous les patients sont recrutés aux Cliniques universitaires Saint-Luc pour participer volontairement aux sessions. Le protocole expérimental a été approuvé par le Comité d'Ethique de la Faculté de Médecine de l'Université catholique de Louvain.

2.3.1 Patients hémiparétiques spastiques

Les neuf patients sont des sujets adultes hémiparétiques chroniques suite à un accident vasculaire cérébral (5 hommes et 4 femmes). Ils sont recrutés dans le Service de Médecine Physique et de Réadaptation des Cliniques universitaires Saint-Luc entre avril et juin 2001. Les patients sont capables de marcher de manière indépendante quelque que soit la nature du sol et évalués à 5/5 sur l'échelle des « catégories fonctionnelles de déambulation » (Holden *et al.*, 1984). Les critères d'inclusion sont les suivants : capacité de marcher sans aide sur un tapis roulant motorisé, pas de maladie systémique, pas d'atteinte cardiaque, pas d'atteintes respiratoire et musculo-squelettique ou autre atteinte neurologique, un indice de masse corporelle ($IM_c \leq 35$) et pas de déficit mental. Les patients sont évalués sans aucune orthèse.

Dans la phase aiguë de leur atteinte, tous les patients sont traités dans une unité spécialisée pour les accidents vasculaires cérébraux et ont suivi ensuite un programme de réadaptation intensive. Lors des mesures, les patients sont en phase chronique (plus de 6 mois depuis l'atteinte) et bénéficient encore de séances de kinésithérapie deux fois par semaine afin de maintenir leur capacités fonctionnelles.

L'examen clinique des patients hémiparétiques comporte la mesure du tonus musculaire du triceps sural à l'aide de l'échelle modifiée d'Ashworth (Bohannon et Smith, 1987). Les atteintes sont évaluées par le « Stroke Impairment Assessment Set » (SIAS, Chino *et al.*, 1996) et les capacités fonctionnelles par la Mesure de l'Indépendance Fonctionnelle (MIF, Granger *et al.*, 1986).

Tableau 2-1 : Données des patients hémiparétiques

	Sexe (F/M)	Age (ans)	Taille (m)	Masse (kg)	IM _c (kg m ⁻²)	Côté atteint (D/G)	Temps depuis AVC (mois)
1	M	63	1.60	72	28.1	G	34
2	M	77	1.82	79	23.8	D	14
3	F	76	1.70	72	24.9	G	20
4	M	76	1.70	70	24.2	D	6
5	M	70	1.72	78	26.4	D	6
6	F	44	1.64	52	19.3	D	6
7	F	66	1.71	65	22.2	G	6
8	F	37	1.60	74	28.9	D	71
9	M	53	1.85	89	26.0	D	85
\bar{X}		62	1.70	72	24.8		27
s		15	0.1	10	3		30
Total	4F 5M					3G 6D	

IM_c: indice de masse corporelle, F: féminin, M: masculin, G: gauche, D: droite, AVC: accident vasculaire cérébral, \bar{X} : moyenne, s : écart-type

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

Les neuf patients sont des sujets adultes atteints d'arthrose dégénérative du genou (3 hommes et 6 femmes). Ils sont recrutés dans le Service d'Orthopédie des Cliniques universitaires Saint-Luc entre mars et octobre 2001. Les critères d'inclusion sont les suivants : arthrose unilatérale sévère du genou (grade 4) selon Kellgren et Lawrence (1957), capacité de marcher sans aide sur un tapis roulant motorisé, pas de maladie systémique, pas d'atteinte cardiaque, respiratoire, neurologique ou autre atteinte musculo-squelettique, un IM_c ≤ 35 et pas de déficit mental.

Les variables énergétiques et mécaniques de la marche des patients sont évaluées un jour avant et 6 mois après la réalisation d'une arthroplastie totale du genou. Le même chirurgien orthopédique, hautement expérimenté, réalise toutes les arthroplasties. Tous les patients bénéficient d'un implant postéro-stabilisé (Legacy PS; Zimmer Inc., IN, Etats-Unis). Dans tous les cas, les composants tibiaux et fémoraux sont cimentés. De plus, la surface articulaire de la patella est également remplacée. Le suivi postopératoire consiste en des exercices de kinésithérapie commençant le premier jour postopératoire et pendant 8 semaines. La réadaptation à la marche commence le troisième jour postopératoire avec un cadre de marche pendant 3 ou 4 jours, avec 2 béquilles pendant les 2 à 4 semaines suivantes et finalement avec une béquille au cours des 2 à 4 dernières semaines. Au cours du suivi postopératoire, aucune complication liée à l'arthroplastie n'est observée.

L'examen clinique des patients atteints de gonarthrose et ayant bénéficié d'une arthroplastie comporte la mesure de la douleur du genou à l'aide d'une échelle visuelle analogique (EVA) de 10 cm de long. La fonction locomotrice est évalué par le score de fonction et celle du genou par le score du genou de la « Knee Society » (Insall *et al.*, 1989).

Tableau 2-2 : Données des patients atteints de gonarthrose et ayant bénéficié d'une arthroplastie

	Sexe (F/M)	Age (ans)	Taille (m)	Masse (kg)	IM _c (kg m ⁻²)	Côté atteint (D/G)
1	F	67	1.68	100 (102)	35.4 (36.1)	G
2	M	64	1.77	90 (90)	28.7 (28.7)	D
3	F	65	1.68	95 (90)	33.6 (31.8)	G
4	M	66	1.83	105 (110)	31.3 (32.8)	G
5	F	71	1.58	82 (80)	32.8 (32.0)	D
6	F	69	1.60	60 (61)	23.4 (23.8)	D
7	F	74	1.68	86 (89)	30.4 (31.5)	D
8	F	76	1.57	66 (66)	26.7 (26.7)	D
9	M	63	1.62	81 (82)	30.9 (31.2)	D
\bar{X}		68	1.67	85 (86)	30.4 (30.5)	
s		5	0.1	15 (16)	4 (4)	
Total	6F 3M					3G 6D

IM_c: indice de masse corporelle, F: féminin, M: masculin, G: gauche, D: droite, \bar{X} : moyenne, s : écart-type. Les valeurs entre parenthèses sont celles obtenues en postopératoire.

2.3.3 Patients amputés du membre inférieur

Les douze patients sont des sujets adultes avec une amputation unilatérale du membre inférieur (9 hommes et 3 femmes). Ils sont recrutés dans le Service de Médecine Physique et de Réadaptation des Cliniques universitaires Saint-Luc entre mars 2001 et mai 2002. Etant donné qu'en pratique clinique l'origine de l'amputation chez les amputés trans-fémoraux (TF) est principalement traumatique et que chez les trans-tibiaux (TT) elle est principalement vasculaire, notre échantillon est composé d'un groupe TF traumatique (6 patients) et d'un groupe TT vasculaire (6 patients). Les critères d'inclusion sont

les suivants : pas de douleur au moignon, de tuméfaction ou d'escarre, capacité de marcher sans aide sur un tapis roulant motorisé, pas d'atteinte neurologique, un $IM_c \leq 35$ et pas de déficit mental.

Tous les patients utilisent leur prothèse depuis au moins un an. Ils marchent tous avec leur prothèse habituelle fabriquée par la même firme orthopédique.

Dans le groupe TF, quatre patients sont appareillés avec des fûts CAT-CAM (Contoured Adducted Trochanteric-Controlled Alignment Method) et deux avec des fûts rectangulaires avec un système de succion. Ces différents fûts sont combinés avec différents genoux prothétiques monocentriques avec piston hydraulique (Otto Bock 3R45) ou pneumatique (Endolite 160HI-Activity). Les différents genoux sont prolongés par des tubulures creuses en carbone ou en aluminium qui sont équipées de pieds prothétiques articulés uni-axe ou Flex-Foot[®].

Dans le groupe TT, quatre patients sont appareillés avec des fûts KBM (Kondylen Bettung Münster) et deux avec des emboîtures à manchons de silicone Iceross[®] (Icelandic roll on silicone socket). Ces différents fûts sont prolongés par des tubulures creuses en carbone ou en aluminium qui sont équipées de pieds prothétiques articulés multi-axes ou Flex-Foot[®].

La qualité de l'ajustement et de l'alignement des prothèses est évaluée par un prothésiste expérimenté et un médecin réadaptateur. La procédure d'alignement des prothèses suit la pratique clinique conventionnelle (Sin *et al.*, 2001). En bref, suite à la procédure conventionnelle d'alignement en position assise, le patient subit une procédure d'alignement statique en station debout. Cette dernière tient

à la fois compte de la qualité de l'équilibre debout et des impressions du patient concernant le confort de la prothèse. Quand le patient ne signale plus aucun inconfort, une procédure d'alignement dynamique au cours de la marche est réalisée. Cette dernière est basée sur une évaluation subjective tenant à la fois compte des impressions du patient concernant le confort de la prothèse et du pattern de marche observé par le prothésiste et le médecin.

Tableau 2-3 : Données générales des patients amputés du membre inférieur

	Sexe (F/M)	Age (ans)	Taille (m)	Masse (kg)	IM _c (kg m ⁻²)	Côté atteint (D/G)	Temps depuis amputation (ans)	Niveau amputation (TT/TF)
1	M	48	1.78	90	28.4	G	1	TT
2	F	52	1.50	45	20.0	G	3	TF
3	M	67	1.78	93	29.3	G	3	TT
4	M	44	1.68	85	30.1	G	3	TT
5	M	37	1.90	66	18.3	G	10	TF
6	F	55	1.60	77	30.0	G	9	TT
7	M	16	1.83	62	18.5	D	7	TF
8	M	48	1.80	84	25.9	G	17	TF
9	M	56	1.87	98	28.0	G	6	TT
10	M	32	1.93	79	21.2	G	3	TT
11	M	37	1.73	92	30.7	G	12	TF
12	F	39	1.60	56	21.8	G	30	TF
\bar{X}		44	1.75	77	25.2		9	
s		13	0.1	16	5		8	
Total	3F					11G		6TT
	9M					1D		6TF

IM_c: indice de masse corporelle, F: féminin, M: masculin, G: gauche, D: droite, TT: trans-tibial, TF: trans-fémoral, \bar{X} : moyenne, s : écart-type

2.4 Calcul du travail et de la puissance mécanique

2.4.1 Travail et puissance mécanique externe et récupération d'énergie

Le travail mécanique externe est calculé à partir des forces de réaction au sol, en utilisant la méthode initialement décrite par Cavagna (1975). La seule différence avec cette méthode est que la force latérale de réaction au sol est incluse dans le calcul du travail mécanique externe (Tesio *et al.*, 1998b). Les signaux bruts de force en provenance des 7 plateaux sont filtrés à l'aide d'un filtre analogique passe-bas du 4^{ème} ordre de type Bessel (fréquence de coupure : 110 Hz). Les signaux de force sont ensuite numériquement sommés dans les directions verticale, latérale et antéro-postérieure. A partir des forces instantanées de réaction au sol dans les directions verticale (F_v), latérale (F_l) et antéro-postérieure (F_f), et étant donné que la résistance de l'air et les glissements sont négligeables, les accélérations du centre de masse corporel (CM_c) en directions verticale (a_v), latérale (a_l) et antéro-postérieure (a_f) sont calculées comme suit :

$$a_v = \frac{F_v - mg}{m},$$

$$a_l = \frac{F_l}{m},$$

$$a_f = \frac{F_f}{m},$$

où m est la masse corporelle (exprimée en kg) et g l'accélération de la gravité (9.81 m s^{-2}).

Une intégration numérique de a_v , a_l et a_f , en utilisant la méthode des trapèzes, permet d'obtenir les vitesses du CM_c en directions verticale (v_v), latérale (v_l) et antéro-postérieure (v_f) :

$$v_v = \int a_v dt + C_v ,$$

$$v_l = \int a_l dt + C_l ,$$

$$v_f = \int a_f dt + C_f ,$$

où C_v , C_l et C_f sont les constantes d'intégration. Ces constantes sont calculées de manière à faire correspondre la moyenne des variations de la vitesse du CM_c à la vitesse moyenne du CM_c . C_v est calculé en faisant correspondre la moyenne des variations de la vitesse verticale du CM_c à zéro. Dans la direction verticale, puisque les patients marchent sur sol plat, la vitesse verticale moyenne du CM_c est nulle sur un nombre entier de pas. C_l est calculé en faisant correspondre la moyenne des variations de la vitesse latérale du CM_c à zéro. En direction latérale, la vitesse latérale moyenne du CM_c est nulle sur un nombre entier de cycles. Finalement, C_f est calculé en faisant correspondre la moyenne des variations de la vitesse antéro-postérieure du CM_c à $\overline{v_f}$.

Afin de satisfaire les postulats précités, seuls les enregistrements pour lesquels les patients marchent à une vitesse constante dans les 3 plans de l'espace ont été sélectionnés pour l'analyse. Les critères suivants sont appliqués : la somme des incréments sur les vitesses verticale et antéro-postérieure ne diffèrent pas de plus de 25% de la somme des décréments (Cavagna *et al.*, 1977) et la somme des incréments sur la vitesse latérale ne diffèrent pas de plus de 40% de la somme des décréments (Tesio *et al.*, 1998b).

Une seconde intégration numérique de v_v par les méthode des trapèzes détermine les variations de déplacement vertical (s_v) du CM_c .

A partir de s_v , l'énergie potentielle (E_p) du CM_c est calculée par :

$$E_p = mgs_v .$$

A partir de v_v , v_l et v_f , l'énergie cinétique du CM_c dans les directions verticale ($E_{k,v}$), latérale ($E_{k,l}$) et antéro-postérieure ($E_{k,f}$) sont calculées par :

$$E_{k,v} = \frac{mv_v^2}{2} ,$$

$$E_{k,l} = \frac{mv_l^2}{2} ,$$

$$E_{k,f} = \frac{mv_f^2}{2} .$$

Les énergies potentielle et cinétique sont sommées afin d'obtenir l'énergie mécanique totale (E_{CM_c}) du CM_c :

$$E_{CM_c} = E_p + E_{k,v} + E_{k,l} + E_{k,f} .$$

Les incréments positifs sur les tracés $E_p+E_{k,v}$, $E_{k,l}$, $E_{k,f}$ et E_{CM_c} (Figure 2-2) au cours d'un cycle de marche représentent respectivement le travail positif réalisé contre la gravité et pour accélérer le CM_c dans la direction verticale (W_v), le travail positif réalisé pour accélérer le CM_c dans la direction latérale (W_l), le travail positif réalisé pour accélérer le CM_c dans la direction antéro-postérieure (W_f) et le travail positif réalisé pour déplacer le CM_c ou travail mécanique externe (W_{ext}).

La marche peut être considérée comme un mécanisme pendulaire. Au cours de la marche, les variations de $E_{k,f}$ et $E_{k,l}$ et les variations de $E_p+E_{k,v}$ évoluent en opposition de phase (Figure 2-2).

Ces échanges entre l'énergie potentielle et l'énergie cinétique du CM_c réduisent les variations de E_{CM_c} , à l'instar d'un pendule inversé. La quantité d'énergie mécanique récupérée (R) par les échanges entre l'énergie potentielle et l'énergie cinétique du CM_c est calculée comme suit (Tesio *et al.*, 1998b) :

$$R = 100 \frac{W_v + W_l + W_f - W_{ext}}{W_v + W_l + W_f}.$$

La puissance mécanique externe moyenne (P_{ext}) au cours d'un cycle de marche est calculée comme le produit du W_{ext} , exprimé par unité de distance, par la $\overline{v_f}$ moyenne.

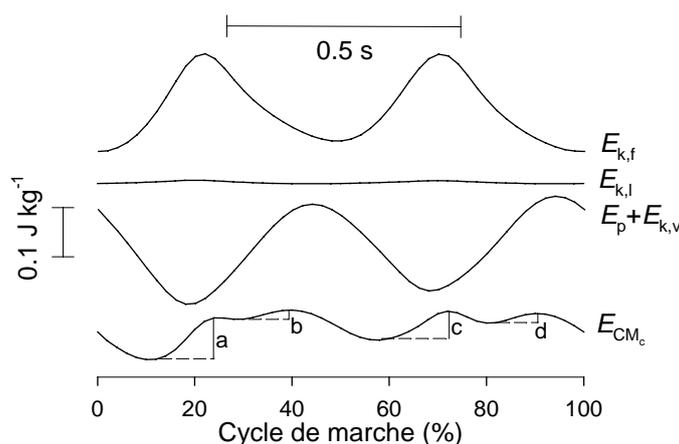


Figure 2-2

Evolution temporelle au cours d'un cycle de marche des variations d'énergie mécanique du CM_c chez un sujet sain âgé de 23 ans, mesurant 1.78 m et ayant une masse de 78 kg. L'enregistrement des forces de réaction au sol a permis de calculer les variations d'énergie mécanique du CM_c au cours de la marche à une vitesse spontanée de 4.8 km h^{-1} . $E_{k,f}$: variations d'énergie cinétique liées aux variations de vitesse antéro-postérieure du CM_c . $E_{k,l}$: variations d'énergie cinétique liées aux variations de vitesse latérale du CM_c . $E_p+E_{k,v}$: somme des variations d'énergie potentielle (E_p) et des variations d'énergie cinétique liées aux variations de vitesse verticale du CM_c ($E_{k,v}$). E_{CM_c} : somme de $E_{k,f}$, $E_{k,l}$ et $E_p+E_{k,v}$, correspondant aux variations d'énergie totale du CM_c . Les incréments positifs d'énergie (a, b, c, d) sont indiqués sur le tracé E_{CM_c} . Zéro et 100% du cycle de marche correspondent au contact initial du pied gauche.

2.4.2 Travail et puissance mécanique interne

Le travail mécanique interne est calculé à partir de la cinématique segmentaire et de données anthropométriques, en suivant la méthode initialement décrite par Cavagna et Kaneko (1977) et reprise par Willems *et al.* (1995). Les seules différences avec cette méthode sont que les mouvements des membres supérieurs ne sont pas mesurés (un segment rigide tête-bras-tronc est considéré) et que les transferts d'énergie entre les membres inférieurs et le tronc sont permis. Le corps est divisé en 7 segments rigides : tête-bras-tronc (TBT) (marqueurs AC-GT), cuisses (GT-CL), jambes (CL-ML) et pieds (ML-MV). La longueur des segments est mesurée à l'aide d'un mètre ruban après avoir positionné les marqueurs. L'angle (θ_i) formé par chaque segment i avec l'horizontale est mesuré à chaque instant j à partir des coordonnées horizontales (x) et verticales (y) de chaque marqueur :

$$\theta_{i,j} = \arctan\left(\frac{(y_{p,j} - y_{d,j})}{(x_{p,j} - x_{d,j})}\right),$$

où les indices p et d représentent les extrémités proximale et distale de chaque segment. La position de l'épaule (marqueur AC) est déterminée en partant de la hanche (marqueur GT). Afin de prendre en compte les mouvements de la ceinture scapulaire, la distance séparant les marqueurs GT et AC, mesurée avec le mètre ruban, est calculée à chaque instant à partir de leurs positions respectives capturées par le système Elite[®]. Les tables anthropométriques de Winter (1979b) sont utilisées afin de déterminer la masse, la position du centre de masse et le rayon de giration de chaque segment corporel. Les coordonnées horizontales (x_i) et verticales (y_i) du centre de masse de chaque

segment sont déterminées à partir des coordonnées proximales (x_p, y_p) et distales (x_d, y_d) des segments, en proportion de leurs longueurs. Les coordonnées horizontales (X_{CM_c}) et verticales (Y_{CM_c}) du CM_c dans le plan sagittal sont déterminées à chaque instant j à partir des masses (m_i) de chaque segment et des coordonnées (x_i, y_i) du centre de masse de chaque segment :

$$X_{CM_c,j} = \frac{\sum_{i=1}^7 m_i x_{i,j}}{\sum_{i=1}^7 m_i},$$

$$Y_{CM_c,j} = \frac{\sum_{i=1}^7 m_i y_{i,j}}{\sum_{i=1}^7 m_i}.$$

La position relative du centre de masse (cm) d'un segment par rapport au CM_c le long de l'axe horizontal (X_j) et vertical (Y_j) à chaque instant j est calculé comme suit :

$$X_j = X_{cm,j} - X_{CM_c,j},$$

$$Y_j = Y_{cm,j} - Y_{CM_c,j}.$$

La vitesse linéaire horizontale ($V_{x,i}$) et verticale ($V_{y,i}$) du centre de masse de chaque segment par rapport au CM_c et la vitesse angulaire (ω_i) de chaque segment sont ensuite calculées à chaque instant j par la méthode des différences finies :

$$V_{x,i,j} = \frac{X_{j+\Delta t} - X_{j-\Delta t}}{2\Delta t},$$

$$V_{y,i,j} = \frac{Y_{j+\Delta t} - Y_{j-\Delta t}}{2\Delta t},$$

$$\omega_{i,j} = \frac{\theta_{j+\Delta t} - \theta_{j-\Delta t}}{2\Delta t},$$

où θ_j est l'angle formé par le segment avec l'horizontale à l'instant j et Δt est égal à 20 ms. L'énergie cinétique de chaque segment ($E_{k,i}$) liée à ses mouvements par rapport au CM_c est ensuite calculée à chaque instant j à partir de la somme de ses énergies de translation et de rotation :

$$E_{k,i,j} = \sum_{i=1}^7 \left(\frac{m_i V_{x,i,j}^2}{2} + \frac{m_i V_{y,i,j}^2}{2} + \frac{m_i K_i^2 \omega_{i,j}^2}{2} \right),$$

où $m_i K_i^2$ représente le moment d'inertie du $i^{\text{ème}}$ segment autour de son centre de masse, m_i est la masse du $i^{\text{ème}}$ segment, K_i est le rayon de giration du $i^{\text{ème}}$ segment autour de son centre de masse, $V_{x,i,j}$ est la vitesse linéaire horizontale du centre de masse du $i^{\text{ème}}$ segment par rapport au CM_c , $V_{y,i,j}$ est la vitesse linéaire verticale du centre de masse du $i^{\text{ème}}$ segment par rapport au CM_c , ω_i est la vitesse angulaire du centre de masse du $i^{\text{ème}}$ segment. Pour chaque membre inférieur, les tracés $E_{k,i}$ de la cuisse, la jambe et le pied sont sommés ; cette procédure permet les transferts d'énergie entre les segments d'un même membre inférieur. Les tracés des membres inférieurs et du segment TBT sont ensuite sommés pour obtenir l'énergie totale des segments corporels (E_{int}) ; cette procédure permet les transferts d'énergie entre les membres inférieurs et le tronc. Cette méthodologie diffère de celle proposée par Willems *et al.* (1995) qui ne permet pas les transferts d'énergie entre les membres inférieurs et le tronc. Cette différence méthodologique est justifiée dans la discussion (voir section 4.7.2.2). Finalement, le travail mécanique interne (W_{int})

correspond à la somme des incréments positifs du tracé E_{int} au cours d'un cycle de marche (Figure 2-3).

La puissance mécanique interne moyenne (P_{int}) au cours d'un cycle de marche est calculée comme le produit du W_{int} , exprimé par unité de distance, par la $\overline{v_f}$ moyenne.

Chez les patients amputés, le membre inférieur prothétique est divisé en 2 segments rigides : cuisse et jambe-pied. D'un point de vue cinématique, chez les patients TF, le segment cuisse est compris entre GT et le centre de rotation du genou prothétique et le segment jambe-pied entre ce centre de rotation et le centre de rotation entre la tubulure et le pied prothétique. Chez les patients TT, le segment jambe-pied est compris entre CL du fémur et le centre de rotation entre la tubulure et le pied prothétique.

La masse des segments anatomiques résiduels, c'est-à-dire les moignons, est évaluée à partir de leur volume (V), en remplissant le fût avec de l'eau contenue dans un sac en plastique (Lehmann *et al.*, 1998). La masse (m) de chaque moignon de cuisse ou de jambe est déterminée par :

$$m = \rho V ,$$

où ρ représente la densité d'un segment cuisse ou jambe intact et vaut respectivement 1.05 et 1.09 kg dm⁻³ (Winter, 1979b).

Chez les patients TF, le segment composite cuisse est composé du fût fémoral et de son moignon et du genou prothétique et le segment prothétique jambe-pied est composé de la tubulure et du pied prothétique. Chez les patients TT, le segment composite jambe-pied est composé du fût tibial et de son moignon, de la tubulure et du pied prothétique.

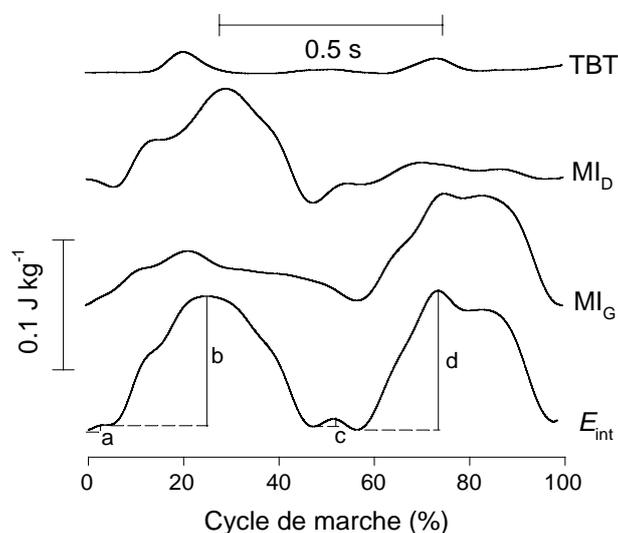


Figure 2-3

Evolution temporelle au cours d'un cycle de marche des variations d'énergie mécanique des segments corporels chez un sujet sain de 24 ans, mesurant 1.63 m et ayant une masse de 52 kg. L'enregistrement de la cinématique des segments corporels et les données anthropométriques du sujet permettent de calculer les variations d'énergie mécanique du segment tête-bras-tronc et des membres inférieurs au cours de la marche à une vitesse spontanée de 4.1 km h^{-1} . TBT : variations d'énergie cinétique du segment tête-bras-tronc liées à ses mouvements par rapport au CM_c . MI_D : variations d'énergie cinétique du membre inférieur droit liées à ses mouvements par rapport au CM_c . MI_G : variations d'énergie cinétique du membre inférieur gauche liées à ses mouvements par rapport au CM_c . E_{int} : variations d'énergie totale des segments corporels liées à leurs mouvements par rapport au CM_c . Les incréments positifs d'énergie (a, b, c, d) sont indiqués sur le tracé E_{int} . Zéro et 100% du cycle de marche correspondent au contact initial du pied gauche.

Afin de déterminer les paramètres anthropométriques des prothèses, les éléments prothétiques sont désassemblés. La masse des éléments prothétiques appartenant à un segment est évaluée à l'aide d'une balance. La masse de chaque segment composite (moignon et éléments prothétiques) cuisse chez les patients TF et jambe-pied chez les patients TT est la somme de la masse du moignon et de la masse des éléments prothétiques appartenant à ce segment. La position du centre de masse de chaque segment composite est déterminée par une méthode de suspension en deux points quelconques (Dempster et Gaughran, 1967). Pour ce faire, le fût est rempli d'eau afin de simuler

le segment anatomique résiduel (Lehmann *et al.*, 1998). Finalement, le moment d'inertie (I) de chaque segment composite est déterminé par une méthode pendulaire avec des oscillations de très faibles amplitudes (Braune et Fischer, 1988), en mesurant la période de temps d'oscillation du système. Dans un pendule physique, I de chaque segment composite est donnée par :

$$I = mgl \left(\frac{\tau}{2\pi} \right)^2,$$

où m est la masse du segment composite, g est l'accélération de la gravité, l est la distance entre le centre de rotation et le centre de masse du segment composite et τ est la période de temps d'oscillation du système.

Les mêmes méthodes, sans addition d'eau, sont utilisées pour déterminer la position du centre de masse et le moment d'inertie du segment prothétique jambe-pied chez les patients TF.

En ce qui concerne la mesure du W_{int} chez les patients amputés, les méthodes sont identiques à celles utilisées chez les patients avec segments anatomiques intacts excepté que le membre inférieur prothétique n'est composé que de deux segments rigides (cuisse et jambe-pied) au lieu de trois segments.

2.4.3 Travail et puissance mécanique total

Le travail mécanique total (W_{tot}) au cours de la marche (Cavagna et Kaneko, 1977) est calculé sur un cycle de marche comme suit :

$$W_{\text{tot}} = W_{\text{ext}} + W_{\text{int}}.$$

La puissance mécanique totale moyenne (P_{tot}) au cours d'un cycle de marche est calculée comme le produit du W_{tot} , exprimé par unité de distance, par la $\overline{v_f}$ moyenne.

2.5 Calcul du coût énergétique

Comme mentionné précédemment, le coût énergétique de la marche est évalué par calorimétrie indirecte. Cette approche consiste à évaluer la dépense énergétique à partir de mesures de la consommation d'O₂ (\dot{V}_{O_2}) et de la production de CO₂ (\dot{V}_{CO_2}) effectuées à l'aide du Quark b²[®]. La fréquence cardiaque des patients est enregistrée à l'aide d'une ceinture Polar[®] (Electro Finland Oy, Kempele, Finlande). L'évaluation du coût énergétique est interrompue si la fréquence cardiaque d'un patient dépasse 85% de sa fréquence cardiaque maximale théorique (220 – âge). La mesure de la \dot{V}_{O_2} ou puissance métabolique consiste en une période où les patients sont en station debout sur la bande du tapis roulant, suivie par une période de marche. Chaque période est prolongée jusqu'à ce qu'un état stable soit atteint pour une durée d'au moins deux minutes. Le ratio des échanges respiratoires (RER), déterminé par le ratio entre la \dot{V}_{CO_2} et la \dot{V}_{O_2} , est calculé. Une valeur égale ou supérieure à l'unité entraîne l'arrêt de la mesure du coût énergétique. La puissance métabolique moyenne de chaque patient au cours des périodes en station debout et de marche est calculée en moyennant toutes les 15 secondes les mesures enregistrées au cours des 2 minutes d'état stable. La puissance métabolique (exprimée en ml kg⁻¹ min⁻¹) mesurée lors des périodes de repos et de marche est ensuite convertie en joules (J kg⁻¹ min⁻¹) en

fonction de la valeur du RER moyen en utilisant la table de Lusk (1928). La dépense énergétique nette (DE_n) correspond à l'énergie dépensée durant la marche sur tapis roulant à laquelle l'énergie dépensée en station debout est déduite. Le coût énergétique net de la marche (C) est déterminé comme suit:

$$C = \frac{DE_n}{\text{vitesse}},$$

où la vitesse de marche est celle imposée par la bande du tapis roulant et qui est équivalente à la \bar{v}_f moyenne adoptée au cours de l'évaluation des variables mécaniques (voir section 2.2).

2.6 Calcul du rendement de la production du travail mécanique positif

Le rendement de la production du travail mécanique positif (η_{W^+}) réalisé par les muscles au cours de la marche est calculé comme suit (Cavagna et Kaneko, 1977) :

$$\eta_{W^+} = 100 \frac{W_{\text{tot}}}{C}.$$

2.7 Analyse statistique

La moyenne (\bar{X}) sur 4 à 6 cycles de marche d'un même patient et l'écart-type (s) sont calculés pour les variables spatio-temporelles et mécaniques suivantes : W_{ext} , W_v , W_f , W_l , R , W_{int} , W_{int} réalisé pour mouvoir le membre inférieur non atteint (MI_{NA}), W_{int} réalisé pour mouvoir le membre inférieur atteint (MI_A), W_{tot} , η_{W^+} , P_{ext} , P_{int} et P_{tot} . Pour les variables énergétiques, la moyenne et les écarts-types des puissances (brutes et nettes) et du C (bruts et nets) sont calculés.

Pour chaque patient, un test t pairé est réalisé pour mesurer une éventuelle différence de fréquence et de longueur des pas entre le MI_A et le MI_{NA} .

La médiane et les 25^{ème} et 75^{ème} percentiles sont calculés pour les variables cliniques.

Dans les sessions de mesures réalisées sur les patients atteints de gonarthrose et bénéficiant d'une arthroplastie du genou, un test t pairé est réalisé sur toutes les variables afin de quantifier une éventuelle différence entre avant et après l'arthroplastie du genou. Un test des rangs de Wilcoxon pour échantillons pairés est réalisé sur les variables cliniques.

Une analyse de variance (ANOVA) à un critère ou une ANOVA de type Kruskal-Wallis à un critère sur les rangs suivies d'une analyse post hoc (Tukey ou Dunn) sont réalisées sur toutes les variables afin de mettre en évidence une éventuelle différence entre les groupes de patients.

Finalement, un test de corrélation de Pearson ainsi que le calcul de régressions linéaires sont réalisés afin d'étudier les relations entre la dépense énergétique, les variables mécaniques, la vitesse de marche et l'âge des patients.

Tous les tests statistiques sont réalisés par le même logiciel commercialisé (SigmaStat V 2.0 pour Windows; SPSS Science Software GmbH, Erkrath, Allemagne) et le seuil de signification des tests est fixé à $\alpha = 0.05$.