



HAL
open science

Mesure ambulatoire des mouvements thoraciques et abdominaux : développement d'un prototype pour l'estimation de la dépense énergétique

Steven Gastinger

► **To cite this version:**

Steven Gastinger. Mesure ambulatoire des mouvements thoraciques et abdominaux : développement d'un prototype pour l'estimation de la dépense énergétique. Sciences du Vivant [q-bio]. Université Rennes 2; Université Européenne de Bretagne, 2010. Français. NNT : 2010REN20057 . tel-00585127

HAL Id: tel-00585127

<https://theses.hal.science/tel-00585127v1>

Submitted on 11 Apr 2011

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

N° d'ordre :

Thèse de doctorat

Sous le sceau de

l'Université Européenne de Bretagne

pour obtenir le grade de

Docteur de l'Université de Rennes 2

Discipline : Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives

par

Steven Gastinger

Equipe d'accueil : Laboratoire Mouvement Sport Santé – EA I274

Ecole Doctorale : Vie Agro Santé (co-accréditée avec l'Université de Rennes I)

Mesure ambulatoire des mouvements thoraciques et abdominaux : développement d'un prototype pour l'estimation de la dépense énergétique

à soutenir le 14 juin 2010 devant la commission d'examen

Jean	Paysant	Rapporteur	Institut Régional de Réadaptation, Nancy
Serge	Berthoin	Rapporteur	Université de Lille 2
Isabelle	Bonan	Examineur	Médecin de Rééducation, CHU de Rennes
Yves	Schutz	Examineur	Université de Lausanne, Suisse
Paul	Delamarche	Examineur	Mouvement Sport Santé, Rennes
Jacques	Prioux	Directeur	ENS – Cachan, Antenne de Bretagne

« Il y a quelque chose de plus haut que l'orgueil, et de plus noble que la vanité, c'est la modestie, et quelque chose de plus rare que la modestie, c'est la simplicité »

Rivarol (Ecrivain et essayiste français)

« Inspiration, expiration, inspiration, expiration... »

Sommaire

Définitions et notions de bases	9
Introduction	11
Partie 1 : Revue de Littérature	13
Chapitre 1 :	17
Les méthodes de mesure de la dépense énergétique : méthodes de références	17
1. Calorimétrie directe	17
2. Calorimétrie indirecte	18
3. L'eau doublement marquée	20
Synthèse	22
Chapitre 2 :	23
Les méthodes d'estimation de la dépense énergétique	23
1. Les méthodes qualitatives et semi quantitatives	24
A. L'observation directe	24
B. Les carnets d'activités physiques et les questionnaires	24
C. Estimation de la dépense énergétique par le niveau d'activité physique (NAP)	26
D. La technique "Ecologic Momentary Assessment" (EMA [®])	27
Synthèse	28
2. Les méthodes quantitatives	28
A. Les podomètres	28
B. Les actimètres	29
C. Les cardiofréquencemètres	31
1. Relation individuelle sans mesure directe de la consommation d'oxygène	32
2. Relation individuelle avec mesure directe de la consommation d'oxygène	33
a. FLEX-FC méthode	33
b. Relations mathématiques	34
c. Autres types de relations	34
3. Limites de la mesure de la fréquence cardiaque	36
D. Les transducteurs de chaleur	37
Synthèse	40
3. Les nouvelles méthodes et les solutions innovantes	41
A. Les moniteurs d'activité	41
1. Intelligent Device for Energy Expenditure and Activity (IDEEA)	41
2. Moniteur d'Activité et Contrôle d'Activité des Membres Supérieurs	42
3. Autres moniteurs d'activités	44
B. Les vêtements équipés	44
C. Les nouveaux actimètres : Couplages d'indices physiologiques et / ou biomécaniques	48
1. Le Sensor Wear Pro Armband [®] (SWA [®])	48
a. Validité du SWA [®] : Comparaison avec des actimètres	49
b. Validité du SWA [®] : Comparaison avec les méthodes de référence	50
2. L'actiheart [®]	51
Synthèse	53
Chapitre 3 :	55
La ventilation : les bases théoriques, sa relation avec la dépense énergétique et les méthodes de mesure et d'estimation	55
1. Définitions et caractéristiques du système ventilatoire	55
A. Rôle principal	55
B. Mécanique respiratoire	56
1. Les muscles inspiratoires	56

2. Les muscles expiratoires _____	57
3. Propriétés élastiques du poumon _____	57
C. La ventilation minute _____	58
1. Ventilation au repos _____	58
2. Ventilation à l'exercice _____	59
a. Définition des seuils ventilatoires _____	60
b. Evolution de la ventilation au cours d'un exercice rectangulaire _____	61
c. Evolution de la ventilation au cours d'un exercice triangulaire _____	63
D. Régulation de la ventilation _____	65
1. Contrôle de la ventilation au repos _____	65
a. Les centres respiratoires _____	65
b. Les chémorécepteurs humoraux _____	66
c. Les récepteurs pulmonaires au dioxyde de carbone _____	67
d. Effet des pressions sanguines partielles en CO ₂ et O ₂ _____	67
2. Régulation de la ventilation pendant un exercice sous-maximal _____	67
2. Estimation de la dépense énergétique à partir de l'estimation de la ventilation _____	69
A. Relation entre ventilation et consommation d'oxygène _____	69
B. Relation entre ventilation et dépense énergétique _____	72
3. Les méthodes de mesure et d'estimation de la ventilation _____	78
A. Les méthodes de références _____	78
B. Les méthodes non-invasives _____	80
1. Méthodes utilisant un modèle à deux degrés de liberté _____	80
a. Principes théoriques _____	80
b. Les différentes méthodes de calibration _____	81
c. La pléthysmographie respiratoire par inductance (PRI) : méthode basée sur un modèle à deux degrés de liberté _____	83
2. Méthode utilisant un modèle à trois degrés de liberté _____	89
a. Principes théoriques _____	89
b. Le couplage de magnétomètres _____	90
3. La pléthysmographie opto-électronique _____	91
4. Une méthode basée sur la tomographie à 4 dimensions _____	93
Partie 2 : Contributions personnelles _____	95
Objectifs et problématiques des études _____	97
Méthodologie étude 1 _____	100
Organisation générale _____	100
Paramètres calculés lors de l'exercice maximal à charge croissante (j ₁) _____	102
Méthode de détermination du seuil ventilatoire 1 (SV ₁) _____	102
Paramètres calculés lors des exercices de différentes intensités (j ₂ , j ₃ , j ₄) _____	102
Méthode de calcul de l'intensité des exercices _____	102
Répartition des exercices de différentes intensités en quatre principaux groupes _____	103
Méthode de calcul des coefficients de détermination _____	103
Analyses statistiques _____	103
Comparaison de la ventilation et de la fréquence cardiaque _____	103
Méthodologie étude 2 _____	106
Organisation générale _____	106
Manœuvre de calibration (Figure 66 – jour 1 et 2) _____	106
Conditions de repos et d'exercice (Figure 66 – jour 3) _____	107
Paramètres calculés à partir de la manœuvre de calibration (j ₁ , j ₂) _____	108
Elaboration des équations (Figure 66, partie 2) _____	108
Paramètres calculés au cours des conditions de repos et d'exercice (j ₃) _____	109
Calcul du débit ventilatoire _____	109
Analyses statistiques _____	110
Estimation de la ventilation à partir d'un appareil portable et non invasif _____	110

Méthodologie étude 3	112
Organisation générale	112
Protocole expérimental (Figure 67)	112
Test 1	112
Test 2	112
Paramètres calculés au cours des Tests 1 et 2	113
Test 1 : <u>Calibration</u> individuelle	113
Test 2 : <u>Validation</u> , par la mesure et l'estimation, de la dépense énergétique	114
Analyses statistiques	114
Comparaison de la dépense énergétique mesurée par calorimétrie indirecte à celle estimée par le couplage des magnétomètres	114
Test 2	114
Matériels et mesures	115
Etude 1 : mesure de la consommation d'oxygène, de la ventilation et de la fréquence cardiaque	116
Etude 2 : mesure et estimation de la ventilation	116
a. Description du nouvel appareil	116
b. Configuration du nouvel appareil	117
c. Matériel de référence	118
d. Paramètres mesurés et estimés	118
Etude 3 : mesure et estimation de la dépense énergétique	119
a. Matériel de mesure de la dépense énergétique	119
b. Matériel d'estimation de la dépense énergétique	119
c. Paramètres mesurés et estimés	119
Résultats & Discussion	121
Etude 1 : intérêt de la mesure de la ventilation pour l'estimation de la dépense énergétique	121
a. Hypothèse et but de l'étude	121
b. Réflexion sur le protocole expérimental	121
c. Présentation et discussion des principaux résultats	121
Etude 2 : un nouvel appareil portable et non invasif d'estimation de la ventilation	126
a. Hypothèse et but de l'étude	126
b. Réflexion sur le protocole expérimental	126
c. Présentation et discussion des principaux résultats	127
Etude 3 : un nouvel appareil portable d'estimation de la dépense énergétique	131
a. Hypothèse et but de l'étude	131
b. Réflexion sur le protocole expérimental	131
c. Présentation et discussion des principaux résultats	131
Conclusion & Perspectives	137
Références	139
Liste des Figures	161
Liste des Tableaux	164
Publications et Communications	165

Liste des abréviations

^2H	Deutérium	H^+	Ion hydrogène	T°	Température
^{18}O	Oxygène-18	kb	Kilobit	T_E	Temps expiratoire
Abd	Signaux abdominaux	kcal	Kilocalorie	T_{Emag}	Temps expiratoire estimé par les magnétomètres
AP	Activité physique	kg	Kilogramme	T_{Espi}	Temps expiratoire mesuré par spiromètre
ATP	Adénosine tri phosphate	kJ	Kilojoule	Tho	Signaux thoraciques
bpm	Battements par min	km	Kilomètre	T_I	Temps inspiratoire
BPCO	Broncho pneumopathie chronique obstructive	K^+	Ion potassium	T_{Imag}	Temps inspiratoire estimé par les magnétomètres
CaO_2	Contenu en oxygène du sang artériel	m	Mètre	T_{Ispiro}	Temps inspiratoire mesuré par spiromètre
CI	Calorimétrie indirecte	mAh	milliampère	T_{TOT}	Durée totale d'un cycle respiratoire
CO_2	Dioxyde de carbone	MB	Métabolisme de base	μm	micromètre
C^{ste}	Constante	MET	Metabolic Equivalent Task	V	Volume mesuré
CV	Capacité vitale	min	Minute	\dot{V}_A	Ventilation alvéolaire
$\text{C} \bar{v} \text{O}_2$	Contenu en oxygène du sang veineux mélangé	MJ	Mégajoule	VAP	Volume d'air des poumons
DE	Dépense énergétique	ml	Millilitre	\dot{V}_{CO_2}	Production de dioxyde de carbone
DE_{Cl}	Dépense énergétique mesurée par calorimétrie indirecte	mm Hg	Millimètre de mercure	V_D	Volume de l'espace mort anatomique
DEJ	Dépense énergétique journalière	NAP	Niveau d'activité physique	\dot{V}_D	Ventilation de l'espace mort physiologie
DE_{mag}	Dépense énergétique estimée par les magnétomètres	NEAT	Non exercise Activity Thermogenesis	V_E	Volume d'air expiré
DET	Dépense énergétique Totale	N_2	Azote	\dot{V}_E	Débit d'air expiré, ventilation ou débit ventilatoire
ECG	Electrocardiogramme	O_2	Oxygène	\dot{V}_{ECI}	Ventilation mesurée par calorimétrie indirecte
EDM	Eau doublement marquée	Pb	Pression barométrique	\dot{V}_{Emax}	Débit d'air expiré maximal
EEOCO_2	Equivalent énergétique en dioxyde de carbone	P_aCO_2	Pression partielle en dioxyde de carbone du sang artériel	V_{es}	Volume d'éjection systolique
ESE	Erreur standard d'estimation	P_aO_2	Pression partielle en oxygène du sang artériel	\dot{V}_I	Débit d'air inspiré
EEO_2	Equivalent énergétique du litre d'oxygène	PCO_2	Pression partielle en dioxyde de carbone	\dot{V}_{Emag}	Ventilation estimée par les magnétomètres
ϵ	Erreur du modèle	P_ACO_2	Pression partielle alvéolaire en dioxyde de carbone	\dot{V}_{Emoy}	Ventilation moyenne
FC	Fréquence cardiaque	P_cCO_2	Pression partielle capillaire en dioxyde de carbone	\dot{V}_{Espi}	Ventilation mesurée par spiromètre
FC_{max}	Fréquence cardiaque maximale	P_{ETCO_2}	Pression partielle de dioxyde de carbone de fin d'expiration	V_I	Volume d'air inspiré
F_{EN_2}	Fraction d'azote dans l'air expiré	P_{ETO_2}	Pression partielle d'oxygène de fin d'expiration	Vol	Variations de volume
F_{EO_2}	Fraction d'oxygène dans l'air expiré	PRI	Pléthysmographie respiratoire par inductance	\dot{V}_{O_2}	Consommation d'oxygène
F_{ECO_2}	Fraction de dioxyde de carbone dans l'air expiré	QR	Quotient respiratoire	$\dot{V}_{\text{O}_{2\text{max}}}$	Consommation maximale d'oxygène
F_{ICO_2}	Fraction de dioxyde de carbone dans l'air inspiré	QR_{max}	Quotient respiratoire maximal	$\dot{V}_{\text{O}_{2\text{moy}}}$	Consommation moyenne d'oxygène
F_{IN_2}	Fraction d'azote dans l'air inspiré	rpm	Révolution par minute	V_T	Volume courant
F_{IO_2}	Fraction d'oxygène dans l'air inspiré	r^2	Coefficient de détermination	VTE	Volume thoracique extérieur
FR	Fréquence respiratoire	sec	Seconde	V_{Tmag}	Volume courant estimé par les magnétomètres
GHz	Giga hertz	SPA	Activité Spontanée	V_{Tspiro}	Volume courant mesuré par spiromètre
h	Heure	STPD	Standard Temperature and Pressure, Dry	W	Watt
HCO_3^-	Ion bicarbonate	SV	Seuil ventilatoire		
Hz	Hertz	SV_1	Seuil ventilatoire 1		
		SV_2	Seuil ventilatoire 2		

Définitions et notions de bases

La dépense énergétique (DE) quotidienne peut être divisée en trois compartiments majeurs (Figure 1): 1/ Le métabolisme de base (MB) (métabolisme pendant le sommeil + coût énergétique de l'éveil) qui représente 50 à 70% du métabolisme total, 2/ La thermogénèse qui est l'augmentation de la dépense énergétique en réponse à des stimuli tels que la prise alimentaire, l'exposition au froid, les situations psychologiques telles que la peur ou le stress et l'administration de drogues ou d'hormones qui stimulent le métabolisme. La thermogénèse représente approximativement 10 à 15% des dépenses totales. Enfin, 3/ Le coût énergétique de l'activité physique qui représente 20 à 40% des dépenses totales (Ravussin et Gautier 2002; Rigaud et Melchior 1992).

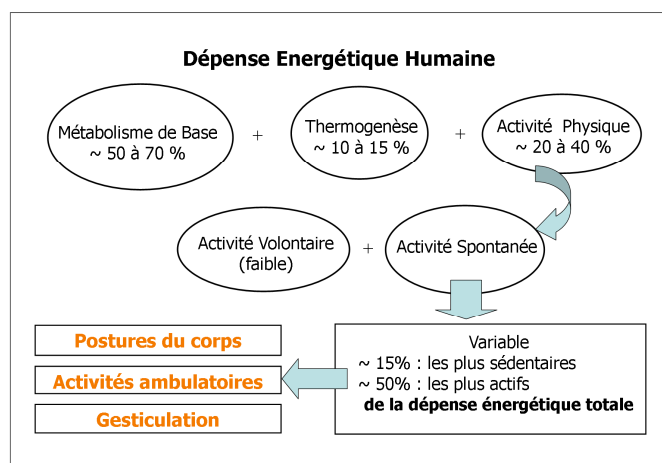


Figure 1 : La dépense énergétique humaine (d'après Levine 2004)

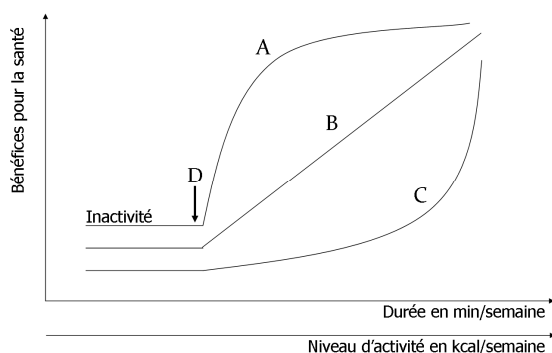
L'activité physique se divise en deux parties : l'activité volontaire et l'activité spontanée (SPA) (Ravussin et Gautier 2002). La SPA est aussi appelée NEAT pour "Non Exercise Activity Thermogenesis" (Levine et al., 1999). L'activité volontaire qui s'apparente aux activités sportives peut être considérée comme faible chez les habitants des pays développés. En effet, Pratt et al. (1999), ont réalisé trois enquêtes nationales aux Etats-Unis (Pratt et al., 1999). Ces auteurs émettent les conclusions suivantes : 1/ 29% des adultes indiquent ne pratiquer aucune activité physique durant leur temps de loisir, 2/ 28% sont engagés dans une activité physique régulière et 3/ L'inactivité physique augmente avec l'âge aussi bien chez l'homme que chez la femme. Par contre, la SPA, qui correspond aux activités de la vie quotidienne retrouvées chez la plupart des individus, est amenée à varier le plus d'un sujet à l'autre : de 15% chez les plus sédentaires à 50% chez les plus actifs (Dauncey 1990; Livingstone et al., 1991; Ravussin et al., 1986) (Figure 1).

Cette SPA peut également être divisée en trois composantes (Levine et al., 2001; Levine 2004) (Figure 1). Premièrement, la dépense énergétique engendrée par les positions assis, debout et les transitions entre ces différentes postures du corps. La seconde composante est la dépense énergétique occasionnée par les activités d'ambulations. Enfin, la dernière composante de la SPA est l'activité de gesticulation que l'on peut définir comme des mouvements spontanés d'agitation. Ce sont les mouvements effectués quotidiennement de manière involontaire, tels que balancer les jambes en position assis, agiter les bras lors d'une conversation, etc. (Levine et al., 1999; Ravussin et al., 1986).

Introduction

Les sociétés industrialisées sont confrontées à une sédentarisation de plus en plus importante de leurs populations. Cette sédentarité est actuellement considérée par l'Organisation Mondiale de la Santé (OMS) comme un facteur de risque de morbidité et de mortalité majeur. Elle est assimilée à une maladie qui serait la dixième cause de mortalité dans le monde. Il en résulte de nombreux décès, de nombreuses maladies (obésité, diabète de type II, maladies cardio-vasculaires) et des milliards de frais de traitement chaque année (Crespo et al., 1996; Knowler et al., 2002; Manini et al., 2006; Paffenbarger et al., 1978; Sherman et al., 1994; Tuomilehto et al., 2001; Zinman et al., 2004). En effet, d'après les estimations disponibles, le coût direct des conséquences d'une activité physique insuffisante est important. Il représentait près de 2.5 % (24.3 milliards de dollars) du montant des dépenses de santé aux Etats-Unis pour l'année 1995 (Colditz 1999). Une étude irlandaise considère également que la diminution de seulement 5% du niveau de sédentarité permettrait de sauver au moins 120 vies/an et entraînerait un gain économique de 20 à 25 milliards d'euros par an.

De nombreuses études de cohorte indiquent en effet que la pratique d'une activité physique régulière et une meilleure capacité cardio-respiratoire sont associées à une diminution de la mortalité globale, chez le sujet jeune comme chez le sujet âgé (Colditz 1999; Powell et Blair 1994; Pratt et al., 1999). De plus, d'autres travaux (Bouchard 2001; Kesaniemi et al., 2001; Kriska 2000) indiquent également que l'activité physique régulière prévient les troubles métaboliques, amenant une diminution de la morbidité et de la mortalité associées. Néanmoins, les relations exactes entre activité physique et critères de santé restent indéterminées (Bouchard 2001; Kriska 2000) (Figure 2). La pente de la relation inverse entre l'activité physique et la mortalité totale n'est pas clairement définie mais semble linéaire. La dose minimale n'est pas non plus définie avec précision, mais une activité physique correspondant à une dépense énergétique de 1000 kcal par semaine (soit la dépense énergétique moyenne obtenue par 30 minutes quotidiennes d'activité physique modérée) est associée à une diminution de 30% de la mortalité. Ainsi, la Haute Autorité de Santé (HAS) (Recommandations HAS, 2008) concernant la prévention de l'accident vasculaire cérébral recommande non seulement le contrôle de la tension artérielle, des lipides et du diabète, mais également une activité physique régulière d'au moins 30 minutes par jour «adaptée aux possibilités du patient». **L'évaluation de l'activité physique et de la dépense énergétique dans nos sociétés modernes s'avère donc indispensable.**



En théorie la relation entre la quantité d'activité physique (la « dose ») et ses conséquences sur la santé (la « réponse ») peut correspondre à 3 types de courbes. La courbe B décrit une relation de type linéaire. Selon la courbe A, des niveaux modérés d'activité apportent déjà un bénéfice pour la santé. Le gain le plus important étant observé chez les sujets inactifs qui deviennent au moins modérément actifs. Selon la courbe C des niveaux relativement élevés d'activité physique sont nécessaires pour observer un bénéfice qui croît de façon exponentielle avec l'augmentation de la dose.

Enfin, une question majeure concerne la quantité d'activité physique minimale permettant d'obtenir un bénéfice en termes de santé (le point D sur la figure).

Figure 2 : Courbes dose/réponse entre niveau habituel d'activité physique et bénéfices pour la santé

Enfin, la sédentarité reste une notion difficile à définir. Il semble que les arguments validés par l'Institut National de la Santé et de la Recherche Médicale (INSERM) soient imparfaits. En effet, le nombre d'heures passées devant la télévision, ne traduit en aucun cas l'activité physique des sujets. Un athlète peut passer quotidiennement trois heures devant la télévision et s'entraîner deux heures par jour. Son quota d'heures de télévision suffit-il à le considérer comme sédentaire ? Il est donc essentiel de développer des outils non invasifs, utilisables sur de grandes populations, permettant d'évaluer directement et de manière fiable le niveau d'activité physique. La quantification objective de l'activité physique s'avère être une priorité pour répondre aux questions précédemment posées : d'une part la relation entre maladies métaboliques et sédentarité et d'autre part la relation "dose/réponse" entre activité physique et son effet protecteur sur l'organisme. Les réponses à ces questions s'inscrivent dans le cadre d'enjeux majeurs de société.

L'objectif de ce travail de thèse est donc de proposer une méthode de quantification objective de l'activité physique. Les activités explorées s'apparentent aux postures du corps (assis et debout) et aux activités ambulatoires (activité de marche), qui représentent la majeure partie de la dépense énergétique en condition de vie quotidienne. Cette thèse est organisée de la manière suivante. Une revue bibliographique dresse un bilan des méthodes de quantification de l'activité physique et d'estimation de la dépense énergétique au cours des deux premiers chapitres. Le chapitre trois présente les bases théoriques de la respiration, la relation existant entre la ventilation et la dépense énergétique, et enfin les différentes méthodes de mesure et d'estimation de la ventilation. À partir de ce bilan, nous expliquerons la démarche qui a été entreprise pour permettre de passer d'une idée «la ventilation, un indice de dépense énergétique ?» au développement d'un prototype léger, portable et non-invasif capable d'estimer une dépense énergétique en condition de repos et d'exercice. Cette démarche inclut trois études réalisées au sein du laboratoire «Mouvement, Sport, Santé» (M2S). La première étude s'intéresse à la ventilation comme indice pertinent et complémentaire de la fréquence cardiaque pour estimer une dépense énergétique (Gastinger et al., 2010b). La seconde présente un nouvel outil, léger, portable et non invasif permettant d'estimer la ventilation, à partir de la mesure des distances antéropostérieures thoraciques et abdominales, ainsi que de la distance longitudinale du tronc (Gastinger et al., 2010a). Enfin, la troisième étude souhaite valider ce système, comme outil d'estimation de la dépense énergétique en condition de repos et d'exercice. La dernière partie présente les résultats et la discussion des trois études menées au cours de cette thèse. Les applications futures envisageables avec notre nouveau système seront également évoquées.

Partie 1 : Revue de Littérature

La précision de la mesure est une notion centrale de la quantification de l'activité physique et de la dépense énergétique associée. Elle permet de distinguer les méthodes de références, qui mesurent réellement une dépense énergétique, des autres méthodes qui se contentent de l'estimer. Les méthodes de références sont donc précises, mais cette précision a un coût qui se répercute sur les plans matériel, financier et humain. Les méthodes d'estimation de la dépense énergétique sont toujours validées en comparaison à une méthode de référence. La précision de l'estimation est alors très variable d'une méthode à une autre. Les carnets d'activité, les questionnaires et certains modèles d'actimètres peuvent avoir des résultats très médiocres, alors que d'autres dispositifs portables peuvent présenter des résultats beaucoup plus probants. L'estimation précise de la dépense énergétique, et plus particulièrement dans le cadre de la vie quotidienne, dépend fortement du caractère invasif et intrusif du dispositif porté par le sujet. En général, les dispositifs mesurant des paramètres vitaux et les mouvements du sujet seront plus précis, mais également plus encombrant, et donc moins adaptés pour une utilisation dans un cadre de vie réel. Inversement, les dispositifs ne mesurant qu'un seul paramètre sont généralement moins précis, mais offrent l'avantage d'être facilement portés par les sujets dans un cadre de vie quotidienne. Il est donc légitime de penser, qu'il est nécessaire de chercher le meilleur compromis entre encombrement du système et précision de la mesure. Le Tableau 1 présente les résultats de nombreuses études ayant explorées différentes méthodes de mesure ou d'estimation de la dépense énergétique dans différentes conditions de laboratoire ou de vie quotidienne.

Tableau 1 : Résultats et précision de la mesure et de l'estimation de la dépense énergétique

Auteurs	Méthodes de références	Méthodes testées	Résultats / Précision	Remarques
Montoye et al. 1996	Eau doublement marquée	Système de calorimétrie indirecte	Dépense énergétique : variation de 2%	
Nagy 1980 Roberts 1989	Chambre calorimétrique	Eau doublement marquée	Dépense énergétique : variation \pm 8%	Population animale de laboratoire
Schoeller et al. 1986 Seale et al. 1993 Westerterp et al. 1988	Chambre calorimétrique	Eau doublement marquée	Dépense énergétique : variation \pm 5%	Population adulte Condition de vie quotidienne
Schoeller et van Santen 1982	Système de calorimétrie indirecte	Eau doublement marquée	Dépense énergétique : variation \pm 5%	Population adulte Condition de vie quotidienne
McKenzie et al. 2000	Aucune	Technique SOPLAY (System for Observing Play and Leisure Activity in Youth)	Activités physiques modérées à vigoureuses : 67.7% des garçons contre 51.7% des filles lors de la pause du midi 59.6% des garçons contre 40% des filles avant l'école	Population d'adolescents Méthode basée sur des scanners capables de détecter 3 niveaux différents d'activités
[1] Conway et al. 2002 [2] Leenders et al. 2001 [3] Starling et al. 1999	Eau doublement marquée	Carnets d'activités physiques et questionnaires	Dépense énergétique : variation de 8 à 62%	Population adulte [1], [2] : Période de 7 jours [3] : Période de 10 jours
Dunton et al. 2005	Mesure de la fréquence cardiaque par cardiofréquence-mètre	Ecologic Momentary Assessment (EMA)	Pourcentages de concordance entre FC et l'EMA : Pas d'activité physique (94.5%) Marche (72.7%) Exercice (56.1%)	Population d'adolescents
	Actimètre (Actigraph Mini-Motionlogger)	Ecologic Momentary Assessment (EMA)	Pourcentages de concordance entre l'EMA et l'actimètre : Pas d'activité physique (94.8%)	

			Marche (4.8%) Exercice (1.8%)	
Schneider et al. 2004	Podomètre Yamax SW	13 podomètres de modèle différent	Nombre de pas : variation de - 25% à +45% par rapport au modèle de référence.	Population adulte
Schmitz et al. 2005	Système de calorimétrie indirecte	Actimètre uniaxial (Actigraph)	Dépense énergétique : variation de 20 à 27% pour l'ensemble des activités testées	Adolescentes de 13 à 14 ans Repos, marche, balayage, monter des escaliers, exercices aérobies, course à allure faible
			DE : variation de 34% pour activité vélo DE : variation de 39% pour activité «jouer devant un écran d'ordinateur»	Adolescentes de 13 à 14 ans
Campbell et al. 2002	Système de calorimétrie indirecte	Actimètre de type triaxial	Dépense énergétique : variation de 16 à 31%	Jeunes filles de 20 à 29 ans Activités de locomotion type marche et course
Welk et al. 2000	Système de calorimétrie indirecte	Actimètre de type triaxial	Dépense énergétique : variation de 38 à 48%	Adultes jeunes (~ 29 ans) Activités de locomotion type marche et course
Jakicic et al. 1999 Leenders et al. 2001	Système de calorimétrie indirecte	Actimètre de type triaxial	DE : variation de 8 à 21% pour marche sur plan incliné DE : variation de 53 à 68% pour exercice type vélo DE : variation de 35 à 45% pour activité quotidienne	Adultes jeunes
Bouten et al. 1994	Système de calorimétrie indirecte	Actimètre triaxial	Dépense énergétique : variation de 15 % pour activité sédentaire et exercice de marche	Adultes jeunes de 21 à 27 ans
Plasqui et al. 2005	Eau doublement marquée	Actimètre triaxial	Dépense énergétique : concordance de 83% entre actimètre et EDM	Condition de vie quotidienne
		Actimètre triaxial versus actimètre uniaxial	Dépense énergétique : amélioration de 5% par rapport à l'EDM	
Livingstone et al. 1990	Eau doublement marquée	Mesure de la fréquence cardiaque par cardiofréquencemètre	Dépense énergétique : variation de -16.7% à + 18.8% en condition de vie quotidienne	Population adulte Méthode du «FLEX-FC»
Livingstone et al. 1992	Eau doublement marquée	Mesure de la fréquence cardiaque par cardiofréquencemètre	Dépense énergétique : variation de -22.2% à + 51.1% en condition de vie quotidienne	Population enfant Méthode du «FLEX-FC»
[1] Bitar et al. 1996, [2] Schultz et al. 1989 [3] Davidson et al. 1997	Chambre calorimétrique, eau doublement marquée ou calorimétrie indirecte	Mesure de la fréquence cardiaque par cardiofréquencemètre	DE : variation de 7.6 ± 20.1% (relation polynomiale d'ordre trois) DE : variation de 9.8 ± 20.3% (relation linéaire) DE : variation de 15.3 ± 20.1% (relation polynomiale d'ordre deux) DE : variation de 17.2 ± 17.5% (deux relations linéaires) DE : variation de -12.2 ± 11.0% (relation logarithmique) DE : variation > 20% (relation polynomiale d'ordre deux)	[1] : Enfants de 10 ans Une période de 24 heures [2] : Adultes jeunes Deux périodes de 24 heures [3] : Population adulte Une période de 24 heures
Strath et al. 2000	Système de calorimétrie indirecte	Mesure de la fréquence cardiaque par cardiofréquencemètre	Corrélation entre FC et $\dot{V}O_2$ $r = 0.68$ FC compatible à 47% avec les variations de $\dot{V}O_2$	Population adulte Activités de vie quotidienne (cuisiner, passer l'aspirateur, faire la lessive, jardiner, promener le chien...) Activité en laboratoire (marche sur tapis roulant, port de charge...)
Kurpad et al. 2005	Système de calorimétrie indirecte	Mesure de la fréquence cardiaque par cardiofréquencemètre	Coefficient de corrélation de la relation $\dot{V}O_2 = f(FC)$: Deux relations linéaires ($r=0.93$) Une relation linéaire ($r=0.90$) Relation exponentielle ($r=0.65$) Relation quadratique ($r=0.79$) Relation polynomiale ($r=0.75$)	Population adulte Période de 24 heures Estimation du niveau d'activité physique (NAP) à partir de FC
Garet et al. 2005	Chambre calorimétrique	Mesure de la fréquence cardiaque par cardiofréquencemètre	Dépense énergétique : variation de 20.9%	Population adulte Période de 24 heures Précision accrue entre 15 et 65% de $\dot{V}O_{2\max}$
Spurr et al. 1988	Chambre calorimétrique	Mesure de la fréquence cardiaque par cardiofréquencemètre	Dépense énergétique : variation de + 20 à - 15%.	Population adulte Période de 22 heures

Jakicic et al. 1993	Système de calorimétrie indirecte	LifeCheck KAL-X Sensor®	Dépense énergétique : aucune différence significative (p<0.05) Marche sur tapis roulant (44.42 ± 6.12 (CI) vs. 42.46 ± 16.89 kcal (KAL-X)) Pédalage sur ergocycle (43.06 ± 4.65 (CI) vs. 43.08 ± 25.85 kcal (KAL-X)) Monter des marches (47.26 ± 5.61 (CI) vs. 43.23 ± 18.48 kcal (KAL-X)).	Population Adulte 4 LifeCheck KAL-X Sensor® portés par le sujet : humérus, torse, dos et cuisse
Winters et al. 1998	Système de calorimétrie indirecte	LifeCheck KAL-X Sensor®	Dépense énergétique : aucune différence significative (p<0.05) Différences moyennes : Marche sur tapis roulant : 0.64 ± 1.3 kcal.min ⁻¹ Pédalage sur ergocycle : 0.45 ± 1.4 kcal.min ⁻¹ Monter des escaliers : 0.29 ± 1.4 kcal.min ⁻¹ Rouler sur une planche : 0.49 ± 3.3 kcal.min ⁻¹	Adultes jeunes 4 LifeCheck KAL-X Sensor® portés par le sujet : humérus, torse, dos et cuisse
Thomas 2005	Système de calorimétrie indirecte	LifeCheck KAL-X Sensor®	Dépense énergétique : sous estimation Activité de marche : KAL-X bras = 94.5 kcal, KAL-X sternum = 100.9kcal, calorimétrie indirecte = 166.5 kcal (p<0.05). Activité de pédalage : KAL-X bras = 76.4 kcal, KAL-X sternum = 90.1 kcal, calorimétrie indirecte = 138.0 kcal (p<0.05).	Population adulte 2 LifeCheck KAL-X Sensor® portés par le sujet : bras, sternum
Zhang et al. 2004	Système de calorimétrie indirecte	Intelligent Device for Energy Expenditure and Activity (IDEEA)	Dépense énergétique : correspondance à 95.1 ± 2.3% aux valeurs de calorimétrie indirecte (assis, debout, allongé, marche et course sur tapis roulant)	Population adulte Sous-estimation ou surestimation de la dépense énergétique chez certains sujets : erreur pouvant atteindre ± 10%.
Bussmann et al. 1998a Bussmann et al. 1998b Bussmann et al. 1998c van den Berg-Emons et al. 2000	Analyse vidéo	Moniteur d'activité (MA)	Concordance générale des activités entre 89 et 93 %	Population adulte Postures du corps (assis, debout, allongé) Activité de marche Monter des escaliers Pédalage sur ergocycle
Bussmann et al. 2000	Système de calorimétrie indirecte	Moniteur d'activité (MA)	Relation entre motilité et la consommation d'oxygène, r ² = 0.91 (activité de marche)	Population adulte
Schasfoort et al., 2006 Schasfoort et al. 2002 Schasfoort et al. 2005 Schasfoort et al. 2004	Analyse vidéo	Contrôle d'Activité des Membres Supérieurs (CAMS)	Concordance générale des activités entre 69 à 100%	Population adulte Postures du corps (assis, debout, allongé) Activité de marche Monter des escaliers Pédalage sur ergocycle
Dorminy et al. 2008	Chambre calorimétrique	Sensor Wear Pro Armband® (SWA®)	Dépense énergétique : surestimation de 14% sur une période de 24h Dépense énergétique de repos : surestimation de 22%	Adolescents afro-américains de 10 à 14 ans
Arvidsson et al. 2009	Système de calorimétrie indirecte	Sensor Wear Pro Armband® (SWA®)	Dépense énergétique : sous-estimation générale de 21%	Adolescents 11-13 ans Activités : repos, monter des marches, pédalage sur ergocycle, trampoline, basket-ball, marche et course
Arvidsson et al. 2007	Système de calorimétrie indirecte	Sensor Wear Pro Armband® (SWA®)	Dépense énergétique : sous-estimation générale de 18%	Adolescents : 11-13 ans Activités : repos, monter des marches, pédalage sur ergocycle, trampoline, basket-ball, marche et course
Papazoglou et al. 2006	Système de calorimétrie indirecte	Sensor Wear Pro Armband® (SWA®)	Dépense énergétique : sous-estimation générale de 8.8%	Population adulte obèse Activités : Pédalage sur ergocycle, monter des escaliers, marche sur tapis roulant
St-Onge et al. 2007	Eau doublement marquée	Sensor Wear Pro Armband® (SWA®)	Dépense énergétique : relation entre SWA et l'eau doublement marquée, r = 0.77.	Patients atteints de diabète de type 2 Condition de repos
Cereda et al. 2007	Système de calorimétrie indirecte	Sensor Wear Pro Armband® (SWA®)	Dépense énergétique : relation entre SWA et calorimétrie indirecte, r = 0.84	Patients atteints de cancer Condition de repos
Dwyer et al. 2009	Système de calorimétrie indirecte	Sensor Wear Pro Armband® (SWA®)	Dépense énergétique : 6.0 ± 3.4 kcal min ⁻¹ par calorimétrie indirecte contre 6.3 ± 2.5 kcal min ⁻¹ par le SWA®	Patients atteints de mucoviscidose Condition de repos

Jakicic et al. 2004	Système de calorimétrie indirecte	Sensor Wear Pro Armband® (SWA®)	Dépense énergétique : sous-estimation Exercices de marche (6.9 ± 8.5%) Exercices sur ergocycle (28.9 ± 13.5%) Exercices de montée de marche (17.7 ± 11.8%) Surestimation : Mouvements de bras (29.3 ± 13.8%)	Adultes jeunes
Fruin et Rankin 2004	Système de calorimétrie indirecte	Sensor Wear Pro Armband® (SWA®)	Dépense énergétique : sous-estimation Exercice de marche sur un plan incliné (22%)	Adultes jeunes
Calabro et al. 2009	Système de calorimétrie indirecte	Sensor Wear Pro Armband® (SWA®)	Dépense énergétique : surestimation générale de 32% avec algorithmes originaux Surestimation générale de 1.7% avec les nouveaux algorithmes spécifiques aux enfants de 9 ans	Population d'enfants de 9 ans Activités : repos, coloriage, jeux vidéo, marche sur tapis roulant, exercice de pédalage
Brage et al. 2005	Système de calorimétrie indirecte	Actiheart®	Intensité de l'exercice : relation entre l'Actiheart® et calorimétrie indirecte, $r^2 = 0.84$ ($p < 0.001$)	Population Adulte Activité : repos, marche et course sur tapis roulant
Corder et al. 2005	Système de calorimétrie indirecte	Actiheart®	Dépense énergétique : relation entre l'Actiheart® et calorimétrie indirecte, $r^2 = 0.86$.	Population enfant Résultats autres actimètres : Actimètre MTI® porté à la hanche ($r^2 = 0.50$) Actimètre MTI® porté à la cheville ($r^2 = 0.37$) Actimètre Actical® ($r^2 = 0.67$)
Corder et al. 2007	Système de calorimétrie indirecte	Actiheart®	Dépense énergétique : relation entre l'Actiheart® et calorimétrie indirecte, $r^2 = 0.91$.	Enfants de 11ans Activités : allongé, assis, marche lente et rapide, jouer à la marelle, course
Crouter et al. 2008	Système de calorimétrie indirecte	Actiheart®	Dépense énergétique : différence moyenne entre $-0.03 \text{ kJ} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$ et $0.14 \text{ kJ} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$	Population Adulte Activité sédentaire, activité de loisir et tâches ménagères
Zakeri et al. 2008	Chambre calorimétrique	Actiheart®	Dépense énergétique : Variation de 17% lors de la récupération après une activité de course sur tapis roulant. Variation de 19% au cours d'une activité de puzzle. Variation < 11% pour l'ensemble des activités : allongé, assis, debout, danse, marche et course sur tapis roulant.	Population d'enfants et adolescents Période de 24h

Chapitre 1 :

Les méthodes de mesure de la dépense énergétique : méthodes de références

1. Calorimétrie directe

Une des méthodes de mesure du métabolisme énergétique est la calorimétrie directe qui consiste à mesurer les pertes de chaleur d'un sujet dans une chambre métabolique. Cette méthode considère que la production de chaleur est égale à la dépense énergétique d'un individu (Levine et al., 2001; Ravussin et al., 1986). En effet, elle est fondée sur l'hydrolyse de l'adénosine triphosphate (ATP) en adénosine diphosphate, qui constitue le principal vecteur de fourniture d'énergie de l'organisme. Cette réaction n'ayant pas un rendement de cent pour cent, une partie de l'énergie est convertie sous forme de chaleur qui est dissipée à l'extérieur de l'organisme. C'est la dissipation d'énergie qui permet de mesurer la dépense énergétique totale (DET) du sujet (Montagnon et Rigaud 1989). La chambre calorimétrique est une enceinte étanche, hermétique, de taille réduite, dans laquelle un sujet peut vivre pendant des périodes de 24 heures ou plus, et où le débit d'air insufflé est connu (Figure 3).

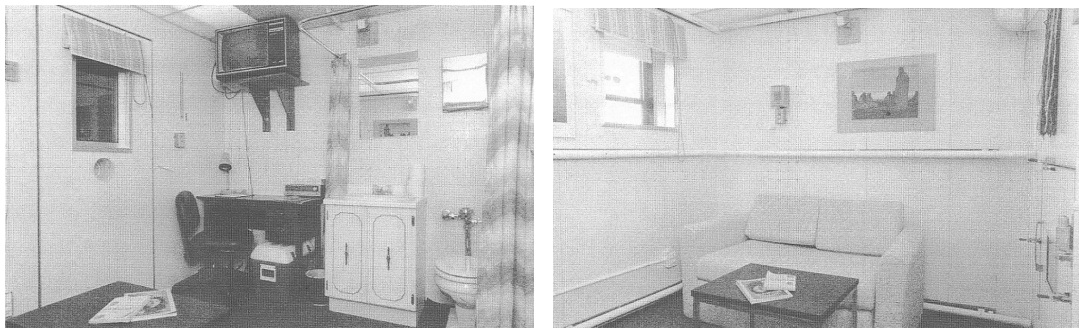
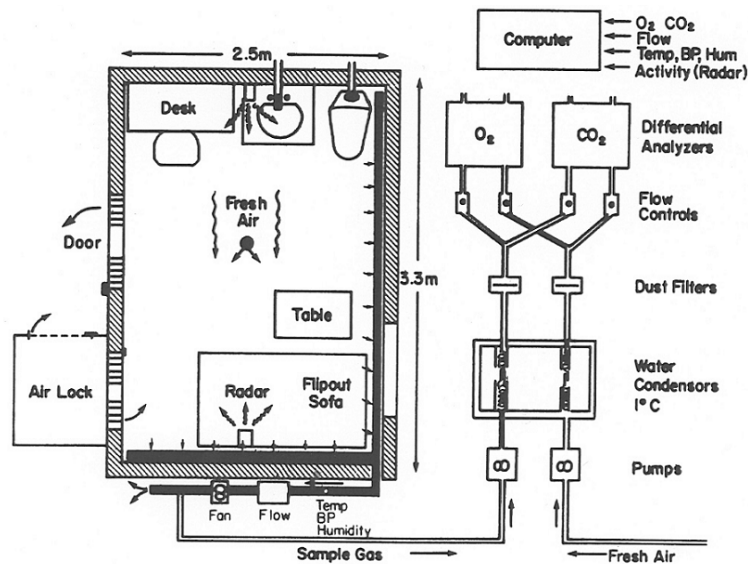


Figure 3 : La chambre calorimétrique « Phoenix » de 19.000 litres (d'après Ravussin et al., 1986)

Les parois d'une chambre calorimétrique sont constituées de tuyaux en cuivre où circule de l'eau dont on connaît le débit et la température à l'entrée et à la sortie. La quantité de chaleur dissipée par le sujet va irradier les parois et chauffer l'eau contenue dans les tuyaux de cuivre. Il suffit alors de mesurer la température de l'eau ainsi que celle de l'air qui entre et quitte la pièce. Leurs variations traduisent la production de chaleur corporelle et donc l'activité métabolique (Figure 4).



Cette chambre est un circuit ouvert de calorimétrie indirecte dans lequel de l'air est insufflé par un ventilateur. L'écoulement, la température, la pression barométrique, et l'humidité de l'air (qui possède les mêmes caractéristiques physiques que celles de la chambre) sont mesurés. Un échantillon est alors séché et la mesure des concentrations en O_2 et CO_2 est réalisée par les analyseurs différentiels.

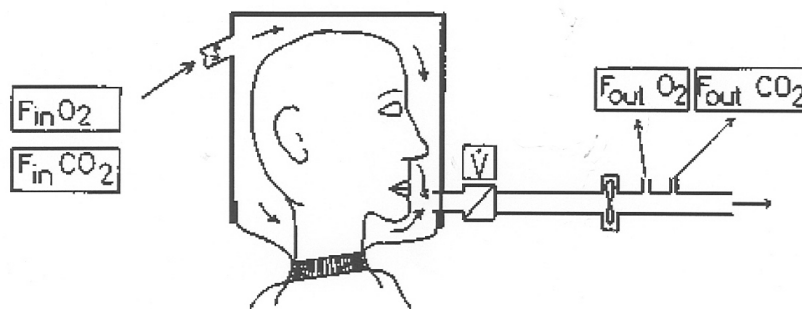
Figure 4 : Représentation schématique du système de chambre calorimétrique « Phoenix » (d'après Ravussin et al., 1986)

Dans de telles chambres, toutes les composantes de la dépense énergétique quotidienne peuvent être mesurées, c'est à dire le métabolisme durant le sommeil, le métabolisme de repos, l'effet thermique des repas et le coût énergétique de la SPA. Il est également possible d'effectuer une activité physique standardisée sur tapis roulant ou sur ergocycle. Bien que cette méthode permette une liberté totale de mouvement du sujet, les activités évaluées restent dans le cadre restrictif de la chambre calorimétrique. Le sujet est libre de tout mouvement dans un milieu simulé et artificiel. De plus, cette technique est actuellement peu utilisée en raison de son coût très onéreux. L'exploitation des résultats est souvent fastidieuse, car nécessitant de traiter des bases de données sur des périodes de 24 heures ou plus. Enfin, il n'existe qu'un nombre réduit d'institutions disposant de l'équipement nécessaire pour réaliser ces mesures. Il est devenu plus simple et moins onéreux de mesurer la dépense énergétique en mesurant les échanges gazeux en oxygène (O_2) et en dioxyde de carbone (CO_2).

2. Calorimétrie indirecte

Cette méthode repose sur l'équivalence entre l'énergie utilisée dans l'organisme et celle convertie à partir de l'oxydation des nutriments (glucose et graisses). L'oxydation des substrats énergétiques peut être évaluée par la mesure de la consommation d'oxygène ($\dot{V}O_2$) et la production de dioxyde de carbone ($\dot{V}CO_2$) d'un individu. Cette oxydation est pour sa quasi-totalité couplée à la synthèse d'ATP, qui est la source d'énergie de la contraction musculaire pour l'organisme. Il est donc possible, par des mesures respiratoires simples, d'évaluer la dépense énergétique d'un sujet, en utilisant la consommation globale d'oxygène.

Cette technique peut être appliquée aisément à l'étude du métabolisme de l'homme en utilisant un boîtier ventilé de manière à collecter en continu les gaz expirés (Jequier et Felber 1987) (Figure 5). Le débit d'air dans le système est assuré par un ventilateur. Ce débit d'air est nécessaire pour éviter le "rebreathing" c'est-à-dire de réinspirer de l'air expiré. Cet appareil est léger mais ne permet que des mesures en laboratoire et limitées dans le temps (métabolisme de base et effet thermique des aliments).



La tête du sujet est introduite dans un boîtier en plastique transparent. Un tissu étanche au gaz relie le bord inférieur du boîtier au cou du sujet. À la sortie du boîtier, l'air passe au travers d'un pneumotachographe (mesure du débit d'air) et d'un ventilateur. Des échantillons d'air entrant et sortant sont analysés en continu par des analyseurs d'O₂ et de CO₂.

Figure 5 : Méthode de mesure de la consommation d'oxygène et de la production de gaz carbonique en circuit ouvert (d'après Jequier et Felber 1987)

Des méthodes alternatives ont par la suite été développées pour permettre de faciliter la mesure des échanges gazeux respiratoires à partir d'un masque facial muni d'un embout buccal (Segal 1987). L'air expiré passe au travers d'une turbine qui permet de mesurer le volume d'air inspiré (V_I) et expiré (V_E) ainsi que le temps d'inspiration (T_I) et d'expiration (T_E). Lorsque l'air passe au travers de la turbine, une ailette se met en mouvement. La rotation (nombre de révolutions par seconde) est donc proportionnelle au débit d'air. Les moments de l'inspiration et de l'expiration sont repérés lorsque le sens de rotation de l'ailette change. Toutes ces données sont transmises à un ordinateur afin d'obtenir la ventilation (\dot{V}_E) du sujet. Au niveau du masque facial, une partie de l'air expiré est pompée et acheminée vers les analyseurs d'O₂ et de CO₂. Les fractions d'O₂ et de CO₂ dans l'air expiré, respectivement $F_{E}O_2$ et $F_{E}CO_2$, sont alors déterminées. Pour obtenir $\dot{V}O_2$, le calculateur intègre les valeurs de \dot{V}_E , $F_{E}O_2$ et $F_{E}CO_2$.

Pour Montoye et al. (Montoye et al., 1996) un système de calorimétrie indirecte est capable de mesurer une dépense énergétique précise, avec une variation de 2% par rapport à la technique de l'eau doublement marquée (page 20). Il permet également d'évaluer la dépense énergétique dans différentes conditions physiologiques. Malgré ces avantages, ces systèmes présentent de nombreux inconvénients: le coût financier, la nécessité de former des techniciens et l'encombrement de l'appareil. De plus, les systèmes fixes permettent de mesurer la dépense énergétique au cours d'un exercice sur tapis roulant ou sur ergocycle (Fehling et al., 1999), mais leur utilisation reste cantonnée aux conditions contrôlées d'un laboratoire (Macfarlane 2001). Plus récemment des systèmes portables ont été mis au point, pour permettre de recueillir les gaz expirés en dehors d'un laboratoire (Corder et al., 2005; Harrell et al., 2005) (Figure 6). Ces systèmes coûteux ne permettent de réaliser que des campagnes de mesure de quelques heures avant de devoir recharger les batteries de l'appareil. Ils restent très contraignants pour évaluer la SPA d'un individu dans des conditions réelles de vie quotidienne (lieu de travail, domicile, situations sociales, etc.). En pratique, la dépense énergétique est calculée à partir de $\dot{V}O_2$ et de

l'équivalent énergétique du litre d'oxygène (EEO₂). Ce dernier représente la chaleur produite lorsqu'un litre d'oxygène (condition STPD¹) est consommé. On peut utiliser une valeur moyenne d'EEO₂ équivalent à 4.825 kcal.l⁻¹ d'O₂. La dépense énergétique totale est calculée par l'équation suivante :

$$DET = VO_2 (STPD) \times 4.825$$

Où DET est exprimée en kilocalorie (kcal) et VO₂ en litre (l), en condition STPD. Pour obtenir DET en kJ, il est nécessaire de multiplier la valeur obtenue par le coefficient 4.182.



Figure 6 : Mesure des échanges gazeux en laboratoire (ergocycle) ou sur le terrain (course à pied et roller en ligne)

3. L'eau doublement marquée

En condition de vie normale, la teneur des fluides biologiques de l'homme, en isotopes stables de l'hydrogène (deutérium, ²H) et de l'oxygène (oxygène-18, ¹⁸O), peut être considérée comme équilibrée. Lorsqu'on enrichit artificiellement un sujet des isotopes ²H et ¹⁸O par ingestion d'une dose d'eau doublement marquée (EDM), on constate que les valeurs d'isotopes stables atteignent un plateau (mesures urinaires ou salivaires) au bout de 4 à 6 heures. La mesure des taux des deux isotopes au cours du temps permet d'établir deux courbes de décroissance, dont la pente varie selon le niveau d'activité du sujet étudié. La différence de flux observée entre le deutérium et l'oxygène-18 est à la base de la méthode. La différence entre les cinétiques de disparition des deux isotopes stables permet le calcul de $\dot{V}CO_2$. En effet, l'oxygène-18 est plus rapidement éliminé que le deutérium et cette différence de vitesse d'élimination dépend de $\dot{V}CO_2$ (Figure 7). La dépense énergétique est déduite connaissant l'équivalent énergétique du dioxyde de carbone (EECO₂) calculé à partir du quotient respiratoire (QR) (Montoye et al., 1996).

La capacité de l'EDM à mesurer une dépense énergétique a initialement été testée sur des animaux au cours des années 1950 (Lifson et al., 1955), pour être ensuite appliquée chez l'homme. L'EDM présente une précision de ± 8% chez des animaux de laboratoire (Nagy 1980; Roberts 1989), alors que la précision chez l'homme est de ± 5% lorsque les valeurs de dépense énergétique sont

¹ L'abréviation STPD (pour Standard Temperature and Pressure, Dry) indique que la mesure du volume a été faite ou rapportée par calcul dans des conditions standards : 0°C, 760 mmHg, gaz sec. La consommation d'oxygène et la production de dioxyde de carbone s'expriment en litre (STPD).

comparées aux données obtenues par la chambre calorimétrique (Schoeller et al., 1986; Seale et al., 1993; Westerterp et al., 1988) ou par d'autres méthodes de mesure des échanges gazeux (Schoeller et van Santen 1982). Lorsque la méthode de l'EDM est appliquée en condition de vie quotidienne, les résultats montrent que l'erreur de mesure n'augmente que légèrement (Montoye et al., 1996). Ainsi, l'EDM est considérée comme la méthode la plus précise (le gold standard) pour mesurer la dépense énergétique en condition de vie quotidienne. De plus, elle est souvent utilisée comme méthode de référence pour valider les méthodes indirectes (Ainslie et al., 2003; Schoeller 1999).

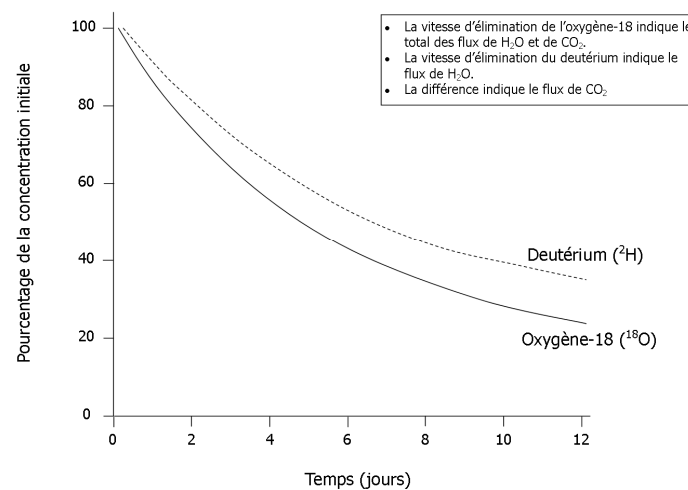


Figure 7 : Cinétique de disparition des isotopes ^2H et ^{18}O

En pratique, la technique de l'EDM est extrêmement simple et non agressive pour le sujet. Elle permet de déterminer la dépense énergétique totale d'un sujet ou d'une population dans les conditions habituelles de vie (Speakman 1998). Les sujets boivent de l'eau marquée par les traceurs stables, deutérium et oxygène-18 (sans danger pour l'organisme), et peuvent ensuite mener leur vie normalement. Cette méthode a cependant l'inconvénient de nécessiter des traceurs (de 500 à 1500 € par sujet), des méthodes d'analyse en spectrométrie de masse très coûteuses et des techniciens qualifiés. De plus, les sujets doivent prélever leur urine pendant 7 à 14 jours, et la transporter au laboratoire pour analyse. Cette contrainte peut créer des réticences et un frein pour le recrutement de sujets volontaires. Ces facteurs expliquent les limites de cette méthode pour mesurer une dépense énergétique au cours des protocoles expérimentaux ou des recherches cliniques (Macfarlane 2001; Starling et al., 1999). Son emploi se limite donc à des activités de recherche sur la dépense énergétique de populations ciblées dans des conditions de vie habituelles (personnes âgées, nourrissons...) ou extrêmes (sportifs, expéditions lointaines...). Cette technique reste néanmoins la technique de référence pour la mesure de la dépense énergétique totale. Elle est très précise, mais elle ne permet cependant pas l'étude des différentes composantes de la dépense énergétique totale. En effet, elle n'offre aucune information sur la fréquence et l'intensité de l'activité des sujets. Elle permet une mesure globale en terme énergétique, mais ne permet pas d'attribuer une dépense énergétique aux différentes activités de la vie quotidienne.

Synthèse

La calorimétrie indirecte portable n'offre que peu d'autonomie et s'avère une solution trop encombrante pour être utilisée dans le cadre de la vie quotidienne. La méthode de l'eau doublement marquée présente l'avantage de mesurer une dépense énergétique en condition de vie quotidienne. Néanmoins, cette technique n'offre qu'une mesure globale de la dépense énergétique, sans permettre d'isoler la dépense énergétique d'une activité isolée. **Ces méthodes restent très onéreuses, encombrantes et/ou restreintes au cadre d'un laboratoire et ne permettent pas d'explorer la dépense énergétique quotidienne sur de larges populations.**

Chapitre 2 :

Les méthodes d'estimation de la dépense énergétique

Ces méthodes d'estimation de la dépense énergétique se basent sur la mesure ou la notification de paramètres simples. Deux types de méthodes peuvent être identifiés et seront présentés plus en détails dans la suite de ce chapitre.

Premièrement, les méthodes qualitatives et semi quantitatives consistent à noter la durée et l'intensité des périodes d'activité ou d'inactivité du sujet (durée des périodes de sommeil, repos, marche, école, trajet en bus...). Les activités relevées sont ensuite transformées en données chiffrées à l'aide des tables énergétiques disponibles dans la littérature. Ces tables indiquent le coût énergétique approximatif de nombreux types d'activité physique (professionnelle, domestique et de loisirs) (Ainsworth et al., 2000). Le principe utilisé consiste à exprimer le coût énergétique d'une activité en multiple de la dépense énergétique de repos. La dénomination utilisée est le MET (Metabolic Equivalent Task). Un MET correspond à la dépense énergétique d'un individu au repos, assis sans bouger, évaluée à 3.5 ml d'O₂ consommé par kilogramme de poids corporel par minute, soit environ 1 kcal.kg⁻¹.h⁻¹. Par exemple, l'activité de marche correspond à une dépense énergétique de 3 METs soit environ 3 kcal.kg⁻¹.h⁻¹ (Tableau 2). La dépense énergétique totale est ensuite obtenue par sommation des coûts énergétiques. Néanmoins, il faut noter que ces tables ont été principalement élaborées à partir de mesures de calorimétrie indirecte réalisées chez des sujets masculins d'âge moyen (Starling et al., 1999), ce qui peut rendre problématique leur application à d'autres populations.

Deuxièmement, des méthodes quantitatives ont été développées dans le but d'élaborer des systèmes portables, légers et les moins invasifs possibles, permettant d'estimer la dépense énergétique d'un sujet dans des conditions de vie quotidienne.

Tableau 2 : Quelques exemples d'activités évaluées en METs (adapté d'Ainsworth et al. 2000)

Activités	Exemples	METs
Activités domestiques	Passer le balai	3.5
	Tâches ménagères multiples	4.0
Danse	Aérobic, step	8.0
	Danses traditionnelles	5.5
Inactivité	Rester allongé éveillé	1.0
Marcher	Pour se rendre au travail	2.5
	Lentement, à moins de 4km/h	2.0
	Rapidement, à plus de 7km/h	8.0
Activités sportives	Athlétisme (course)	10.0
	Athlétisme (lancers)	4.0
	Volley-ball (compétition)	8.0
	Tennis, en double	5.0
	Roller	12.5
	Jogging léger	4.5
	Squash	12.0

1. Les méthodes qualitatives et semi quantitatives

A. L'observation directe

La méthode dite d'observation directe correspond au minutage en continu ou à intervalles définis de l'activité physique d'un ou plusieurs sujets par un observateur. Cette observation peut s'effectuer directement sur le terrain ou *a posteriori* par l'intermédiaire d'un enregistrement vidéo. Le couplage des deux méthodes est également possible. L'observation permet de définir les types d'activités pratiquées, leurs durées et leurs fréquences. C'est la seule méthode permettant d'analyser 1/ Le comportement des sujets lors de la réalisation de différentes activités physiques et 2/ Les interactions de ces sujets avec leur environnement. L'activité du sujet est généralement définie en cinq niveaux allant de sédentaire à très actif (Finn et Specker 2000). Cette technique est non invasive et n'entraîne que très peu de perturbation de l'activité physique. Néanmoins, le traitement des données est fastidieux et ne permet d'interpréter que des temps restreints d'activité. Le nombre de sujets traités par observateur est également limité.

Une autre approche de l'observation directe est abordée par la technique SOPLAY[®] : "System for Observing Play and Leisure Activity in Youth" (McKenzie et al., 2000). Elle consiste en l'utilisation d'un scanner capable de détecter 3 niveaux différents d'activités. Le niveau sédentaire, c'est-à-dire l'absence de mouvements, l'activité de marche et un état très actif. L'étude de McKenzie et al. explore l'activité d'adolescents de 12 à 14 ans. Au total 151 zones, réparties sur 24 écoles, sont observées par la technique SOPLAY[®]. Les observations sont réalisées avant et après les cours et durant la pause du midi. Les résultats montrent que les élèves visitent les zones observées par la technique SOPLAY[®] préférentiellement à la pause du midi (19.5%), avant les cours (4.1%) et enfin après les cours (2.1%). Les garçons visitent plus les zones observées que les filles, que ce soit à la pause du midi (148.8 vs 36.7) ou avant l'école (33.4 vs 7.7). Enfin les garçons sont engagés dans plus d'activités physiques modérées à vigoureuses par rapport aux filles lors de la pause du midi (67.7 vs 51.7%) et avant l'école (59.6 vs 40%). Cette technique a l'avantage d'être non invasive et de pouvoir tester un grand nombre de personnes. Pourtant elle n'offre qu'une zone limitée d'observation (limitée par la portée du matériel), l'échelle d'activité est faible et l'évaluation de l'activité physique est réalisée sur un groupe de personnes et non pas de manière individualisée.

B. Les carnets d'activités physiques et les questionnaires

La méthode du carnet (ou journal) d'activité physique correspond au report par le sujet lui-même de ses activités sur un carnet, à intervalle de temps régulier. Pour simplifier l'utilisation de cette méthode, les différentes activités peuvent être pré-codées. L'intervalle de relevé est variable : 1, 5 ou 15 minutes, pendant une durée de un à plusieurs jours (Oppert 2004). La dépense énergétique liée à l'activité physique peut être calculée en multipliant le coût énergétique moyen de chaque activité par le nombre de périodes et la durée pendant laquelle elle est pratiquée. Le coût énergétique moyen de chaque activité est retrouvé dans des tables qui expriment les résultats en METs. De façon pragmatique l'emploi de ce type de carnet peut être utilisé pour apprécier l'activité habituelle sur une semaine. Cette méthode est retrouvée en clinique et permet au patient de réaliser une auto-évaluation

au cours de son suivi médical. Les questionnaires restent la méthode d'évaluation de l'activité physique et spontanée la plus répandue. De très nombreux questionnaires ont déjà été élaborés, mais très peu d'entre eux ont été adaptés en français. Le tableau suivant présente les caractéristiques de trois questionnaires souvent cités dans la littérature (Tableau 3) (Baecke et al., 1982; Craig et al., 2003; Kriska et al., 1990; Vuillemin et al., 2000).

Tableau 3 : Exemples de questionnaires d'activité physique (d'après Oppert 2004)

	BAECKE	MAQ	IPAQ
Référence	Baecke et al., 1982	Kriska et al., 1990 Vuillemin et al., 2000	Craig et al., 2003
Mode d'administration	Auto-administré	Entretien ou auto-administré	Entretien ou auto-administré
Types d'activité physique ou d'occupation sédentaire évalués	Loisirs, sport, travail	Loisirs Activité professionnelle Temps devant un écran	Activités d'intensité modérée, activité de marche, Temps passé assis
Période évaluée	« Habituelle »	12 mois précédents	7 jours précédents
Expression des données d'activité physique	Unités arbitraires	Heures/semaine MET-heure/semaine	Heure/jour MET-heure/jour

MAQ : Modifiable Activity Questionnaire ; IPAQ : International Physical Activity Questionnaire

En effet, dans une population considérée, les loisirs vont varier d'un pays à l'autre tout comme les activités varient entre une population d'adultes et une population d'enfants par exemple (activité professionnelle / activité de jeu). La première étape de l'élaboration d'un questionnaire est donc de valider son utilisation dans le pays et la population considérés. Des questionnaires différents (ou différentes versions d'un même questionnaire) sont donc nécessaires en fonction du type de sujets (adultes, enfants, adolescents, personnes âgées) et du pays d'étude. Ces questionnaires peuvent être auto-administrés ou remplis lors d'un entretien. Les questions portent sur les différents types d'activités (professionnelles, domestiques, loisirs, sport ou des activités spécifiques) à l'aide de réponses ouvertes ou fermées. Les données recueillies peuvent concerner une période de 24 heures, 7 jours, 12 mois, voire la vie entière. L'expression des résultats peut s'exprimer de différentes manières : il peut s'agir d'unités arbitraires, de durée (exemple, heures/semaine d'activités de loisirs ou professionnelle), de kcal ou d'équivalent métabolique (METs). En France, le questionnaire de référence est le MAQ pour "Modifiable activity questionnaire", utilisé dans l'étude SUVIMAX (SUplémentation en VItamines et Minéraux AntioXydants) et l'étude Fleurbaix-Laventie Ville-Santé (Oppert 2004).

Ces deux techniques (carnets d'activités physiques et questionnaires) ont pour principaux avantages d'être administrées facilement (à des populations variées) et très peu coûteuses. Par contre l'évaluation de l'activité physique et spontanée est sous ou surestimée (valeurs moyennes allant de 8 à

62%) par rapport à la technique de référence de l'eau doublement marquée (Conway et al., 2002; Leenders et al., 2001; Starling et al., 1999).

C. Estimation de la dépense énergétique par le niveau d'activité physique (NAP)

Il est possible d'estimer le métabolisme de base d'un individu à partir de données anthropométriques simples. Cette estimation prend en compte le sexe, l'âge, la taille et la masse du sujet (Black et al., 1996; Harris et Benedict 1919; Roza et Shizgal 1984) (Tableau 4).

Tableau 4 : Formules d'estimation du métabolisme de base d'un individu à partir de données anthropométriques simples

Auteurs	Formules
Formule de Harris et Benedict (1919)	Homme : $MB = 66.473 + 13.7516 \times m + 500.33 \times T - 6.7550 \times \text{âge}$
	Femme : $MB = 655.0955 + 9.5634 \times m + 184.96 \times T - 4.6756 \times \text{âge}$
Formule de Harris et Benedict recalculée par Roza et Shizgal (1984)	Homme : $MB = 77.607 + 13.707 \times m + 492.3 \times T - 6.673 \times \text{âge}$
	Femme : $MB = 667.051 + 9.740 \times m + 172.9 \times T - 4.737 \times \text{âge}$
Formule de Black et al (1996)	Homme : $MB = 1.083 \times m^{0.48} \times T^{0.50} \times \text{âge}^{0.13}$
	Femme : $MB = 0.963 \times m^{0.48} \times T^{0.50} \times \text{âge}^{0.13}$

Avec, m = masse en kg ; T = taille en mètre ; âge en années ; MB en MJ.j⁻¹ (mégajoule par jour), sachant que 1 MJ = 1000 kJ = 239.12 kcal (1000/4.182)

La formule de Black et al. est actuellement la formule de référence, en particulier dans le cas des sujets en surpoids et des personnes âgées (de plus de 60 ans).

Étant donné la variabilité interindividuelle de l'intensité et de la durée de l'activité physique, la dépense énergétique journalière (DEJ) peut être estimée en multipliant le métabolisme de base par un facteur traduisant l'intensité de l'activité physique d'une personne.

$$DEJ = MB \times NAP$$

MB : Métabolisme de base, NAP : Niveau d'activité physique (déterminé par questionnaire)

Le NAP a pu être déterminé pour de nombreuses activités de la vie quotidienne, sédentaire, professionnelle ou sportive (Black et al., 1996). Les valeurs du NAP sont disponibles dans la seconde édition des apports nutritionnels conseillés de la population française. Elles varient de 1.2 (personne impotente) à 2.4 (travail physique et intense ou activités de loisirs intenses) (Tableau 5).

Tableau 5 : Prédiction globale du NAP (d'après Black et al., 1996)

Caractérisation de l'activité physique	NAP
Personne impotente	1.2
Personnes effectuant habituellement :	
- Un travail assis, sans déplacement et peu d'activité de loisirs	1.4 à 1.5
- Un travail assis avec petits déplacements et peu ou pas de loisirs fatigants	1.6 à 1.7
- Un travail debout	1.8 à 1.9
- Un travail physique intense ou activité de loisirs intenses	2. à 2.4
- Des activités physiques intenses de sports ou de loisirs (30 à 60 min par jour, 4-5 fois par semaine)	0.3 à ajouter au NAP

D. La technique "Ecologic Momentary Assessment" (EMA[®])

Le principe de cette technique repose sur un bracelet porté sur le poignet des sujets étudiés. Ce bracelet s'apparente à un écran tactile qui sonne toutes les 30 minutes. Un affichage demande alors au sujet ce qu'il est en train de faire à ce moment précis (Dunton et al., 2005) (Figure 8). Le sujet a le choix entre 16 activités différentes comprenant par exemple la marche, regarder la télévision, l'exercice physique ou encore l'activité domestique. Le coût énergétique moyen de chaque activité est retrouvé dans des tables qui expriment les résultats en METs. La dépense énergétique totale est ensuite obtenue par sommation des coûts énergétiques des différentes activités répertoriées.

L'étude de Dunton et al. (2005) a été menée sur 568 élèves provenant de cinq lycées de Californie du sud. Parmi l'ensemble des participants, 526 élèves ont utilisé la technique EMA[®], 458 ont porté un cardiofréquencemètre (Polar[®] Electro) et 191 un actimètre (Actigraph[®] Mini-Motionlogger). Dunton et al. (2005) montrent que cette technique offre des indications d'activité qui sont variables par rapport à celles proposées par les comptes rendus des cardiofréquencemètres ou des actimètres. Les périodes de mesure s'étendaient sur quatre jours (du jeudi au dimanche). Cette période de quatre jours permettait ainsi d'obtenir un échantillon représentatif de la semaine, incluant les activités liées aux activités scolaires (jeudi et vendredi) et aux activités de loisirs (samedi et dimanche). Les pourcentages de concordance entre l'EMA[®] et la technique par mesure de la fréquence cardiaque étaient les suivants : aucune activité physique (94.5%), marche (72.7%) et exercice (56.1%). Les pourcentages de concordance entre l'EMA[®] et l'actimètre étaient les suivants : aucune activité physique (94.8%), marche (4.8%) et exercice (1.8%). De plus, l'EMA[®] révèle que dans une population adolescente, les sessions d'exercice sont plus longues que les sessions de marche. Les filles marchent plus que les garçons, alors que les garçons font plus d'exercice que les filles. Cette technique originale peut être une alternative aux carnets d'activités permettant d'évaluer notamment l'activité chez les adolescents.

Que suis-je en train de faire en ce moment ?

TV / Musique / Jeu	Lecture / Ecriture
Manger	Travaux domestiques
Boire	Tâches ménagères
Téléphoner	Travailler
Parler	Repos / Dormir
Apprendre une leçon	Internet
Marcher	Travail de réflexion
Exercice	Autres

Continuer →

Figure 8 : Interface observable sur l'écran tactile de l'appareil EMA® (d'après Dunton et al 2005)

Synthèse

Les méthodes présentées précédemment offrent l'avantage d'évaluer la dépense énergétique d'une grande population. En effet, leur utilisation est simple, peu onéreuse et applicable à diverses tranches de population. Néanmoins, la précision de ces méthodes par rapport aux méthodes de références reste insatisfaisante. De plus, les données fournies par le biais de ces techniques sont trop peu précises pour mettre en relation le niveau d'activité ou l'estimation de la dépense énergétique avec les bénéfices de l'activité physique sur la santé du sujet. Enfin, **les méthodes qualitatives et semi quantitatives restent trop subjectives pour évaluer l'activité physique et spontanée, et estimer une dépense énergétique quotidienne.**

2. Les méthodes quantitatives

A. Les podomètres

Cet appareil placé au niveau de la hanche, qui n'est pas plus grand qu'une grande boîte d'allumette (taille moyenne $50 \times 10 \times 40$ mm, poids moyen 50 g), permet de mesurer le nombre de pas effectués par un sujet (Figure 9). Ce boîtier est composé d'un levier suspendu par un ressort et d'un composant électronique. Chaque pas entraîne une accélération verticale de la hanche et un mouvement de haut en bas du levier. L'extrémité du levier va taper sur le composant électronique qui enregistre un

événement (= un pas). Le podomètre a été validé en laboratoire sur des distances fixes avec des vitesses variées de tapis roulant (Bassett et al., 1996; Crouter et al., 2003; Schneider et al., 2003). Le modèle le plus précis et le plus utilisé est le Yamax SW[®] (Le Masurier et Tudor-Locke 2003; Schneider et al., 2003). Ainsi, après avoir mesuré la longueur du pas habituel du sujet, il est possible de donner une estimation de la distance parcourue par jour. Cette technique présente des avantages. C'est le plus simple des compteurs de mouvements, il est peu coûteux, il permet une auto-évaluation des sujets et il incite par exemple les sujets obèses à augmenter leur activité de marche pour atteindre leur nombre de pas quotidien recommandé. Par contre, ces appareils ne permettent pas d'évaluer l'intensité du mouvement et la précision dans l'évaluation du nombre de pas est très variable en fonction des modèles. Dans l'étude de Schneider et al. (2004), 13 podomètres ont été comparés (Schneider et al., 2004). Le modèle le plus fiable, le Yamax SW[®], a été pris comme référence. Les résultats montrent une sous-estimation ou surestimation en fonction des modèles allant de - 25% à + 45% par rapport au modèle de référence. De plus, cet appareil n'est pas capable de mesurer des activités telles que le vélo, le port de charge ou la natation. Par son principe même le podomètre n'est pas destiné à estimer la dépense énergétique liée à une activité physique (Kumahara et al., 2009).



Figure 9 : Plusieurs modèles de podomètres disponibles sur le marché, dont le Yamax SW[®] (à droite)

B. Les actimètres

Une autre approche, pour estimer la dépense énergétique totale dans des conditions de vie quotidienne, consiste à mesurer les déplacements du corps humain dans l'espace. Tous les mouvements du tronc et des membres, induisent des accélérations qu'il est possible de mesurer par des capteurs appelés accéléromètres (Figure 10). Ces pièces accélérométriques, de très faibles dimensions, utilisent les propriétés de la céramique piézo-électrique qui, en se déformant sous l'effet d'une force appliquée dans une direction donnée, génère une différence de potentiel (Paysant et al., 2007). Un signal d'accélération-décélération est obtenu. L'aire sous la courbe est intégrée et totalisée sur un intervalle de temps donné. Les résultats sont exprimés en unités de mouvements ("en coups").

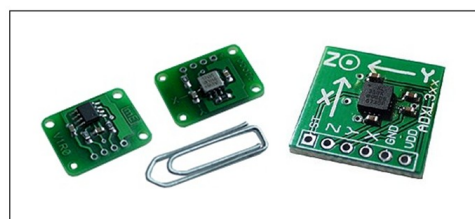


Figure 10 : Deux accéléromètres de type uniaxial à gauche, et un accéléromètre de type triaxial à droite

L'association de l'ensemble de ces éléments électroniques aboutit au développement des actimètres actuellement commercialisés (L'Actical[®], l'Actiwatch[®] et le RT3[®] par exemple, Figure 11). Ces boîtiers portables associés à des logiciels de calculs intégrés, permettant de fournir des résultats en "coups". Les accélérations et décélérations enregistrées par les boîtiers, rendent compte de la fréquence et de l'intensité de l'effort physique produit par le corps étudié, et peuvent être corrélées à un équivalent métabolique en METs ou à une dépense énergétique en kilocalories. Différents modèles d'actimètres portables existent dont le type uniaxial, capable de mesurer l'accélération du tronc selon l'axe vertical ou encore le type triaxial capable de mesurer l'accélération du tronc dans les trois plans de l'espace. Ces deux types d'actimètres sont validés en laboratoire sur les activités de marche ou de course sur tapis roulant (Nichols et al., 1999; Welk et al., 2003). Néanmoins, des imprécisions persistent lors d'une activité des bras ou du haut du corps. Les actimètres présentent des difficultés pour évaluer des mouvements lents et de faibles amplitudes, les algorithmes de calcul étant basés sur les activités de marche et de course (Bouten et al., 1994; Hendelman et al., 2000; Welk et al., 2000). Ces algorithmes traitent les données brutes ("coups") et proposent des résultats en termes de dépense énergétique liée à l'activité. Toutefois, les équations de conversion utilisées ne sont pas divulguées par les constructeurs.



Figure 11 : Plusieurs modèles d'actimètres, de gauche à droite, l'Actical[®] et l'Actiwatch[®] de type uniaxial, et le RT3[®] de type triaxial

Plus précisément, les actimètres de type uniaxial ont tendance à sous-estimer la dépense énergétique liée aux activités de faible intensité et à surestimer la dépense énergétique liée aux activités intenses. Ainsi, une étude a été menée chez 74 adolescentes de 13 à 14 ans qui compare un actimètre de type uniaxial à un système de calorimétrie indirecte. Les pourcentages de variation de la dépense énergétique s'étendent de 20 et 27% pour l'ensemble des activités testées (repos, marche, balayage, monter des escaliers, exercices aérobies, course à allure faible). Par contre, le pourcentage de variation est respectivement de 34 et 39% pour les activités de type vélo et jouer devant un écran d'ordinateur (Schmitz et al., 2005). L'axe le plus fiable des accéléromètres de type triaxial reste l'axe vertical présent sur le type uniaxial (Powell et Rowlands 2004). Il existe une surestimation de la dépense énergétique par rapport à des mesures calorimétriques lors des activités de locomotion type marche et course. Cette surestimation est de l'ordre de 16 à 31% (Campbell et al., 2002) et de 38 à 48% (Welk et al., 2000). Une sous-estimation est observée lors des activités de marche sur plan incliné (de 8 à 21%), exercice type vélo (de 53 à 68%) et activité quotidienne (de 35 à 45%) (Jakicic et al., 1999; Leenders et al., 2001). Deux études démontrent une plus grande précision des actimètres triaxiaux par rapport aux actimètres uniaxiaux pour quantifier l'activité physique quotidienne et estimer une dépense énergétique. La méthode de Bouten et al. (1994), basée sur un accéléromètre triaxial, a été comparée à un système de calorimétrie indirecte. Les résultats montrent que l'appareil basé sur l'accéléromètre triaxial estime la dépense énergétique avec une précision de 15% en condition

d'activité sédentaire et d'exercice de marche (Bouten et al., 1994). La seconde étude compare un actimètre de type triaxial à la méthode de l'eau doublement marquée en condition de vie quotidienne. Cette étude montre que l'actimètre triaxial est capable d'expliquer 83% des variations de la dépense énergétique totale. De plus, l'utilisation d'un accéléromètre triaxial, par rapport à un accéléromètre uniaxial, permet d'augmenter de 5% la précision de l'estimation de la dépense énergétique en comparaison à la méthode de référence (Plasqui et al., 2005).

C. Les cardiofréquencemètres

Le cardiofréquencemètre est un appareil qui permet l'enregistrement en continu de la fréquence cardiaque (FC) d'un sujet. Les moniteurs de fréquence cardiaque sont constitués d'un émetteur de petite taille, avec des électrodes précordiales maintenues par une sangle thoracique, et d'un microprocesseur sous la forme d'une grosse montre-bracelet enregistrant la fréquence cardiaque en continu. L'activité électrique du cœur est enregistrée au niveau de la ceinture thoracique et transmise au système de mémoire porté au niveau du poignet (Figure 12). Il est ainsi possible de déterminer, pour une période donnée, la FC moyenne, le pourcentage de temps passé au dessus de la FC de repos ou d'un autre seuil de FC donnée.

Cet appareillage a été validé par électrocardiogramme (ECG) en laboratoire (Gamelin et al., 2006; Karvonen et al., 1984; Thivierge et Léger 1988; Treiber et al., 1989). Cet outil offre l'avantage d'être portable, peu invasif et permet une mesure continue de la fréquence cardiaque.



Figure 12 : Deux modèles de cardiofréquencemètre, dont le Polar RS 800® muni d'une transmission infrarouge permettant l'exploitation des résultats par un logiciel informatique

Au niveau cardio-vasculaire, $\dot{V}O_2 = (FC \times V_{es}) \times (CaO_2 - C\bar{v}O_2)$, où V_{es} représente le volume d'éjection systolique ($ml \cdot min^{-1}$), CaO_2 le contenu en oxygène du sang artériel ($ml \cdot 100ml^{-1}$) et $C\bar{v}O_2$ le contenu en oxygène du sang veineux mêlé ($ml \cdot 100ml^{-1}$) (équation de Fick, 1870). De plus, il existe une relation linéaire entre FC et $\dot{V}O_2$ chez un individu soumis à un exercice de puissance progressivement croissante (Astrand et Ryhming 1954). Compte tenu de la relation entre $\dot{V}O_2$ et FC et des difficultés inhérentes à la mesure de $\dot{V}O_2$, l'enregistrement de FC a été développé pour évaluer la dépense énergétique chez l'homme (Garet et al., 2005; Hiilloskorpi et al., 2003; Kurpad et al., 2006; Livingstone et al., 2000; Rayson et al., 1995; Spurr et al., 1988). La dépense énergétique est estimée à partir de la relation $\dot{V}O_2 = f(FC)$ et du coefficient moyen du litre d'oxygène ($4.825 \text{ kcal} \cdot l^{-1}$ d' O_2). La dépense énergétique est alors exprimée en $kcal \cdot min^{-1}$.

Plusieurs méthodes ont été développées dans la littérature pour traiter les données de fréquence cardiaque et estimer la consommation d'oxygène et la dépense énergétique du sujet.

1. Relation individuelle sans mesure directe de la consommation d'oxygène

La méthode générale consiste à prendre en compte l'équivalence existant entre le pourcentage de FC_{max} et le pourcentage de $\dot{V}O_{2max}$. Cette relation montre une corrélation entre ces deux paramètres, indépendamment du sujet, de son sexe et de son niveau d'entraînement (Figure 13).

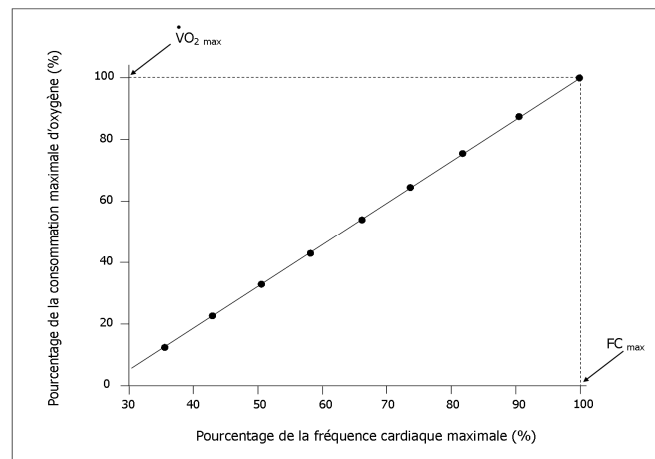


Figure 13 : Relation linéaire entre le pourcentage de la consommation maximale d'oxygène et le pourcentage de la fréquence cardiaque maximale

Cette méthode permet d'établir une relation entre FC et $\dot{V}O_2$ à partir de la seule estimation de FC_{max} et de $\dot{V}O_{2max}$. En effet, FC_{max} est estimée à partir de l'une des formules suivantes : $FC_{max} = 215 - 0.70 \times \text{Âge}$ (Cooper et al., 1977) ; $FC_{max} = 210 - 0.65 \times \text{Âge}$ (Spiro 1977) ; $FC_{max} = 220 - \text{Âge}$ (Fox et al., 1971). La consommation maximale d'oxygène du sujet est ensuite estimée à partir des résultats d'un test sous-maximal. Ce test nécessite l'utilisation d'un appareil de mesure de la fréquence cardiaque et d'un ergocycle. Il consiste à imposer une charge constante de travail pendant 6 minutes. Cette charge doit être suffisante pour que le sujet atteigne une fréquence cardiaque entre 140 et 160 bpm entre la 5^{ème} et la 6^{ème} minute. La fréquence cardiaque du sujet doit alors être stable au cours de la dernière minute d'effort. La consommation maximale d'oxygène est alors estimée à partir du nomogramme d'Astrand et Ryhming (Figure 14).

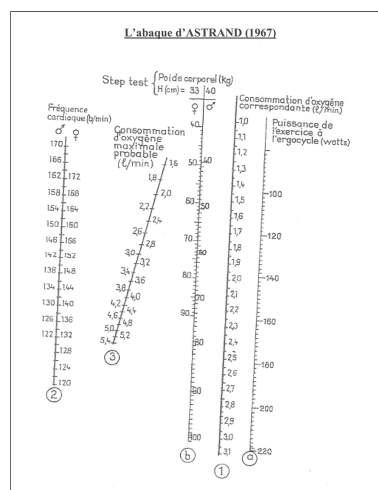


Figure 14 : Nomogramme d'Astrand et Ryhming (1967)

Cette méthode a pour avantage de pouvoir être utilisée sur une grande diversité de population car ne nécessitant que la réalisation d'un test sous maximal sur ergocycle. Néanmoins, cette relation n'est satisfaisante que dans une fourchette de valeurs moyennes de fréquence cardiaque. Des imprécisions persistent pour des exercices de faibles et de hautes intensités.

2. Relation individuelle avec mesure directe de la consommation d'oxygène

La méthode individuelle consiste dans l'enregistrement simultané de la consommation d'oxygène par calorimétrie indirecte et de la fréquence cardiaque, en période de repos, en période postprandiale et à différents niveaux d'activité physique, afin d'établir des courbes individuelles de calibration. Les relations individuelles peuvent être établies en laboratoire ou sur le terrain. Les courbes de calibration sont ensuite appliquées à de nouvelles sessions d'activité (en laboratoire ou en condition de vie quotidienne) réalisées par le sujet, afin d'estimer sa consommation d'oxygène à partir des mesures de fréquence cardiaque. Les données de consommation d'oxygène et de fréquence cardiaque peuvent alors être converties en dépense énergétique.

a. FLEX-FC méthode

Il existe plusieurs méthodes pour estimer la dépense énergétique d'un sujet à partir de la construction de la relation individuelle entre FC et $\dot{V}O_2$. La méthode la plus répandue pour estimer la dépense énergétique est appelée « FLEX-FC méthode » pour « FLEX-HR method » en anglais (Ceesay et al., 1989; Fogelholm et al., 1998; Livingstone et al., 1990; Schultz et al., 1989; Spurr et al., 1988; van den Berg-Emons et al., 1995; van den Berg-Emons et al., 1996). Cette méthode consiste à mesurer simultanément FC et $\dot{V}O_2$ de chacun des sujets en position couché, assis, debout et au cours d'exercices de différentes intensités. Le métabolisme de repos du sujet est ainsi déterminé, et les mesures réalisées au cours des activités physiques sont utilisées pour développer la relation individuelle $\dot{V}O_2 = f(\text{FC})$. Le « FLEX-FC » est une valeur de fréquence cardiaque déterminée en réalisant la moyenne entre la fréquence cardiaque la plus élevée mesurée au cours des activités de repos/sédentaire et la fréquence cardiaque la plus faible mesurée au cours des activités de faible intensité. Si la fréquence cardiaque mesurée, lors d'expérimentations en condition de vie quotidienne, est inférieure au « FLEX-FC », alors la valeur du métabolisme de repos du sujet est utilisée pour estimer la dépense énergétique. Si la fréquence cardiaque mesurée est supérieure au « FLEX-FC », la relation individuelle est alors utilisée pour estimer la dépense énergétique.

La méthode du « FLEX-FC » et la construction de la relation individuelle entre la fréquence cardiaque et la dépense énergétique ont été comparées à la technique de l'eau doublement marquée chez l'adulte (Livingstone et al., 1990) et chez l'enfant (Livingstone et al., 1992). L'estimation de la dépense énergétique, à partir de la mesure de la fréquence cardiaque, montre des différences allant de -22.2% à +51.1% chez l'adulte et de -16.7% à +18.8% chez l'enfant, par rapport à la technique de l'eau doublement marquée.

b. Relations mathématiques

Pour estimer la dépense énergétique à partir de la mesure de la fréquence cardiaque, plusieurs types de relations individuelles ont été explorées telles que la relation exponentielle (Bitar et al., 1996; Li et al., 1993), logarithmique (Schultz et al., 1989) et la relation polynomiale du second (Bitar et al., 1996; Davidson et al., 1997; Schultz et al., 1989) ou du troisième degré (Bitar et al., 1996). Il semble que la meilleure estimation de la dépense énergétique soit obtenue à partir de la relation individuelle entre FC et DE utilisant une relation polynomiale du troisième degré (Bitar et al., 1996). En effet, les pourcentages d'erreurs de dépense énergétique diffèrent entre la méthode de mesure de FC et la méthode de référence utilisée (chambre calorimétrique, eau doublement marquée ou calorimétrie indirecte). L'étude de Bitar et al. (1996), présente un pourcentage d'erreur de $7.6 \pm 20.1\%$ (relation polynomiale d'ordre trois), contre des erreurs de $9.8 \pm 20.3\%$ (relation linéaire), $15.3 \pm 20.1\%$ (relation polynomiale d'ordre deux), $17.2 \pm 17.5\%$ (deux relations linéaires) et $-12.2 \pm 11.0\%$ (relation logarithmique) dans l'étude de Schultz et al. (1989). Des différences sont également observées dans l'étude de Li et al. (1993), qui s'échelonnent entre 14.1 et 17.6% (relation exponentielle). Enfin, l'étude de Davidson et al. (1997), rapporte des erreurs pouvant atteindre 20% ou plus en fonction des individus (relation polynomiale d'ordre deux).

c. Autres types de relations

D'autres études ont cherché à mettre en place les relations individuelles entre FC et $\dot{V}O_2$ à partir de protocoles expérimentaux différents. Ces études cherchent, soit à simplifier les protocoles pour les rendre moins contraignants vis-à-vis des sujets, soit à augmenter la précision de la relation individuelle entre FC et $\dot{V}O_2$.

- Strath et al. (2000) ont établi une relation individuelle entre FC et $\dot{V}O_2$ à l'aide de nombreuses activités de vie quotidienne réalisées dans le cadre d'un laboratoire ou d'un environnement extérieur contrôlé (Strath et al., 2000). La consommation d'oxygène était mesurée par l'intermédiaire d'un système de calorimétrie indirecte de type portable (Cosmed® K4b2) et la fréquence cardiaque était mesurée par un cardiofréquence-mètre (Polar® Electro). Les sujets participaient à plusieurs activités réparties entre des activités en intérieur (passer l'aspirateur, faire la lessive, faire du repassage, cuisiner, marcher en portant une charge) et en extérieur (tondre la pelouse, jardiner, jouer avec des enfants dans le jardin, marche rapide). Cette relation permet ainsi d'estimer une dépense énergétique en condition de vie quotidienne qui est majoritairement constituée d'activités d'intensité modérées. Pour l'ensemble des sujets (n=81), la corrélation entre FC et $\dot{V}O_2$ était $r = 0.68$, et les valeurs de FC étaient compatibles à 47% avec les variations de $\dot{V}O_2$. Cette technique semble intéressante, mais des études complémentaires sont nécessaires pour améliorer la précision de l'estimation de la dépense énergétique à partir de la mesure de la fréquence cardiaque. Cette méthode permet également d'estimer la dépense énergétique en équivalent métabolique (METs).

- Kurpad et al. (2005) ont cherché à mettre en place une méthode simple permettant d'estimer la dépense énergétique totale et le niveau d'activité physique (NAP) d'un sujet à partir de la mesure de la fréquence cardiaque (Kurpad et al., 2006). La relation individuelle entre FC et $\dot{V}O_2$ était établie à

partir d'activité de repos (allongé, assis), de marche (2.4 km.h⁻¹ et 4.8 km.h⁻¹) et de course (rythme de 120 pas.min⁻¹). La consommation d'oxygène était mesurée par l'intermédiaire d'un système de calorimétrie indirecte (Sensor Medics[®] VMax) et la fréquence cardiaque était mesurée par un cardiofréquence-mètre (Polar[®] S720i). Le principe de cette méthode est de faire correspondre les valeurs de fréquence cardiaque mesurées à des NAP compris entre 1.0 et 8.0. La relation entre FC et le NAP permet alors d'estimer la dépense énergétique totale du sujet (page 26). Cette méthode présente des différences lorsqu'elle est comparée avec les autres formes de relations du type $\dot{V}O_2 = f(FC)$ (combinaison de deux relations linéaires (r=0.93), une seule relation linéaire (r=0.90), relation exponentielle (r=0.65), relation quadratique (r=0.79) et relation polynomiale (r=0.75)). Néanmoins, cette technique simple peut s'avérer utile au cours d'études épidémiologiques nécessitant l'estimation d'un niveau d'activité ou de la dépense énergétique totale d'un sujet.

- Garet et al. (2005) ont étudié une nouvelle méthode pour estimer la dépense énergétique d'un individu à partir de la mesure de la fréquence cardiaque (Garet et al., 2005). Une relation individuelle était tout d'abord établie entre FC et $\dot{V}O_2$ à partir de différentes périodes de repos (allongé, assis, debout) et d'un exercice maximal à charge croissante. La fréquence de pédalage était fixée à 60 rpm, la durée des paliers était de 2 minutes 30 secondes et l'intensité d'exercice était augmentée de 25 W à la fin de chaque palier. La consommation d'oxygène était mesurée par la méthode des sacs de Douglas, et la fréquence cardiaque était mesurée par un électrocardiogramme (Schiller[®], Cardiovit CS-6/12). La suite du protocole était constituée par une période de 24 heures en chambre calorimétrique. Le programme des sujets était planifié à l'avance avec les horaires des repas, les périodes de sommeil, de repos et d'activité physique. La fréquence cardiaque était mesurée par un cardiofréquence-mètre (Lifescope 6[®]). Cette méthode, basée sur la mesure de la fréquence cardiaque, exprime le niveau d'activité physique du sujet à partir de la fréquence cardiaque de réserve délimitée par la FC_{max} et la FC_{repos} ($FC_{réserve} = (FC_{exercice} - FC_{repos}) / (FC_{max} - FC_{repos}) / 100$). Les auteurs observent une relation linéaire entre FC_{réserve} et la dépense énergétique pour des intensités d'exercices compris entre 15 et 65% de $\dot{V}O_{2max}$. Cette méthode semble donc relativement précise entre 15 et 65% de $\dot{V}O_{2max}$ pour estimer une dépense énergétique à partir de FC_{réserve}. En effet, le pourcentage moyen d'erreur entre la méthode par FC_{réserve} et la méthode de référence était de 20.9%.

- Une autre étude montre l'intérêt de calculer FC_{réserve} ou la différence entre la fréquence cardiaque d'exercice et la fréquence cardiaque de repos ($FC_{net} = FC_{exercice} - FC_{repos}$) pour estimer la dépense énergétique d'un sujet (Hiilloskorpi et al., 2003). La relation liant la fréquence cardiaque à la consommation d'oxygène était établie à partir d'activités de faibles intensités (entre 1 et 3 METs), puis à partir d'un exercice maximal à charge croissante sur tapis roulant. Le protocole de ce test était individualisé pour chacun des sujets. La consommation d'oxygène était mesurée par l'intermédiaire d'un système de calorimétrie indirecte de type portable (SensorMedics[®] Vmax) et la fréquence cardiaque était mesurée par un électrocardiogramme (Marquette Electronics[®] Max-1). Les relations $DE = f(FC)$, $DE = f(FC_{réserve})$ et $DE = f(FC_{net})$ étaient toutes caractérisées par des régressions de type linéaire. Les résultats de cette étude montrent que l'estimation de la dépense énergétique était plus précise à partir des données de FC_{réserve} (ESE = 1.01 kcal.min⁻¹) ou de FC_{net} (ESE = 1.08 kcal.min⁻¹) par rapport aux données simples de FC (ESE = 1.41 kcal.min⁻¹).

3. Limites de la mesure de la fréquence cardiaque

L'approche précédente, nécessitant la construction d'une relation individuelle entre la fréquence cardiaque et la dépense énergétique, conserve néanmoins un inconvénient majeur. En effet, dans certaines conditions, la fréquence cardiaque peut augmenter sans relation directe avec l'activité physique. La variation de la température ambiante, du stade émotionnel (stress), du statut d'hydratation, du type de contraction musculaire, de la taille et de la masse du muscle impliqué (Christensen et al., 1983; Davidson et al., 1997; Melanson et Freedson 1996; Montoye et al., 1996; Spurr et al., 1988) peut induire une augmentation de la fréquence cardiaque, sans être accompagnée d'une augmentation de la consommation d'oxygène, entraînant des erreurs d'estimation de la dépense énergétique. Christensen et al. (1983) ont testé la reproductibilité de la relation individuelle entre FC et $\dot{V}O_2$, au cours de deux journées consécutives, chez 17 sujets (5 sujets sains, 5 sujets obèses, 5 sujets souffrant d'un cancer de la thyroïde incurable et 2 sujets souffrant d'anorexie mentale). Cette relation individuelle a été établie à partir de différentes activités incluant des périodes de repos allongé, repos assis, exercice de pédalage et marche sur tapis roulant. La reproductibilité s'avère être faible chez l'ensemble des sujets de l'étude. Les auteurs concluent en expliquant que cette méthode semble inadaptée pour réaliser des mesures en condition de vie quotidienne incluant des faibles dépenses énergétiques. L'étude de Davidson et al. (1997) a quant à elle comparée la mesure de la fréquence cardiaque à la technique de l'eau doublement marquée. La première partie de l'étude avait pour but d'établir la relation individuelle entre FC et DE, à partir d'une période de 24 heures en chambre calorimétrique et d'une période d'activité intense. Le sujet portait un système de calorimétrie indirecte portable (Oxylog[®]) et la fréquence cardiaque était mesurée par un cardiofréquencemètre (Polar[®] Electro). Dans un second temps, les neuf sujets de l'étude participaient à une période de mesure de neuf jours consécutifs, constituée d'activités sédentaires et de périodes de loisirs plus ou moins intenses. Au cours de cette période, les sujets étaient munis d'un cardiofréquencemètre et ils avaient ingéré une quantité d'eau doublement marquée (0.19g H₂¹⁸O et 0.24g ²H₂O par kg). Les résultats individuels montrent que l'erreur d'estimation de la dépense énergétique à partir de la fréquence cardiaque peut atteindre des valeurs supérieures à 20% en comparaison à la méthode de l'eau doublement marquée. Des résultats similaires sont également retrouvés lorsque la mesure de la fréquence cardiaque est comparée aux mesures réalisées par calorimétrie indirecte (Spurr et al., 1988). Les dépenses énergétiques totales estimées à partir de la fréquence cardiaque, présentaient des erreurs maximales comprises entre + 20 et - 15%. À partir de l'ensemble des études précédentes et des limites évoquées il semble que l'estimation de dépense énergétique ne soit précise que pour des activités continues, d'intensités modérées, poursuivies en état stable pendant une durée d'au moins quelques minutes. En effet, certains auteurs (Achten et Jeukendrup 2003; Haskell et al., 1993) émettent des réserves sur la validité de la relation $\dot{V}O_2 = f(\text{FC})$ au-delà et en deçà de certaines valeurs. Elle deviendrait non linéaire pour des activités de très faibles et de très hautes intensités. Cette relation ne serait satisfaisante que dans une fourchette moyenne de valeurs de fréquence cardiaque. De plus, dans la plupart des cas, la construction de la relation individuelle $\dot{V}O_2 = f(\text{FC})$ est spécifique aux activités réalisées en laboratoire. Elle ne permet donc pas d'estimer avec précision la dépense énergétique en condition de vie quotidienne (Davidson et al., 1997; Livingstone 1997).

En définitive, la relation $\dot{V}O_2 = f(\text{FC})$ reste très individuelle, sujette à des variations importantes dans certaines conditions (environnement, intensité) et nécessite de réaliser une

calibration pour chacun des sujets de l'étude. Cette méthode n'est donc pas fiable en toutes circonstances et ne permet pas d'envisager des études sur des grandes populations.

D. Les transducteurs de chaleur

Chez l'homme, la production de chaleur est très variable d'un individu à un autre. Elle dépend du niveau d'activité métabolique de l'organisme, et elle est influencée par de nombreux facteurs parmi lesquels les facteurs environnementaux et l'activité physique. Toutes les régions du corps humain ne sont pas régulées à la même température. Les organes situés dans le crâne, la cavité abdominale et la cavité thoracique sont régulés à une température centrale proche de 37°C. Cette température doit être maintenue à peu près constante pour préserver l'intégrité de l'organisme. Par opposition, on parle de la température de l'enveloppe, représentée par la peau, dont la température varie. Les transferts de chaleur entre l'extérieur et l'intérieur de l'organisme se font par l'intermédiaire de l'interface qu'est la peau ou enveloppe.

Comme l'indique la Figure 15, la stabilité de la température centrale résulte de l'équilibre entre les gains et les pertes de chaleur. Les échanges de chaleur avec le milieu extérieur se font par quatre moyens physiques. Ce sont les échanges par radiation, conduction, convection et évaporation.

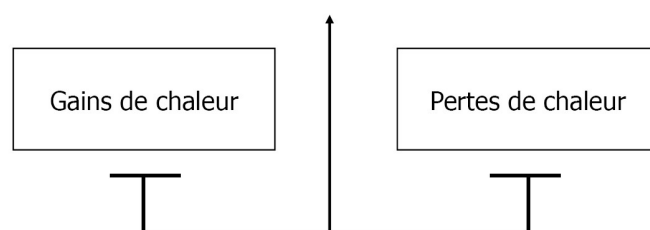


Figure 15 : L'équilibre thermique chez l'homme, peut être comparé à celui d'une balance

Les échanges par radiation se caractérisent par un transfert d'énergie sans matière. Le transfert se fait par rayonnement électromagnétique (par exemple : infrarouge). C'est le premier moyen utilisé par l'organisme pour échanger de la chaleur. Dans une ambiance normale, entre 21°C et 25°C, le corps nu perd environ la moitié de sa chaleur par radiation. Le transfert par conduction est un échange d'énergie avec contact, quand il existe un gradient de température au sein d'un système. Ces échanges sont peu importants dans l'air qui est un mauvais conducteur de chaleur. Par contre, ils prennent toute leur importance dans l'eau ou lorsque l'organisme est en contact direct avec un autre corps froid ou chaud. Les échanges de chaleur par convection, en ce qui concerne l'homme, sont liés au mouvement des molécules au contact de la peau. Le transfert de chaleur est d'autant plus important que la vitesse des molécules est élevée. Les pertes de chaleur par convection équivalent à environ 12% des pertes totales au repos. Le quatrième facteur d'échange de chaleur entre l'organisme et le milieu extérieur est l'évaporation. C'est la voie majeure de dissipation thermique, chez l'homme. Il s'agit de la transformation physique de l'état liquide à l'état gazeux (vapeur d'eau) qui absorbe une grande quantité de chaleur : 580 kcal.l⁻¹ d'eau évaporé à 37°C. C'est, pour l'homme, le mode de thermolyse

fondamental. Elle permet de dissiper les surplus de chaleur et de maintenir la température interne stable.

Les premières études ayant cherchées à mesurer les échanges de chaleur (pertes ou gains de chaleur entre l'organisme et l'environnement extérieur), dans des populations diverses et des patients chirurgicaux, utilisaient les transducteurs de chaleur. La validité des transducteurs de chaleur pour mesurer les échanges de chaleur a été montrée par Layton et al. en 1983 (Layton et al., 1983). Quatorze transducteurs étaient portés par les sujets pour fournir des informations sur les gains et les pertes de chaleur des six différents segments du corps. Une étude plus récente (English et al., 1990) mesure les échanges de chaleur par l'intermédiaire de six transducteurs, dont trois sont portés sur le dos et trois sur le torse. Les résultats de ces deux études pionnières montrent que la mesure directe des échanges de chaleur par l'association de plusieurs transducteurs, permet d'améliorer la compréhension de la balance énergétique du corps humain. Ces travaux sont à l'origine du développement de plusieurs méthodes d'estimation de la dépense énergétique.

En effet, la capacité des transducteurs de chaleur à mesurer les gains et les pertes de chaleur durant des conditions variées, a conduit certains auteurs à utiliser les transducteurs de chaleur pour estimer une dépense énergétique. À notre connaissance, il existe actuellement deux appareils qui utilisent cette technologie et qui ont abouti à la publication d'articles scientifiques.

Le LifeCheck KAL-X Sensor[®], appareil portable en transmission radio, utilise les technologies de flux de chaleurs pour mesurer la conduction, la radiation, la convection et l'évaporation des pertes de chaleur pour estimer une dépense énergétique (Figure 16). Il existe encore peu de données sur la validité du LifeCheck KAL-X Sensor[®]. Deux études pilotes (Jakicic et al., 1993; Winters et al., 1998) et une thèse (Thomas 2005; Thomas et al., 2006) ont été menées pour évaluer la précision du LifeCheck KAL-X sensor[®].



Figure 16 : Le LifeCheck KAL-X Sensor[®] et son placement sur le sujet

Jakicic et al. (1993) sont les premiers à tester la validité du prototype LifeCheck KAL-X Sensor[®]. Sept sujets masculins avaient été recrutés pour participer à trois exercices de 5 minutes (marche sur tapis roulant, pédalage sur ergocycle et monter des marches). La dépense énergétique de référence était mesurée par un système de calorimétrie indirecte. La dépense énergétique était estimée par l'intermédiaire de quatre LifeCheck KAL-X Sensor[®] portés au niveau de l'humérus, du torse, du dos et de la cuisse durant l'ensemble des exercices. La comparaison de la dépense énergétique entre la calorimétrie indirecte (CI) et le LifeCheck KAL-X Sensor[®] ne montre aucune différence significative pour la marche sur tapis roulant (44.42 ± 6.12 (CI) vs. 42.46 ± 16.89 kcal (KAL-X)), le pédalage sur ergocycle (43.06 ± 4.65 (CI) vs. 43.08 ± 25.85 kcal (KAL-X)) et la montée des marches (47.26 ± 5.61

(CI) vs. 43.23 ± 18.48 kcal (KAL-X). Bien que la taille de l'échantillon ($n=7$) était faible et que la durée des exercices était courte (5min), il semble que les tests initiaux du LifeCheck KAL-X Sensor[®] apportent des estimations valides de la dépense énergétique pour des activités d'intensités modérées.

Une seconde étude a été menée par Winters et al. (1998) au cours d'activités de marche sur tapis roulant, pédalage sur ergocycle, monter des marches et rouler sur une planche. Vingt sujets ont été recrutés pour participer à cette étude. Le protocole de marche sur tapis roulant avait une durée de 30 minutes et était constitué d'une marche à 5.6 km.h^{-1} à 0, 5 et 10% de pente. Chacune des pentes était maintenue 10 minutes. L'exercice de pédalage sur ergocycle, les montées de marches ainsi que l'activité qui consistait à rouler sur une planche avaient toutes une durée de 20 minutes. Le rythme était augmenté après 10 minutes d'exercice en passant de 50 à 65 rpm (pédalage), de 17 à 21 cycles (monter des marches) et de 20 à 30 cycles (rouler sur une planche). La dépense énergétique de référence était mesurée par un système de calorimétrie indirecte. La dépense énergétique était estimée par l'intermédiaire de quatre LifeCheck KAL-X Sensor[®] portés au niveau du torse, du dos, de l'humérus et du mollet droit. Aucune différence significative n'a été observée entre la dépense énergétique de référence et la dépense énergétique estimée par LifeCheck KAL-X Sensor[®]. La différence moyenne était respectivement de $0.64 \pm 1.3 \text{ kcal.min}^{-1}$, $0.45 \pm 1.4 \text{ kcal.min}^{-1}$, $0.29 \pm 1.4 \text{ kcal.min}^{-1}$ et $0.49 \pm 3.3 \text{ kcal.min}^{-1}$ pour la marche sur tapis roulant, le pédalage sur ergocycle, monter des escaliers et rouler sur une planche.

Enfin, des travaux de thèse menés par Thomas en 2005, ont testé une nouvelle fois la validité du LifeCheck KAL-X Sensor[®] pour estimer une dépense énergétique aux cours d'activités physiques de différentes intensités. Vingt quatre sujets ont réalisé deux exercices (marche sur tapis roulant et pédalage sur ergocycle) d'une durée de 30 minutes. La marche sur tapis roulant était constituée de trois périodes de 10 minutes avec des intensités d'exercice progressivement croissante : 4 km.h^{-1} à 0%, 4.8 km.h^{-1} à 0% et 4.8 km.h^{-1} à 5%. L'activité de pédalage sur ergocycle était constituée de trois périodes de 10 minutes avec des intensités d'exercice progressivement croissante : 50 rpm à 0.5 kg, 60 rpm à 0.5 kg et 60 rpm à 1.0 kg. La dépense énergétique de référence était mesurée par un système de calorimétrie indirecte. Deux LifeCheck KAL-X Sensor[®] étaient placés sur la partie supérieur du bras et au niveau du xiphoïde qui termine l'extrémité inférieure du sternum. La dépense énergétique estimée par le LifeCheck KAL-X Sensor[®] (bras = 94.5 kcal, sternum = 100.9 kcal) au cours des activités de marche était significativement inférieure à la dépense énergétique par calorimétrie indirecte (166.5 kcal) ($p<0.05$). La dépense énergétique estimée par le LifeCheck KAL-X Sensor[®] (bras = 76.4 kcal, sternum = 90.1 kcal) au cours des activités de pédalage sur ergocycle était significativement inférieure à la dépense énergétique par calorimétrie indirecte (138.0 kcal) ($p<0.05$). Lorsque qu'un facteur de correction de l'ordre de 1.5 environ était appliqué aux valeurs de dépense énergétique du LifeCheck KAL-X Sensor[®], aucune différence significative n'était alors observée par rapport aux valeurs de référence (Thomas et al., 2006). Cependant, ces résultats montrent qu'il existe des limites au LifeCheck KAL-X Sensor[®] à estimer avec précision la dépense énergétique au cours d'activités de différentes intensités.

Ainsi, il apparaît que l'utilisation des flux de chaleur pour mesurer la dépense énergétique durant des activités physiques montre des résultats contradictoires, la thèse ne confirmant pas les résultats prometteurs des deux études pilotes. Ces études initiales apportent un support pour l'utilisation des transducteurs de chaleur dans l'évaluation de la dépense énergétique, mais montre

également le besoin d'une validation formelle des appareils de mesure. Ces études sont nécessaires pour établir la validité d'un nouvel outil d'estimation de la dépense énergétique.

Le SenseWear Pro Armband[®] (Body Media, Pittsburgh, PA) est un moniteur portable faisant l'acquisition de paramètres physiologiques. Il permet, à partir de différents capteurs, de mesurer directement la température de la peau, les flux caloriques, l'impédance de la peau et les accélérations du corps (Figure 17). L'ensemble de ces paramètres traité par des algorithmes de calcul permet de déterminer la dépense énergétique quotidienne d'un sujet, ainsi que de nombreux autres paramètres (durée de l'activité physique, nombre de pas, durée en position allongée, durée de sommeil). Des études ont été menées pour tester la validité des mesures de dépense énergétique en condition de repos et d'exercice notamment. Nous présenterons plus en détail ces études et ce système, lorsque nous aborderons les appareils utilisant le couplage d'indices physiologiques et biomécaniques pour estimer une dépense énergétique.



Figure 17 : Le SenseWear Pro Armband[®] son placement sur le bras droit d'un sujet

Synthèse

Ces méthodes quantitatives ont pour principal avantage de fournir une estimation de la dépense énergétique en condition de vie quotidienne. Cette estimation est rendu possible grâce à des appareils légers, portables et non invasifs qui ne perturbent pas l'activité professionnelle, domestique ou de loisir des sujets. Néanmoins, l'estimation de la dépense énergétique reste faible ou moyenne en comparaison à des méthodes de références telles que la calorimétrie indirecte ou l'eau doublement marquée (Davidson et al., 1997; Hoos et al., 2003; Jakicic et al., 1993; Jakicic et al., 2004; Livingstone et al., 1990; Plasqui et Westerterp 2007; Schneider et al., 2003). La faiblesse des résultats peut être expliquée par la variation perpétuelle de la dépense énergétique dans la gamme des activités de faibles intensités (intensité < 30% de $\dot{V}O_2$ max). En effet, **ces méthodes présentent en règle générale des difficultés à estimer une dépense énergétique lors d'activités de faibles intensités. Une des solutions pour palier à ce défaut et augmenter la précision de l'estimation de la dépense énergétique, est d'associer des paramètres physiologiques et/ou biomécanique mesurés par les appareils. Les informations supplémentaires permettront d'affiner les connaissances sur la posture du corps, les activités réalisées et leurs intensités.**

3. Les nouvelles méthodes et les solutions innovantes

A. Les moniteurs d'activité

1. Intelligent Device for Energy Expenditure and Activity (IDEEA)

Un nouvel appareil portatif appelé "Intelligent Device for Energy Expenditure and Activity" (IDEEA, MiniSun, CA) a été élaboré pour estimer la dépense énergétique d'une activité physique (Figure 18). Le système IDEEA estime la dépense énergétique à partir des mouvements du tronc et des membres inférieurs, collectés par le biais de cinq capteurs attachés à la poitrine, aux cuisses et aux pieds. Les signaux provenant des capteurs sont recodés sur l'appareil porté par le sujet, puis téléchargés sur un ordinateur à des fins d'analyses. Des études ont été réalisées par Zhang et al. afin d'examiner la validité de l'IDEEA. Ce dispositif d'estimation de la dépense énergétique a été comparé à un système de calorimétrie indirecte et à une chambre calorimétrique (Zhang et al., 2004; Zhang et al., 2003). Un des protocoles inclut la réalisation d'activités telles que la position assis, debout, couché, la marche sur tapis roulant à différentes vitesses durant des périodes de 50 minutes. Le sujet était équipé d'un masque facial relié à un système de calorimétrie indirecte. L'autre protocole était constitué d'une période de 23 heures en chambre calorimétrique, au cours de laquelle les sujets devaient réaliser trois séances d'exercices sur un tapis roulant (marche de 15 minutes, course de 10 minutes ou marche de 15 minutes, puis marche de 15 minutes).

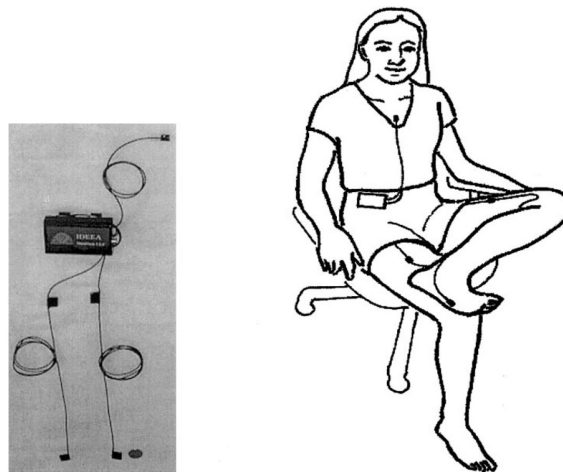


Figure 18 : Le système IDEEA et son placement sur le sujet

L'analyse des données indique que le système IDEEA offre une précision satisfaisante pour estimer une dépense énergétique. En effet, les valeurs de dépense énergétique de l'IDEEA correspondent à $95.1 \pm 2.3\%$ aux valeurs de calorimétrie indirecte. Il a également été constaté que l'IDEEA sous-estime ou surestime la dépense énergétique chez certains sujets. Cette erreur peut atteindre 10%. Néanmoins, ce dispositif possède des contraintes liées à son ergonomie et à son encombrement qui limitent son utilisation dans le cadre de la vie quotidienne. Par exemple, les capteurs de l'IDEEA doivent être attachés à l'aide d'un ruban adhésif médical et les capteurs doivent être retirés au cours de la baignade (Zhang et al., 2004). En outre, les capteurs sont placés au niveau de la poitrine, sur la partie frontale de la cuisse et sous chaque pied. Ces placements peuvent potentiellement rendre l'appareil inconfortable ou entraîner un refus des sujets à participer aux études.

Les capteurs de l'IDEEA sont reliés entre eux par des fils flexibles qui peuvent être un peu encombrant ou limiter la volonté des individus à porter cet appareil. Zhang et al. (2003) ont également noté que les positions anatomiques du corps ou l'angle dans lequel étaient positionnés les capteurs peuvent être affectés par la silhouette du corps (un sujet obèse comparé à un sujet maigre, un homme comparé à une femme). La variabilité de l'emplacement peut alors affecter l'exactitude des mesures de l'appareil. Zhang et al. (2004) ont signalé que l'IDEEA peut aussi présenter des limites lors de la détection des mouvements du bras et de la transition d'une activité à l'autre (transition entre la marche et la course par exemple). Ces facteurs semblent avoir une influence forte sur l'exactitude des mesures de l'IDEEA, ce qui peut limiter son utilité dans la recherche et les milieux cliniques.

2. Moniteur d'Activité et Contrôle d'Activité des Membres Supérieurs

D'autres études développent des solutions spécifiques permettant de prendre en compte l'activité des sujets ainsi que la gesticulation. Une étude en particulier (Busmann et al. 2001) utilise un moniteur d'activité (MA) constitué de cinq accéléromètres placés sur les segments corporels (les deux poignets, le torse et les deux cuisses) (Figure 19).



Figure 19 : Le moniteur d'activité (MA) constitué de cinq accéléromètres

Les résultats des premières études montrent des pourcentages élevés de concordance entre le MA et la méthode de référence par analyse vidéo pour la détection des postures du corps et des activités physiques (Busmann et al., 1998a; Busmann et al., 1998b; Busmann et al., 1998c; van den Berg-Emons et al., 2000). La concordance générale des activités réalisées par les sujets était respectivement de 89%, 93%, 81% et 90% dans les études précédemment citées. La détection de l'activité de marche était située entre 67 et 95%, la durée des temps de marche était légèrement sous-estimée (entre 20.8 et 24.1%), l'activité de monter des escaliers était située entre 0 et 87% et l'activité de pédalage sur ergocycle entre 51 et 100%. Il faut noter que ces quatre premières études ont été menées avec la première version du MA. Cette première version permettait donc de distinguer les postures du corps (assis, debout et allongé) ainsi que plusieurs mouvements (par exemple, marcher, monter des escaliers, pédaler). Les mouvements étaient distingués des postures sur la base

d'algorithme. La procédure de détection posture/mouvement était hiérarchisée et ainsi différents mouvements pouvaient être distingués les uns des autres. Une seconde version du MA, conservant la configuration à 5 accéléromètres, a été validée au cours de deux nouvelles études (Bussmann et al., 2000; Bussmann et al., 2001). La détection des postures du corps et des différentes activités restait satisfaisante (Bussmann et al., 2001). Cette nouvelle version du MA était capable d'évaluer le degré d'activité général du sujet en unité arbitraire dénommé « motilité ». Le coefficient de détermination entre la motilité et la consommation d'oxygène était $r^2 = 0.91$ au cours d'activité de marche (Bussmann et al., 2000) (Figure 20). La consommation d'oxygène était mesurée par un système de calorimétrie indirecte (Oxycon Champion®).

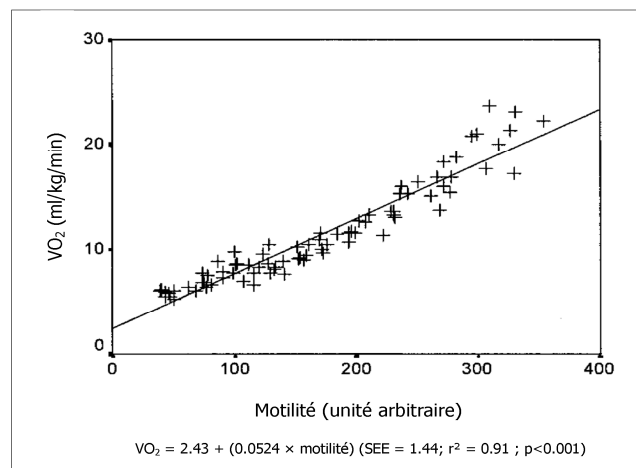


Figure 20 : Relation entre la motilité (unité arbitraire), mesurée par le moniteur d'activité, et la consommation d'oxygène mesurée par un système de référence

Cependant, la configuration du MA avec des capteurs sur les cuisses et le tronc est insuffisante pour mesurer l'utilisation des membres supérieurs. Aussi, une nouvelle version du MA a été développée en ajoutant des capteurs aux membres supérieurs et en reconfigurant les logiciels d'analyses. Cette nouvelle version du MA est le Contrôle d'Activité des Membres Supérieurs (CAMS) présentée dans le paragraphe suivant.

Schasfoort et al. (Schasfoort et al., 2006; Schasfoort et al., 2002; Schasfoort et al., 2005; Schasfoort et al., 2004) ont réalisé des études de faisabilité concernant le CAMS pour faire la distinction entre les différentes formes d'utilisation et de non utilisation des membres supérieurs dans un cadre de vie quotidienne. Le traitement fréquentiel du signal permet l'identification des mouvements du sujet parmi une bibliothèque de gestes prédéfinis (Figure 21). Les résultats des études montrent des pourcentages de concordance de 69 à 100% entre le CAMS et la méthode de référence par analyse vidéo, pour la détection des postures du corps et des activités physiques. Cette méthode prometteuse ne permet cependant pas de prendre en compte le port de charge, la modification de la pente ou du terrain. Ces cas n'affectent que peu le signal accélérométrique, alors qu'ils sont responsables d'une importante variation de la dépense énergétique. En outre, la bibliothèque de gestes reste cantonnée à des postures types et ne prend en compte qu'une partie de l'activité physique et de la gesticulation du sujet.

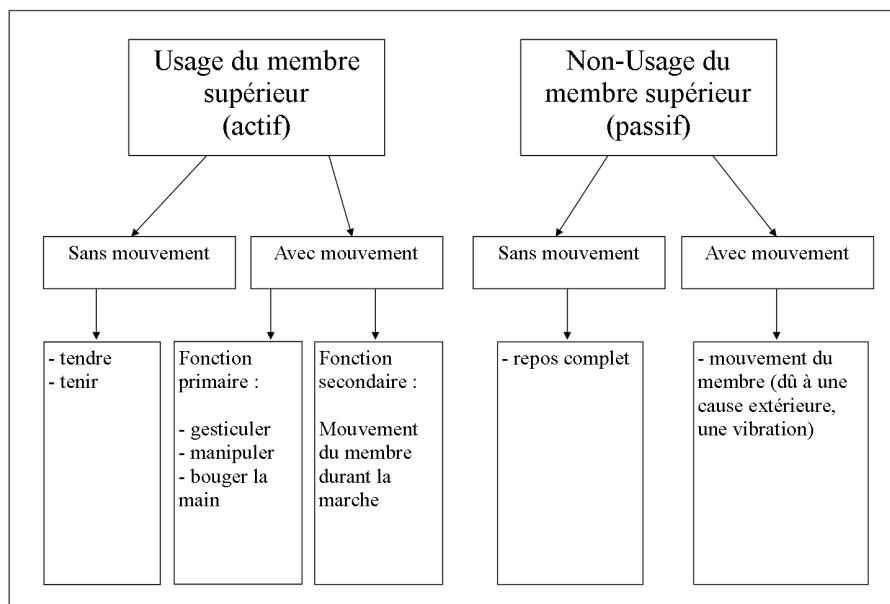


Figure 21 : Diagramme de classements des conditions d'usage et de non-usage du membre supérieur à partir du Contrôle d'activité des Membres Supérieurs (CAMS) (d'après Schasfoort et al. 2006)

3. Autres moniteurs d'activités

D'autres solutions, basées sur le couplage d'accéléromètres et de magnétomètres, développent des méthodes de traitement du signal pour augmenter la précision des mesures sur l'orientation et le positionnement du corps lors des mouvements ambulatoires (Roetenberg et al., 2007a; Roetenberg et al., 2005; Roetenberg et al., 2007b). Des systèmes basés sur le couplage de tels capteurs inertiels sont actuellement proposés dans la prévention des chutes des personnes âgées (Noury et al., 2004). Ce type de système permet de fournir un "actigramme", ainsi qu'un "postugramme", selon un nombre limité d'activités types.

B. Les vêtements équipés

De façon globale, l'ensemble des systèmes proposés à l'heure actuelle peut entraver le mouvement naturel de par la connexion filaire utilisée et les dimensions parfois importantes des capteurs. En outre, les critères physiologiques sont rarement pris en compte au sein des moniteurs d'activités étudiés précédemment, limitant ainsi le cadre d'application à l'identification de postures du corps. Des solutions émergent depuis peu et permettent des mesures physiologiques et/ou biomécaniques locales ou à partir de l'ensemble du corps. Ces systèmes de monitoring sont généralement constitués d'un vêtement muni de capteurs incorporés, de processus d'acquisition des données par des logiciels embarqués, d'une transmission sans fil des informations vers des bornes relais, et enfin d'une acquisition des données par une unité centrale permettant de traiter et de stocker les données (Figure 22).

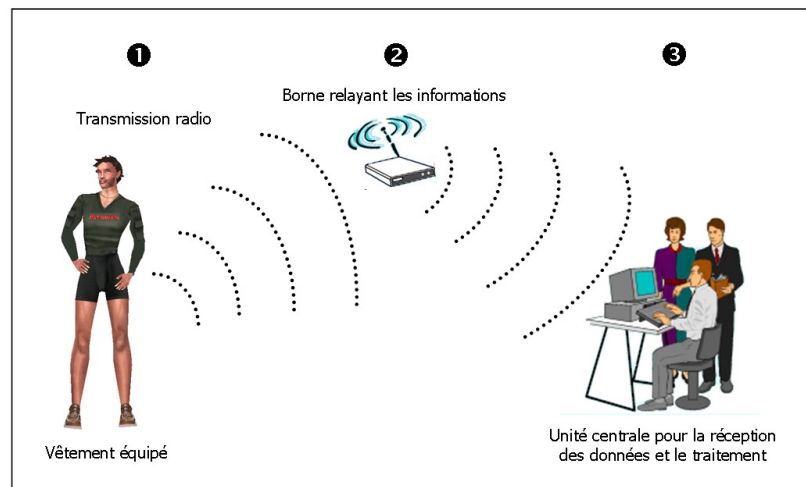


Figure 22 : Descriptif des principaux modules composant un système de monitoring par vêtement équipé. 1/ Acquisition des données, 2/ Transmission des données, 3/ Traitement des informations.

En effet, certaines professions nécessitent des efforts intenses ou sont exposées au danger comme par exemple des soldats ou des sapeurs pompiers en mission, des mineurs, des sous-marinières ou des astronautes dans l'espace. En considérant la mobilité et la vulnérabilité de ces professions, il est très important de pouvoir évaluer l'état de santé et la géo-localisation de ces personnes pour garantir la sécurité et le bon déroulement des missions programmées. Ces solutions sont également développées pour la surveillance des personnes âgées, le suivi de paramètres vitaux chez des patients ou les nouveaux nés par exemple. Les capteurs conventionnels et les instruments médicaux classiques ne peuvent être utilisés dans ces systèmes de monitoring, en raison des longues périodes de mesures et de la gêne occasionnée par ce type de dispositif. Par exemple, le gel présent sur les électrodes ECG standards peut causer des irritations lorsque celles-ci sont portées au cours d'une période prolongée. De plus, le contact prolongé entre l'électrode et la peau peut dégrader la qualité des signaux enregistrés. Enfin, les systèmes de monitoring conventionnels possèdent de nombreux systèmes filaires, ce qui rend plus difficile l'acquisition de signaux. Ces systèmes sont souvent trop volumineux pour pouvoir être intégré à un appareil de type portable (Martin et al., 2000).

C'est pour ces raisons que de nombreux systèmes de monitoring ont été développés au cours de ces dix dernières années. Un premier système de monitoring de paramètres physiologiques (AMON Sytem[®]) a été développé sous la forme d'un bracelet porté au niveau du poignet. C'est un système d'alerte et de surveillance des risques cardio-respiratoires des patients (Anliker et al., 2004). Malheureusement, les paramètres vitaux (pression artérielle, saturation en oxygène, fréquence cardiaque et température du corps) ne sont pas transmis continuellement et des incohérences sont observées dans les données médicales. Le "LifeGuard[®]", un système portable de monitoring, permet de mesurer de nombreux paramètres lors d'application terrestre ou spatiale (Mundt et al., 2005). Ce système utilise deux électrodes standards ECG, mesure la fréquence respiratoire par pléthysmographie respiratoire par inductance, la fréquence cardiaque, la saturation en hémoglobine, la température du corps, la pression sanguine et les accélérations du corps dans trois axes. Néanmoins, les paramètres ne peuvent être mesurés avec une grande fréquence d'échantillonnage que durant une période de 9 heures. Désormais, des fabricants développent des solutions pour intégrer des capteurs directement dans un vêtement, qui a généralement la forme d'un gilet ou d'une veste. Certains de ces

vêtements sont actuellement commercialisés et proposent la mesure d'index physiologiques pour le suivi des paramètres vitaux tels que la température corporelle, la fréquence respiratoire ou la fréquence cardiaque (LifeShirt[®], Vivometrics ; Smartshirt[®], Sensatex) (Figure 23). Les applications envisagées résident principalement dans la surveillance des patients atteints de maladies chroniques, le suivi des personnes âgées, la mort subite du nourrisson (Goodrich et Orr 2009; Grossman 2004; Halin et al., 2005; Kent et al., 2009; Moy et al., 2003; Park et al., 1999; Park et Jayaraman 2004; Park et Jayaraman 2003; Park et Jayaraman 2005; Wilhelm et al., 2003)



Figure 23 : Modèles de vêtements équipés destinés à la surveillance des paramètres vitaux des sujets : le "LifeShirt[®]" à gauche et le "SmartShirt[®]" au centre et à droite

Le département de recherche médicale de l'US Armée a également développé, le "Warfighter Physiological Status Monitoring[®]" (WPSM), un vêtement capable de mesurer un grand nombre de paramètres physiologiques (fréquence cardiaque, rythme respiratoire, température du corps) ainsi que les accélérations du corps (accéléromètres) et les conditions météorologiques dans lesquelles se trouve le sujet (Hoyt et al., 2002). Ces recherches ont pour ambition de développer les nouvelles générations de tenue de combat intégrant une multitude de capteurs. Ces capteurs mesurent les paramètres physiologiques du sujet, qui sont ensuite transmis à des unités centrales pour être traités par des algorithmes capables de déterminer l'état de santé du soldat (Savell et al., 2004). Le but est de pouvoir obtenir un bilan le plus précis possible en situation de combat. Le "Smart Vest[®]", créé par une équipe indienne, envisage également des applications militaires de son produit, tout en continuant à développer des applications pour le suivi de paramètres médicaux chez les patients hospitalisés (Pandian et al., 2008). Un dernier système textile, dénommé "MagIC[®]" (Maglietta Interattiva Computerizzata), permet l'enregistrement de paramètres cardiovasculaires (fréquence cardiaque et paramètres ECG), de la fréquence respiratoire et des mouvements du corps au cours de conditions de vie quotidienne ou en environnement clinique. Le "MagIC[®]" système a été testé dans des conditions de travail, de tâches ménagères, de déplacements en voiture ou à vélo et en condition de microgravité au cours d'un vol parabolique. Les résultats préliminaires ont montré une bonne qualité des signaux, une bonne identification des événements et une estimation correcte de la fréquence cardiaque (Di Rienzo et al., 2006; Di Rienzo et al., 2007; Di Rienzo et al., 2005; Pandian et al., 2008). De manière générale, on peut trouver actuellement un grand nombre de projets portant sur l'utilisation de réseaux corporels communicants et de textiles intelligents dans une problématique de sécurité du porteur (e.g., pompier : projet Proetex) et de suivi des paramètres vitaux chez des personnes atteintes de pathologies cardiaques ou de maladies mentales (e.g., projet Psyche) : Context (2006-2009), Proetex (2006-2010), Mermoth (2004-2005), MyHeart (2004-2007), Magic (2005-2008), Heartfaid (2006-2009), Witness

(2003-2007), Tremor (2008-2011) ou Psyche (2010-2013). Toutefois, aucun retour sur le niveau d'activité physique et la dépense énergétique n'est proposé via l'ensemble de ces projets.

Enfin, récemment, des combinaisons basées sur le couplage d'accéléromètres et de magnétomètres permettent de reproduire une cinématique pour des mouvements complexes (Figure 24). Ainsi, une équipe italienne a présenté récemment des prototypes de gants et de vêtements pour la partie supérieure du corps, qui se basent sur l'effet piézo-résistif à partir d'élastomères conducteurs (Upper Limb Kinesthetic Garment, ULKG[®]) (Lorussi et al., 2005a; Lorussi et al., 2005b; Tognetti et al., 2005a; Tognetti et al., 2005b). Une autre équipe néerlandaise a commercialisé une combinaison intégrale permettant de réaliser des captures de mouvements en environnement extérieur (Moven[®], Xsens Motion Technologies). Pour autant, ce type de combinaison ne permet pas l'examen direct de la dépense énergétique. De plus, ces méthodes sont encore en cours de développement et restent très onéreuses.

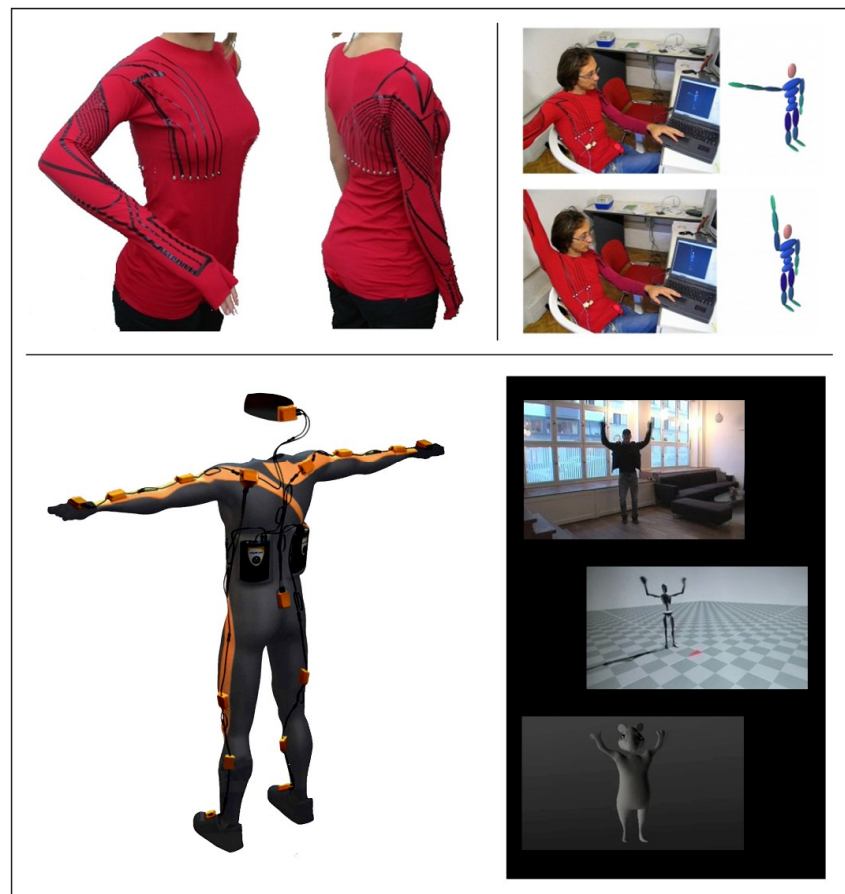


Figure 24 : Le "ULKG[®]" prototype (en rouge) et la combinaison "Moven[®]" (en noir et orange), permettent de réaliser des captures de mouvements en environnement extérieur.

Pour compléter les aspects cinématiques du mouvement, une autre stratégie consiste à utiliser des semelles de chaussures équipées d'un réseau de fibres optiques séparées par une couche d'élastomère et orientées perpendiculairement entre elles (Figure 25). Les capteurs de pression sont placés en trois points différents. Lors du mouvement, la pression sur les fibres engendre la diminution de l'entrée lumineuse. Les forces de compression et de cisaillement sont ensuite obtenues par les

déplacements des points de pression (Wang et al., 2008; Wang et al., 2005). Néanmoins, si les situations avec port de charges peuvent être décelées, les mouvements de gesticulation sans contact ne peuvent être détectés. Ce concept de semelles équipées nécessite encore des recherches pour permettre l'estimation de la dépense énergétique en condition de marche ou de port de charge par exemple.

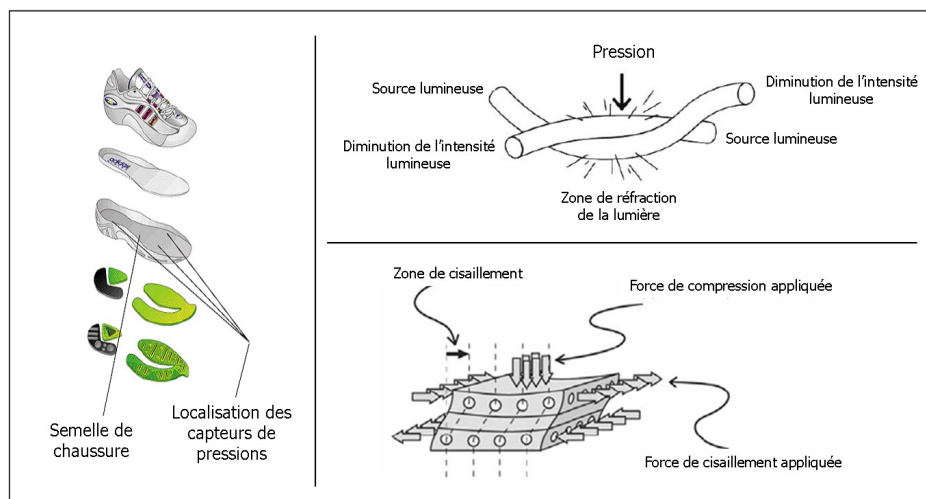


Figure 25 : Semelle équipée de capteurs de pression et principe de mesure des forces de compression et de cisaillement

C. Les nouveaux actimètres : Couplages d'indices physiologiques et / ou biomécaniques

1. Le Sensor Wear Pro Armband® (SWA®)

Le Sense Wear Pro Armband® (Body Media, Pittsburgh, PA) est un système de monitoring léger et portable (80 grammes). Il se présente sous la forme d'un bracelet placé au niveau du triceps à mi-distance entre l'olécrane et l'acromion. Cette position a été choisie car elle représente le meilleur compromis confort/qualité de mesures. Le fabricant recommande de le porter sur le bras droit, mais une étude a montré qu'il n'y a pas de variation à le porter sur le bras gauche, qu'il soit dominant ou non (King et al., 2004). Il fonctionne avec deux piles AAA qui permettent un enregistrement de 2 heures à deux semaines en continu qu'il peut stocker en mémoire. Sa fréquence d'échantillonnage est configurable et variable selon les paramètres mesurés. Il dispose également d'un marqueur d'évènement que le sujet ou l'expérimentateur doit activer manuellement pour indiquer, par exemple, un changement de position ou d'activité. Enfin, il est muni d'une interface USB afin de pouvoir transférer les données enregistrées sur un ordinateur qui dispose du logiciel de traitement fourni par le fabricant (InnerView Software®).

A l'aide de nombreux capteurs (Figure 26), il permet de mesurer ou de calculer 21 paramètres (Fruin et Rankin 2004). Il mesure directement la température de la peau, le flux cutané (correspondant à la variation de la température cutanée à laquelle on soustrait la température extérieure), l'impédance de la peau (réponse galvanique : elle correspond à une micro sudation sécrétée par l'épiderme après avoir été soumis à un stress ou une émotion) et les mouvements grâce à un accéléromètre bi-axial. À partir de ces mesures, des algorithmes développés par le fabricant vont permettre le calcul de la

dépense énergétique totale (exprimée en kcal), de la durée de l'activité physique, de la dépense énergétique active (en METs), du nombre de pas, du temps passé en position allongée et du temps de sommeil. La dépense énergétique est mesurée toutes les minutes, l'impédance toutes les secondes et les points d'accélération tous les millièmes de seconde. Le constructeur recommande de poser le SWA[®] au moins trente minutes avant le début de l'enregistrement pour que celui-ci s'adapte à la température et à la sudation du sujet. Afin de donner des mesures individualisées, le logiciel nécessite l'enregistrement des caractéristiques anthropométriques des sujets (âge, taille, poids, sexe, indice de masse corporelle (IMC), masse grasse, bras dominant).

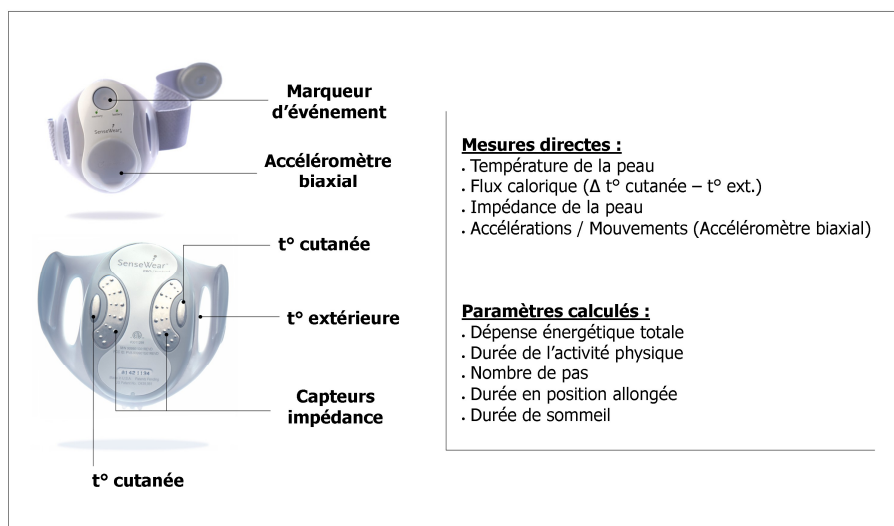


Figure 26 : Le Sensor Wear Pro Armband[®] et l'ensemble des capteurs et des paramètres mesurés

Le SWA[®] permet un suivi de la dépense énergétique sur des périodes plus ou moins longues (de quelques heures à plusieurs jours selon la fréquence d'échantillonnage). Il est facile d'utilisation et peut être porté lors d'activités quotidiennes ou ponctuelles (tâches ménagères, travail, jeux ou pratiques physiques), mais également pendant les périodes d'activités spontanées (gesticulation assis et debout, activités ambulatoires). Le fabricant évoque dans ses campagnes de promotion, l'ensemble des applications médicales de l'appareil (suivi de pathologies comme l'obésité, le diabète), ainsi que le suivi personnel de son activité physique (vulgarisation du matériel au grand public). Le SWA[®] dispose également d'un seuil « programmable » (exprimé en METs) permettant de définir et de suivre l'intensité de son activité physique quotidienne (sédentaire, faible, modérée, intense).

a. Validité du SWA[®] : Comparaison avec des actimètres

Selon Fruin et Rankin en 2004, le SWA[®], par rapport aux actimètres, estimerait mieux la dépense énergétique sur ergocycle. L'évaluation serait similaire lors de la locomotion. King et al. (2004) ont comparé le SWA[®] à plusieurs actimètres triaxiaux, le TriTrac R3D[®] (Professional Products Inc., Madison, WI), le RT3[®] (Stayhealthy Inc., Monrovia, CA) et le CSA[®] (Inc. activity monitor, Shalimar, FL) lors d'un exercice de locomotion d'une durée de 10 minutes. Le SWA[®] estimerait le mieux la dépense énergétique pour la plupart des vitesses de locomotion (107, 134, 161 m.min⁻¹) sauf pour les vitesses lentes (54, 80 m.min⁻¹) et pour la vitesse la plus rapide (214 m.min⁻¹). Pour ces deux

derniers cas, c'est le TriTrac R3D[®] qui donnerait les meilleurs résultats par rapport à la méthode de référence de calorimétrie indirecte (King et al., 2004).

b. Validité du SWA[®] : Comparaison avec les méthodes de référence

Des études récentes se sont intéressées à la validité du SWA[®] pour mesurer la dépense énergétique dans diverses conditions (type et intensité d'exercice, temps de mesure). Ces études ont comparé le SWA[®] à des méthodes de référence comme l'eau doublement marquée ou la calorimétrie indirecte. Le SWA[®] semble particulièrement approprié pour mesurer la dépense énergétique sur des périodes longues. Les résultats de certaines études montrent en effet que plus la période de mesure s'étend et plus celle-ci est précise (Cereda et al., 2007; King et al., 2004; St-Onge et al., 2007). Les études menées sur des périodes courtes (temps inférieur à 30 minutes) en conditions d'exercice semblent confirmer les résultats précédents. Elles montrent que dans ces conditions la validité du SWA[®] est faible à moyenne (selon les exercices et les sujets) pour estimer la dépense énergétique (Bertoli et al., 2008; Jakicic et al., 2004; King et al., 2004; Papazoglou et al., 2006). Toutefois Dorminy et al. (2008) ne retrouvent pas cette relation entre fiabilité de la mesure et durée des périodes étudiées. Cet auteur montre chez des enfants, que le SWA[®] ne fournit pas une estimation valide de la dépense énergétique sur une période de 24h, et suppose que les différences anthropométriques des enfants par rapport aux adultes en sont les principales explications (Dorminy et al., 2008).

Les caractéristiques des sujets étudiés (âge, masse corporelle, pathologie) semblent effectivement influencer la validité des résultats obtenus. La prédiction de la dépense énergétique semble affectée par des variables inter-populations (différences en terme de densité minérale osseuse, de composition corporelle en fonction de l'âge et de l'ethnie) (Dorminy et al., 2008). Deux études (Fruin et Rankin 2004; Malavolti et al., 2007) montrent que le SWA[®], chez des sujets adultes, estime avec une bonne précision la dépense énergétique en condition de repos. Pourtant, des résultats contradictoires sont proposés par Bertoli et al. (2008) qui obtiennent de faibles concordances de dépense énergétique de repos, chez une population adulte composée de sujets sains et obèses (Bertoli et al., 2008). D'un autre côté, Dorminy et al. (2008), montrent que la dépense énergétique est surestimée de 14% sur une période de 24h, passée en chambre calorimétrique, chez des adolescents afro-américains de 10 à 14 ans. Cette surestimation serait corrélée avec la masse corporelle (plus celle-ci est faible, plus la dépense énergétique est surestimée). De plus, le métabolisme de repos des adolescents serait surestimé de 22%. Le SWA[®] ne semble donc pas valide pour estimer le métabolisme de repos chez les enfants et des contradictions persistent dans les mesures réalisées chez l'adulte (Bertoli et al., 2008). Il semble également surestimer la dépense énergétique des activités spontanées chez les enfants. Cela serait dû au placement de l'appareil sur le bras droit, souvent dominant, qui est actif durant des activités de jeux vidéo ou d'écriture (Dorminy et al., 2008). Deux autres études (Arvidsson et al., 2009; Arvidsson et al., 2007) menées chez des enfants de 11 à 13 ans, montrent que la dépense énergétique est sous-estimée pour l'ensemble des activités physiques réalisées (repos, monter des marches, pédalage sur ergocycle, trampoline, basket-ball, marche et course), en comparaison à la méthode de la calorimétrie indirecte. Cette sous-estimation globale est de 21% (Arvidsson et al. 2009) et de 18% (Arvidsson et al. 2007). De plus, la sous-estimation est accrue avec l'augmentation de l'intensité d'exercice ou des vitesses de marche et de course. En effet, la dépense énergétique est sous-estimée respectivement de 8.6%, 9.7%, 15.1%, 18.2% et 30% au cours de la marche à 4, 5, 6 km.h⁻¹ et course à 7 et 10 km.h⁻¹. Chez les obèses, la dépense énergétique de

repos serait sous estimée de 8.8% en comparaison à la méthode de calorimétrie indirecte (Papazoglou et al., 2006). Ainsi, plus les écarts interindividuels de dépense énergétique au sein d'une même population sont importants, moins le SWA[®] semble valide (Jakicic et al., 2004). En revanche, la présence de pathologies ne semble pas influencer la mesure de la dépense énergétique. Le SWA[®] a donné des mesures valides en condition de repos chez des sujets atteints de diabète de type 2 ($r = 0.77$ en comparaison à la technique de l'eau doublement marquée, (St-Onge et al., 2007)), chez des patients atteints de cancer ($r = 0.84$ en comparaison à la calorimétrie indirecte, (Cereda et al., 2007)) ou de la mucoviscidose (6.0 ± 3.4 kcal min⁻¹ par calorimétrie indirecte contre 6.3 ± 2.5 kcal min⁻¹ par le SWA[®], (Dwyer et al., 2009)).

Selon le type d'exercice réalisé et l'intensité à laquelle il se déroule, le SWA[®] apparaît plus ou moins fiable. La dépense énergétique obtenue à l'aide du SWA[®] résulte d'un calcul réalisé par un algorithme développé par le fabricant. Cet algorithme semble présenter un certain nombre de biais, que Jakicic (2004) a été le premier à relever. Dans un premier temps, ces algorithmes ne semblent pas adaptés à toutes les formes d'activités. La dépense énergétique serait en effet sous estimée pour des exercices de marche ($6.9 \pm 8.5\%$), des exercices sur ergocycle ($28.9 \pm 13.5\%$), des exercices de montée de marche ($17.7 \pm 11.8\%$) (Jakicic et al., 2004) ou lors d'exercices de marche sur un plan incliné (22%) (Fruin et Rankin 2004). Pour des exercices de mouvements de bras, la dépense énergétique semblerait surestimée de $29.3 \pm 13.8\%$ (Jakicic et al., 2004). Selon Jakicic et al. (2004), ce résultat s'expliquerait par les algorithmes du fabricant qui ne seraient pas adaptés à l'intensité de l'exercice. Il faudrait alors adapter des algorithmes spécifiques à un type d'exercice donné afin d'affiner les mesures (Jakicic et al., 2004). Ceci remettrait en question la simplicité d'utilisation de l'appareil, si on suppose que l'utilisateur doit changer d'option algorithmique quand il modifie son activité. Le développement de nouveaux algorithmes, réalisé chez une population d'enfants de 9 ans, permet en effet d'améliorer les résultats de dépense énergétique en comparaison à la calorimétrie indirecte. Les algorithmes originaux surestiment la dépense énergétique de 32%, alors que cette surestimation n'est plus que de 1.7% avec les nouveaux algorithmes développés pour cette étude. Pourtant, des différences persistent en condition de repos (20.7%), activité de coloriage (4.0%), jeux vidéo (4.9%), marche sur tapis roulant à 3.2 km.h⁻¹ (0.9%), 4 km.h⁻¹ (0.6%) et 4.8 km.h⁻¹ (3.5%) et activité de pédalage (25.1%). De plus, ces algorithmes restent spécifiques uniquement à cette catégorie d'enfants de 9 ans (Calabro et al., 2009). De nouvelles études sont donc nécessaires dans les autres types de populations, pour prétendre améliorer les résultats de dépense énergétique.

2. L'actiheart[®]

L'Actiheart[®] (Cambridge Neurotechnology Ltd, Papworth, UK) est un appareil léger (10 grammes) portable et imperméable à l'eau, capable de mesurer des accélérations et la fréquence cardiaque du sujet (Figure 27). La partie principale de l'appareil se compose d'une pièce de 7 mm d'épaisseur avec un diamètre de 32 mm, d'une batterie rechargeable, d'une puce mémoire, d'un accéléromètre uniaxial et d'autres éléments électroniques. Un câble d'environ 100 mm de long est connecté à un élément plus petit ($5 \times 11 \times 22$ mm), permettant de mesurer la fréquence cardiaque du sujet. Les deux éléments qui composent l'Actiheart[®] sont fixés sur le torse du sujet à l'aide de deux électrodes ECG standards. Cette disposition assure un confort lors des activités ambulatoires et de

repos. La capacité de mémoire de l'appareil est de 512 kb, permettant de stocker les données pendant une période de 21 jours avec une fréquence d'échantillonnage d'une minute. Les autres fréquences d'échantillonnages sont de 15 et 30 secondes. Les données contenues dans l'appareil sont ensuite transférées à un PC, via un câble USB, pour être analysées par un logiciel spécifique. Les valeurs de dépense énergétique, de fréquence cardiaque, les intensités d'exercices (en METs) peuvent alors être visualisées et moyennées sur la période choisie.

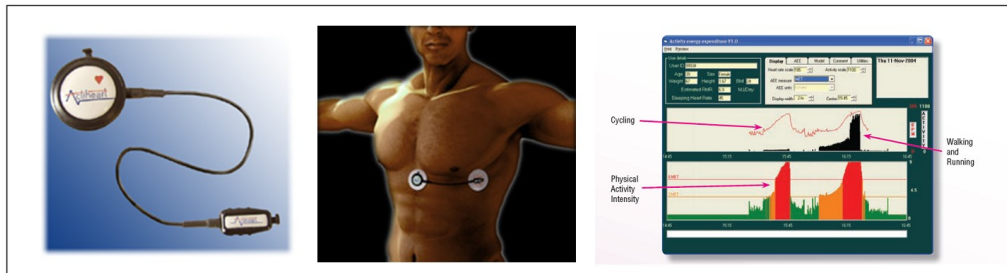


Figure 27 : L'actiheart®, son placement sur le sujet et son logiciel permettant de visualiser la dépense énergétique du sujet

Cette nouvelle technique a tout d'abord été testée en condition de laboratoire chez une population adulte (Brage et al., 2005) et adolescente (Corder et al., 2005). Au cours de ces expérimentations, les valeurs de dépense énergétique fournies par l'Actiheart® ont été comparées à un système de calorimétrie indirecte. Les activités réalisées par les sujets étaient allongé au repos, marche et course sur tapis roulant. Les résultats des deux études montrent que l'Actiheart® estime avec une bonne précision la dépense énergétique chez une population adulte et adolescente. La relation entre l'intensité de l'activité et les résultats de l'Actiheart® était $r^2 = 0.84$ ($p < 0.001$) (Brage et al., 2005). Corder et al. (2005), montrent qu'il existe une bonne corrélation ($r^2 = 0.86$) entre l'Actiheart® et la dépense énergétique liée à l'activité physique. Ces corrélation sont plus faibles pour l'actimètre MTI® porté à la hanche ($r^2 = 0.50$), l'actimètre MTI® porté à la cheville ($r^2 = 0.37$) et l'actimètre Actical® ($r^2 = 0.67$) (Corder et al., 2005). Néanmoins, des études restent à mener pour valider cet outil dans des conditions de vie quotidienne. Une nouvelle étude a donc été menée, pour évaluer l'incidence de deux emplacements différents (au dessus du xiphoïde / en dessous du xiphoïde) sur les mesures de l'appareil (Brage et al., 2006). Les résultats montrent que les valeurs d'accélération et de fréquence cardiaque ne diffèrent pour les deux emplacements de l'Actiheart®. Cette observation est encourageante dans le cas où les sujets sont amenés à installer eux-mêmes l'appareil, au cours de campagne de mesures de plusieurs jours consécutifs. Dans un souci de perfectionnement de l'outil, des études ont été réalisées pour tester la capacité de l'Actiheart® à estimer une dépense énergétique lors d'activités variées de la vie quotidienne (situation allongée, assis, marche lente, marche rapide, course) (Corder et al., 2007; Crouter et al., 2008). Ainsi, l'étude de Corder et al. (2007), réalisée chez des enfants de 11 ans, montre une bonne corrélation ($r^2 = 0.91$) entre l'Actiheart et la dépense énergétique totale mesurée par un système de calorimétrie portable (Cosmed® K4b²). Le même type d'étude a été mené chez une population adulte au cours de 18 activités différentes. La différence moyenne entre les valeurs de calorimétrie indirecte et l'Actiheart® était située entre $-0.03 \text{ kJ} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$ et $0.14 \text{ kJ} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$ (Crouter et al., 2008). Enfin, une étude a également été réalisée, chez une population d'enfants et d'adolescents, dans le but de valider un nouveau modèle de traitement des informations recueillies par l'appareil (Zakeri et al., 2008). Cette étude a été menée sur une période de 24h en chambre

calorimétrique. Les résultats montrent que l'Actiheart® surestime la dépense énergétique de 17% lors de la période de récupération après une activité de course sur tapis roulant, de 19% au cours d'une activité de puzzle. Pour les activités allongé, assis, debout, danse, marche et course sur tapis roulant, l'erreur moyenne de prédiction de la dépense énergétique était inférieure à 11%. L'ensemble de ces études permet d'améliorer l'estimation de la dépense énergétique par ce nouvel appareil léger et portable. Néanmoins, comme exprimé par Zakeri et al. (2008), des études restent à mener pour comparer l'Actiheart® à la méthode de l'eau doublement marquée en condition de vie quotidienne. En effet, cette méthode de référence est la seule permettant de réaliser des mesures sur plusieurs journées consécutives.

Synthèse

Les moniteurs d'activités permettent en règle générale une bonne reconnaissance des postures (assis, debout, allongé) ou des activités spécifiques de la vie quotidienne (marche, course, monter des escaliers). Néanmoins, l'évaluation seule des mouvements et de la posture ne permet qu'une estimation approximative de la dépense énergétique dans certaines conditions (port de charges, pente du terrain). Les solutions basées sur les vêtements équipés émergent depuis peu et permettent des mesures physiologiques et/ou biomécaniques. Cependant, ces nouvelles méthodes sont encore en cours de développement, ce qui explique en outre leur coût encore important et ainsi la difficulté d'utiliser ces méthodes sur des grandes populations. De plus, la précision des mesures reste encore à être déterminée par la mise en place d'études comparatives aux méthodes de références (eau doublement marquée, calorimétrie directe et indirecte). Les nouveaux actimètres cherchent à coupler des informations physiologiques et biomécaniques. Ce type d'appareil semble apporter des précisions dans l'estimation de la dépense énergétique, mais rencontrent toujours des difficultés dans l'évaluation d'activités de faibles intensités. Des imprécisions persistent par rapport aux différentes méthodes de références.

Chapitre 3 :

La ventilation : les bases théoriques, sa relation avec la dépense énergétique et les méthodes de mesure et d'estimation

1. Définitions et caractéristiques du système ventilatoire

A. Rôle principal

Les cellules vivantes consomment de l'oxygène pour assurer le déroulement de leur métabolisme et du dioxyde de carbone est produit au cours de celui-ci. La concentration en oxygène cellulaire s'abaisse donc, et l'oxygène tend à diffuser vers les zones où se déroulent les combustions. De la même façon, le dioxyde de carbone produit tend à diffuser vers l'extérieur de l'organisme. Les échanges d'oxygène et de dioxyde de carbone dépendent de la distance que doivent franchir les molécules, et du gradient de pression. Chez l'homme, on constate le développement d'organes spécialisés tels que les poumons qui permettent une augmentation de la surface respiratoire permettant d'effectuer les échanges d'oxygène et de dioxyde de carbone avec le milieu extérieur. Lorsque les surfaces d'échanges des gaz sont situées loin des sites où se déroule le métabolisme, deux systèmes assurent le transport en oxygène et en dioxyde de carbone entre la surface respiratoire et les cellules où se déroule le métabolisme : un système circulatoire assure les mouvements du sang, et un système respiratoire assure le renouvellement de l'air au niveau des poumons. La structure en éponge de la surface d'échange gazeux permet une énorme surface de contact entre l'air et le sang. Chez l'être humain adulte normal, cette surface est estimée de 70 à 90 m², l'épaisseur du tissu interposé variant entre 0.2 et plusieurs μm . De l'air frais et du sang « nouveau » doivent continuellement être apportés aux millions d'unités assurant les échanges gazeux. En effet, les stocks d'oxygène de l'organisme sont très limités, et ni le système nerveux central ni le muscle cardiaque ne peuvent tolérer la moindre interruption dans l'apport d'oxygène à leur niveau (Barsotti et al., 2009; Cranefield et Greenspan 1960; Masamoto et Tanishita 2009).

Le dispositif idéal d'échanges gazeux doit présenter plusieurs caractéristiques 1/ Il doit *assurer une grande surface de contact entre l'air et le sang*, et ne doit comporter qu'une très faible membrane pour séparer les deux milieux. En effet, la diffusion est directement proportionnelle à la surface, mais inversement proportionnelle à l'épaisseur de la membrane. Cette membrane ne doit constituer qu'un obstacle très réduit au passage des gaz. 2/ *L'air inspiré doit être saturé en vapeur d'eau et réchauffé* pour être porté à la température des tissus, de façon à éviter la lésion des délicates membranes d'échange. 3/ Le contenu en oxygène et en dioxyde de carbone du sang quittant le poumon ne doit varier qu'entre des limites très étroites. Ainsi, dans ces conditions, au niveau des unités d'échange du poumon, *la distribution des gaz (O_2 et CO_2) et celle du sang doivent être adaptées l'une à l'autre avec précision*. 4/ *Les échanges gazeux et la perfusion des unités d'échange du poumon doivent donc être proportionnels à la consommation d'oxygène et à la production de dioxyde de carbone des tissus* (Astrand et Rodahl 1994). Ceci suppose donc l'intervention d'un mécanisme régulateur assurant la coordination entre la ventilation et les besoins des cellules qui se trouvent à distance (Mateika et Duffin 1995; Mitchell et Berger 1975). Dans les parties qui vont suivre, nous présenterons la mécanique ventilatoire localisée au niveau du tronc. Nous évoquerons notamment les propriétés

élastiques du poumon qui sont essentielles pour comprendre les bases théoriques des différentes méthodes d'estimation de la ventilation. Nous évoquerons alors la ventilation (ventilation minute) en situation de repos, puis son évolution au cours d'un exercice rectangulaire et triangulaire. Enfin, nous aborderons brièvement les mécanismes régulateurs de la ventilation au cours des différentes modalités d'exercice.

B. Mécanique respiratoire

Le thorax peut être considéré comme une enceinte creuse qui communique avec l'air ambiant par les voies aériennes, déformable sous l'action des forces développées par les muscles respiratoires, et élastiques. Les mouvements d'air vers l'intérieur ou vers l'extérieur des poumons sont donc le résultat de variations de la pression intrapulmonaire provoquées par des modifications de volume de la cage thoracique. La partie suivante va nous permettre de comprendre de quelle manière varie les dimensions du thorax au cours de la respiration. Nous présenterons ensuite, les méthodes d'estimation de la ventilation basées sur la mesure des variations des distances existant à la surface du corps.

1. Les muscles inspiratoires

Au cours de l'inspiration au repos, l'axe longitudinal de la cage thoracique augmente lors de la contraction du diaphragme tandis que les diamètres transverses et antéropostérieurs augmentent lors de la contraction des muscles intercostaux externes. Le diaphragme est le muscle ventilatoire le plus important. Il est constitué par une mince couche de muscles disposée en dôme, insérée sur les côtes inférieures. Il est commandé par le nerf phrénique qui vient des segments cervicaux 3, 4 et 5. Au cours de l'inspiration le diaphragme se contracte ou s'aplatit, c'est-à-dire que la portion concave du dôme s'abaisse. Etant donné que le diaphragme sépare la cavité abdominale de la cavité thoracique, le diamètre longitudinal de celle-ci augmente alors que le diamètre de la cavité abdominale diminue. Ainsi, l'abdomen ressort quelque peu au cours de l'inspiration. De plus, les côtes sont soulevées et avancées, ce qui provoque une augmentation du diamètre transversal du thorax (Figure 28) (West 1990).

Les muscles intercostaux externes relient les côtes adjacentes et sont inclinés en bas et en dehors. Lorsqu'ils se contractent, les côtes sont projetées vers le haut et vers l'avant ; ceci entraîne une augmentation du diamètre transversal et antéropostérieur du thorax. La dimension latérale s'accroît du fait du mouvement des côtes. Les muscles intercostaux sont commandés par les nerfs intercostaux qui sortent de la moelle épinière au même niveau. La paralysie des muscles intercostaux n'affecte pas sérieusement la ventilation en raison de l'efficacité prédominante du diaphragme. Les muscles accessoires de l'inspiration comprennent les scalènes qui élèvent les deux premières côtes, et les sterno-cléido-mastoïdiens qui élèvent le sternum. Il n'y a pratiquement pas d'activité de ces muscles pendant la ventilation au repos, mais ils peuvent se contracter vigoureusement à l'effort. En effet, au cours de l'exercice, la contraction des muscles inspiratoires accessoires permet d'augmenter encore plus le volume de la cavité thoracique et d'obtenir ainsi de plus grands volumes inspiratoires. La contraction des scalènes, par exemple, élève les deux premières côtes tandis que celle des sternocléidomastoïdiens élève le sternum (partie antérieure du thorax). Au cours de l'exercice maximal, le trapèze ainsi que les muscles extenseurs du cou et du dos interviennent pour faciliter les

mouvements inspiratoires. D'autres muscles jouent un rôle mineur : les ailes du nez, qui provoquent un évasement des narines, et des petits muscles du cou et de la tête (West 1990).

2. Les muscles expiratoires

Au cours de l'expiration normale, la relaxation du diaphragme et des muscles intercostaux externes permettent à la cage thoracique de reprendre ses proportions originales (Figure 28). L'expiration normale est donc passive et ne dépend pas de la contraction des muscles expiratoires. Les tissus élastiques des poumons ainsi que les parois du thorax sont donc étirés au cours de l'inspiration. La réduction de la taille de la cage thoracique au cours de l'expiration normale est le résultat du recul élastique qui provient de la libération de la réserve d'énergie potentiel ainsi constituée (Fox et Mathews 1981).

Au cours de l'exercice et pendant une hyperventilation volontaire l'expiration devient active. Elle est facilitée par la contraction des muscles abdominaux (le grand droit, les obliques, interne et externe, et le transverse) qui sont les principaux muscles expiratoires. La contraction de ces muscles expiratoires provoque une flexion du tronc ainsi qu'une dépression des côtes inférieures, ce qui augmente la pression à l'intérieur de l'abdomen et force ainsi le diaphragme à remonter dans la cage thoracique. Les muscles intercostaux internes sont aussi des muscles expiratoires. L'arrangement de leurs fibres ainsi que leurs mouvements sont diamétralement opposés à ceux des intercostaux externes : lors de leur contraction, ils abaissent les côtes en les rapprochant. Ces mouvements, contribuent à réduire la taille de la cage thoracique et facilitent ainsi l'expiration (Fox et Mathews 1981).

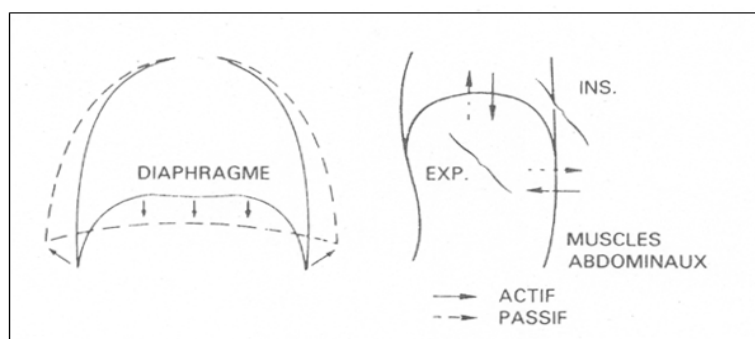


Figure 28 : À l'inspiration, la coupole diaphragmatique se contracte, le contenu abdominal est refoulé en bas et en avant, et les côtes s'élèvent. Ces deux mouvements augmentent le volume thoracique. À l'expiration, les muscles abdominaux se contractent et refoulent le diaphragme vers le haut (d'après West, 1990)

3. Propriétés élastiques du poumon

Lorsque les muscles respiratoires sont relâchés (volume de repos), les forces de rétraction élastique des poumons réduisent les dimensions de la cage thoracique. Le début de l'inspiration va dans le sens des forces de rétraction du thorax, mais ceci contribue à distendre davantage le tissu pulmonaire. Lors de l'inspiration profonde, les forces de rétraction sont exercées aussi bien par le thorax que par les poumons. Une partie de l'énergie fournie par les muscles de l'inspiration, principalement par le diaphragme et par les muscles intercostaux externes est « stockée » dans les

structures élastiques et est utilisée au cours de l'expiration. Une expiration réduisant le volume du thorax au-delà de son volume de repos augmente la tendance à la dilatation de la paroi thoracique. Dans chaque position les poumons et la cage thoracique se comportent comme des ressorts exerçant des actions opposées et, au volume de repos, les forces développées s'équilibrent exactement. Le travail fourni par les muscles respiratoires intervient surtout pour mettre en tension les systèmes élastiques du tissu pulmonaire et pour vaincre les résistances qui s'exercent dans les voies aériennes (Astrand et Rodahl 1994).

Il existe donc une variation perpétuelle des dimensions thoraciques et abdominales en rapport avec la respiration. Ce constat renforce l'hypothèse d'une possible estimation de la ventilation à partir de la mesure de plusieurs distances au niveau du thorax et de l'abdomen. Nous allons maintenant nous attacher à comprendre comment varie la ventilation en fonction des conditions de repos et d'exercice. La question posée implicitement est la suivante. La variation de la ventilation peut elle être mise en rapport avec une variation du métabolisme énergétique ?

C. La ventilation minute

Au cours de la ventilation l'air est inspiré par les voies respiratoires (inspiration) puis rejeté à l'extérieur (expiration). La ventilation minute représente la quantité d'air inspirée ou expirée pendant une minute. Le volume d'air expiré (V_E) est plus couramment utilisé que le volume d'air inspiré (V_I). On peut calculer ce volume si l'on connaît : 1/ le volume courant (V_T), c'est-à-dire le volume d'air qui est inspiré puis expiré à chaque mouvement respiratoire "normal", 2/ la fréquence respiratoire (FR), c'est-à-dire le nombre de cycles respiratoires (inspiration et expiration) par minute :

$$\dot{V}_E = V_T \times FR$$

Avec, \dot{V}_E : ventilation minute ($\text{L}\cdot\text{min}^{-1}$), V_T : volume courant (l), FR : fréquence respiratoire ($\text{cycles}\cdot\text{min}^{-1}$)

1. Ventilation au repos

Il existe d'importantes variations interindividuelles dans les valeurs de ventilation obtenues chez des sujets sains : elles se situent entre 4 et 15 $\text{l}\cdot\text{min}^{-1}$ (Gujic et al., 2007; Pathak et al., 2006; Pinna et al., 2006). La ventilation de repos varie en fonction de la taille de l'individu et, par conséquent, elle est plus petite chez les femmes que chez les hommes. Les variations de volume courant et de fréquence respiratoire diffèrent encore plus que celles de ventilation. Il est facile de comprendre qu'il existe plusieurs combinaisons de V_T et de FR pour une même valeur de \dot{V}_E . Les valeurs normales au repos se situent entre 400 et 600 ml pour le volume courant et entre 10 et 25 inspirations et expirations par minute pour la fréquence respiratoire (Pinna et al., 2006; Stewart et al., 1998).

2. Ventilation à l'exercice

La ventilation augmente au cours de l'exercice. D'une façon générale, l'augmentation de la ventilation est directement proportionnelle à l'augmentation des volumes d'oxygène et de gaz carbonique produits (Saltin et Astrand 1967). La Figure 29 illustre cette relation chez de jeunes sujets entraînés. Lorsqu'il s'agit de valeurs de consommation d'oxygène maximales ou quasi maximales, la relation proportionnelle entre \dot{V}_E et $\dot{V}O_2$ n'est plus observée. La relation directe n'est toutefois pas modifiée en présence de valeurs maximales de gaz carbonique produit (Figure 29). Ceci indique que les ajustements de la ventilation sont plus probablement reliés à la nécessité d'éliminer le dioxyde de carbone, qu'à la consommation d'oxygène du sujet. Il est à noter que la ventilation n'est pas un facteur limitant de la consommation maximale d'oxygène ($\dot{V}O_{2max}$) (di Prampero et Ferretti 1990; Ferretti et di Prampero 1995).

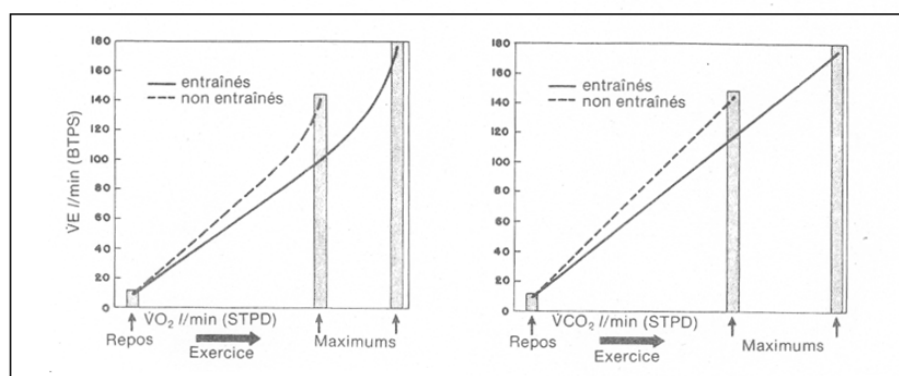


Figure 29 : Les effets de l'exercice sur la ventilation minute (BTPS) chez des sujets entraînés et non entraînés. La relation entre \dot{V}_E et $\dot{V}O_2$ à gauche et la relation entre \dot{V}_E et $\dot{V}CO_2$ à droite. À des niveaux élevés d'exercice, $\dot{V}CO_2$ est proportionnelle à \dot{V}_E , mais non au $\dot{V}O_2$. Pour les activités légères et modérées les deux relations sont linéaires (d'après Fox et Mathews, 1981)

Lors d'un exercice maximal, la ventilation maximale ($\dot{V}_{E_{max}}$) peut atteindre des valeurs de 100, 150 et même parfois 200 l.min⁻¹ (Saltin et Astrand 1967). Ceci représente une augmentation 25 à 30 fois supérieures aux valeurs de repos. De telles augmentations peuvent être réalisées grâce à une augmentation du volume courant ainsi que de la fréquence respiratoire. Chez des sujets masculins ou féminins non entraînés, chez qui la consommation d'oxygène, la production de dioxyde de carbone et la capacité physique de travail sont plus bas, la ventilation maximale est aussi plus basse. En outre, les sujets non entraînés ont un équivalent respiratoire en oxygène ($\dot{V}_E / \dot{V}O_2$) inférieur à celui des athlètes (Fox et Mathews 1981). Ceci signifie que pour une consommation d'oxygène donnée, les hommes et les femmes sédentaires ont une ventilation supérieure à celui de leurs semblables entraînés (Figure 29). Néanmoins, que ce soit chez des sujets entraînés ou sédentaires, les niveaux de ventilation, au cours des activités légères ou modérées, se situent généralement en dessous de 50 l.min⁻¹ (Durnin et Edwards 1955; Ford et Hellerstein 1959; Gastinger et al., 2010b). Il existe dans cette gamme d'intensité une relation linéaire entre la ventilation et la consommation d'oxygène d'une part et entre la ventilation et la dépense énergétique d'autre part (Durnin et Edwards 1955; Ford et Hellerstein 1959). Ainsi, au cours d'exercices d'intensités faibles à modérées, lorsque la ventilation est normale (sujet sain sans pathologie) et inférieure à 50 l.min⁻¹ (BTPS), la consommation d'oxygène de n'importe quel individu semble directement proportionnelle à son débit ventilatoire (Durnin et Edwards 1955). Les relations entre $\dot{V}O_2$, \dot{V}_E et la dépense énergétique seront très largement étudiées au cours de nos travaux de thèse, notamment au cours de l'étude 1 (comparaison des relations $\dot{V}O_2 = f$

(\dot{V}_E) et $\dot{V}O_2 = f(FC)$ (Gastinger et al., 2010b)) et de l'étude 3 (estimation de la dépense énergétique à partir de l'estimation de la ventilation).

Pour conclure cette partie nous allons détailler l'évolution de la ventilation au cours de deux modalités différentes d'exercice : l'exercice sous-maximal (rectangulaire) et l'exercice maximal (triangulaire). Nous commencerons toutefois par définir la notion de seuil ventilatoire.

a. Définition des seuils ventilatoires

L'étude de la ventilation lors d'un exercice à charge croissante permet d'observer deux « cassures » successives dans la courbe d'évolution du débit ventilatoire (Figure 30).

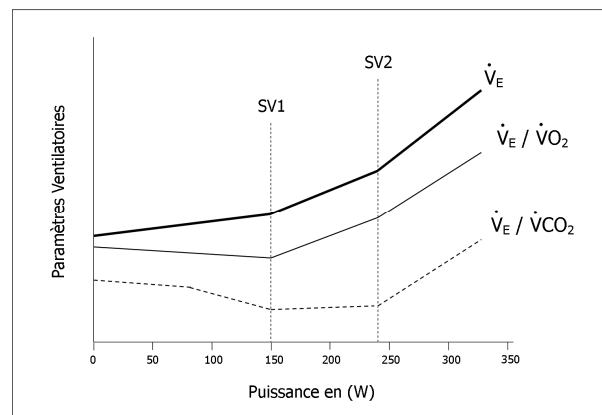


Figure 30 : Définitions graphiques des seuils ventilatoires (SV1 = seuil ventilatoire 1 et SV2 = seuil ventilatoire 2) (d'après Wasserman et Mc Ilroy, 1964)

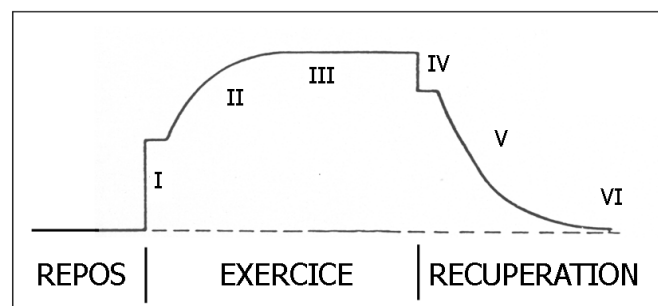
La première cassure (SV1) est appelée « seuil anaérobie » par Wasserman et Mc Ilroy, mais peut aussi être nommée « seuil ventilatoire » par les physiologistes respiratoires (Wasserman et Mac Ilroy 1964). Ce seuil est situé le plus souvent entre 50 et 60% de $\dot{V}O_{2max}$. L'explication classique de cette cassure réside dans le tamponnement des ions hydrogène (H^+) par le bicarbonate (HCO_3^-) entraînant une augmentation de la production de dioxyde de carbone qui induit une stimulation de la ventilation. La deuxième cassure (SV2), située le plus souvent entre 80 et 90% de $\dot{V}O_{2max}$, est appelée « seuil de décompensation de l'acidose métabolique ». Ce décrochage de la ventilation s'explique par une acidose (diminution du pH), le pouvoir tampon du bicarbonate devenant alors insuffisant (Figure 33).

Ces hypothèses restent débattues et il semble bien exister d'autres facteurs de stimulation de la ventilation que le CO_2 et les ions H^+ . En effet, les catécholamines, les ions ammonium ou le potassium (K^+) peuvent influencer les paramètres ventilatoires. Lors d'un exercice à charge croissante, il existe un seuil des catécholamines (Weltman et al., 1994) et un seuil d'ammoniémie (Buono et al., 1984) se situant environ à 50% de $\dot{V}O_{2max}$, alors que le potassium augmente régulièrement au cours de l'exercice (Bussé et al., 1992). L'explication des cassures de la courbe de la ventilation est sans doute multifactorielle. Par conséquent, nous avons choisi dans nos travaux de thèse d'utiliser une terminologie sans connotation physiologique à savoir : seuil ventilatoire 1 (SV1) pour la première cassure et seuil ventilatoire 2 (SV2) pour la deuxième.

b. Evolution de la ventilation au cours d'un exercice rectangulaire

Les changements de ventilation qui résultent du passage du repos à l'exercice (marche, course ou pédalage) d'intensité faible ou modérée (sous le seuil ventilatoire 1) ou intense (au-dessus du seuil ventilatoire 1) sont caractérisés par trois phases différentes (Dejours 1964; Wasserman et al., 1986) (Figure 31) ; la phase I (accrochage ventilatoire) qui correspond à une augmentation instantanée de \dot{V}_E se stabilisant ensuite pendant environ 15 à 20 secondes. L'augmentation de \dot{V}_E , pendant cette phase, est accompagnée par une augmentation simultanée de $\dot{V}O_2$ et $\dot{V}CO_2$; la phase II caractérisée par une augmentation exponentielle de \dot{V}_E , $\dot{V}CO_2$ et $\dot{V}O_2$ et enfin la phase III qui se traduit par l'atteinte d'un état stable environ 3 à 4 minutes après le début de l'exercice si ce dernier est réalisé sous le seuil ventilatoire 1 du sujet. Au dessus de ce seuil, \dot{V}_E , $\dot{V}O_2$ et $\dot{V}CO_2$ augmentent plus lentement pendant la phase II (Linnarsson 1974; Wasserman et al., 1981b; Whipp et al., 1980) et la distinction entre la phase II et la phase III est rendue difficile. À l'arrêt de l'exercice, le débit ventilatoire diminue brusquement (phase IV, décrochage ventilatoire) puis évolue progressivement (phase V) en plusieurs minutes vers sa valeur de repos (phase VI).

Figure 31 : Evolution de la ventilation pendant l'exercice et la récupération (d'après Wasserman et al., 1986)

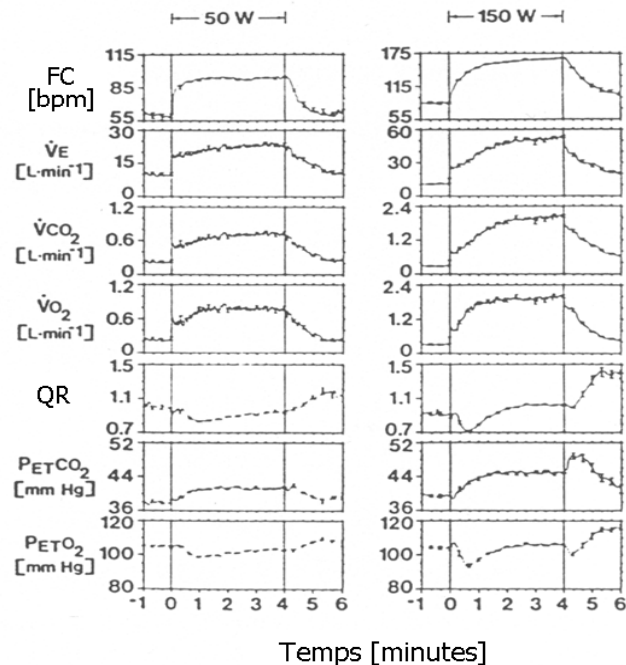


1. Evolution au cours d'un exercice d'intensité faible ou modérée

L'exercice d'intensité modérée se définit comme un exercice dont l'intensité se situe en dessous du premier seuil ventilatoire, en général inférieure à 50% de la consommation maximale d'oxygène, alors qu'il n'existe pas d'augmentation importante de la concentration en lactate sanguin (Wasserman et al., 1973).

Les variables des échanges gazeux sont modélisées sur la Figure 32. Sur cette figure, l'exercice de pédalage à 50 W correspond à une intensité d'exercice située en dessous du seuil ventilatoire 1. Krogh et Lindhard (1913) sont les premiers à avoir montrés que la ventilation augmentait dès le début de l'exercice musculaire (Krogh et Lindhard 1913). Chez les sujets sains, $\dot{V}O_2$ et $\dot{V}CO_2$ montrent des augmentations rapides durant la phase I, similaires à celle de \dot{V}_E . Par conséquent, le quotient respiratoire ($\dot{V}CO_2/\dot{V}O_2$), la pression partielle de dioxyde de carbone de fin d'expiration ($P_{ET}CO_2$) et la pression partielle d'oxygène de fin d'expiration ($P_{ET}O_2$) ne changent pas pendant les 15 premières secondes de la transition du repos à l'exercice ou de l'exercice à la récupération (Casaburi et al., 1978; Jensen et al., 1971; Linnarsson 1974; Ward 1979; Wasserman et al., 1977; Whipp 1977; Whipp et al., 1980). Ainsi, malgré l'augmentation immédiate de la ventilation, il ne se produit aucune hyperventilation ou hypoventilation.

Figure 32 : Mesure continue de la ventilation et des échanges gazeux chez un sujet pendant un exercice réalisé à 50 W et 150 W. Les sujets commencent à partir du repos au temps 0 et doivent s'arrêter à 4 min. La vitesse de pédalage était de 60 tr.min⁻¹ quand le sujet commençait, de façon à ne pas avoir à lutter contre l'inertie du système. La fraction de la réponse ventilatoire totale attribuable à la phase I diminue pour les puissances élevées. P_{ET}CO₂, P_{ET}O₂ et QR sont inchangés lors du passage du repos à l'exercice. Il faut noter une baisse transitoire de QR et P_{ET}O₂, commençant à 20 secs (d'après Wasserman et al. 1986)



Pendant les phases I et II d'un exercice de pédalage à 50 W, du dioxyde de carbone est stocké au niveau tissulaire, grâce à sa plus grande solubilité dans les tissus comparé à l'oxygène. Le dioxyde de carbone n'est donc pas échangé au niveau des poumons. En conséquence, QR diminue au début de la phase II pendant environ 30 secondes avant d'atteindre son état stable (Whipp et al., 1981; Whipp et al., 1982). Au cours de la phase II, \dot{V}_E a une évolution analogue à \dot{V}_{CO_2} , mais son évolution est différente de \dot{V}_{O_2} . Par contre, P_{ET}O₂ n'atteint pas d'état stable au début de la phase III (Pearce et Milhorn Jr 1977; Wasserman et al., 1981a; Whipp et al., 1980). Enfin, au cours de la phase III, les stocks de dioxyde de carbone tissulaire deviennent stables, la ventilation atteint son état stable et la pression partielle en dioxyde de carbone du sang artériel (P_aCO₂) est constante. Les pressions partielles en O₂, CO₂ et QR restent inchangés au cours de la phase IV (récupération) alors que la ventilation diminue brutalement (décrochage ventilatoire). Au cours de la phase V de la récupération, le QR augmente pour revenir à des valeurs de repos (Rahn 1955; Whipp et al., 1980). La diminution de P_{ET}CO₂ jusqu'aux valeurs de repos s'explique par dissipation du CO₂ accumulé dans les tissus.

2. Evolution au cours d'un exercice intense et très intense

L'exercice intense correspond à une intensité située entre le premier et le second seuil ventilatoire, c'est-à-dire, à des intensités comprises entre 50 et 80% de $\dot{V}_{O_{2max}}$. L'élévation du lactate est significative mais sa production devenant égale à son utilisation, son niveau est maintenue constant. L'exercice très intense quant à lui correspond à une intensité située au dessus du second seuil ventilatoire, c'est-à-dire, entre 80 et 100% de $\dot{V}_{O_{2max}}$, où le niveau de production de l'acide lactique dépasse son niveau d'utilisation et où la concentration en acide lactique ne cesse donc pas d'augmenter (Whipp et al., 1981).

Sur la Figure 32, l'exercice de pédalage à 150 W correspond à une intensité d'exercice située au dessus du second seuil ventilatoire. La phase I est similaire à celle observée durant un exercice effectué en dessous du premier seuil ventilatoire. Par contre, la phase II ne se termine pas par un état

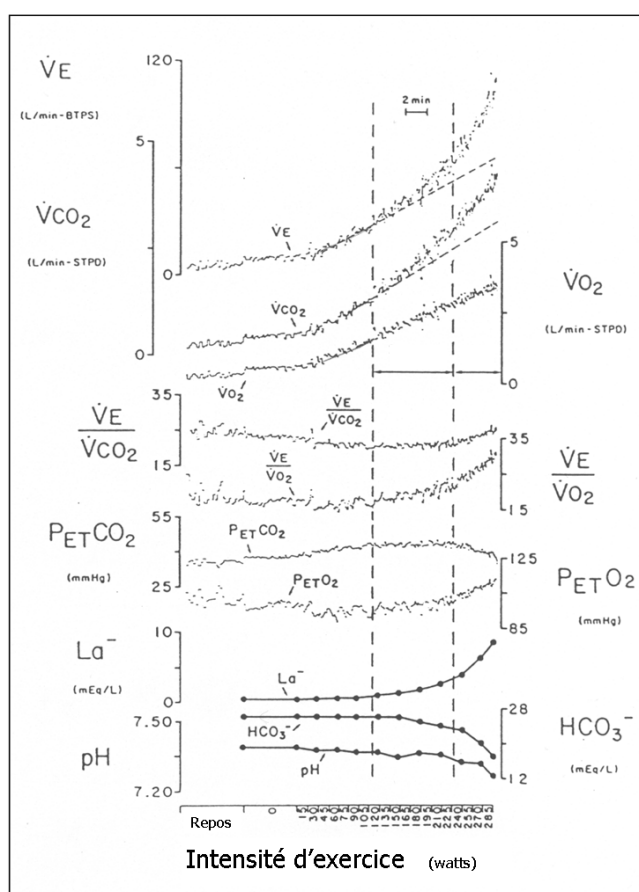
stable (Whipp et Mahler 1980; Whipp et al., 1980), et la ventilation continue d'augmenter en réponse à l'acidose. On ne distingue plus alors la phase II et la phase III. Etant donné que la ventilation continue d'augmenter, $P_{ET}CO_2$ diminue et $P_{ET}O_2$ augmente (Figure 32).

Au cours de la récupération, les différentes phases sont similaires à celles observées sous le premier seuil ventilatoire, excepté pour \dot{V}_E qui reste élevée tant que l'acidose n'est pas revenue à sa valeur de repos.

c. Evolution de la ventilation au cours d'un exercice triangulaire

Au cours d'un exercice à charge croissante (Figure 33), la ventilation augmente d'abord linéairement par rapport à l'intensité d'exercice puis à partir du premier seuil ventilatoire son augmentation devient exponentielle (Wasserman et al., 1987).

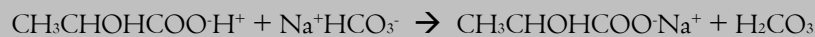
Figure 33 : Augmentation, pendant un exercice à charge croissante réalisé sur une bicyclette ergométrique, des niveaux de la ventilation, des échanges gazeux et du lactate, tandis que le bicarbonate et le pH diminuent. Le seuil ventilatoire 1 est indiqué par une augmentation de l'équivalent ventilatoire en oxygène ($\dot{V}_E / \dot{V}O_2$) sans augmentation simultanée de l'équivalent ventilatoire en dioxyde de carbone ($\dot{V}_E / \dot{V}CO_2$) et une augmentation de la pression partielle d'oxygène de fin d'expiration ($P_{ET}O_2$) sans une diminution simultanée de la pression partielle de dioxyde de carbone de fin d'expiration ($P_{ET}CO_2$). Cela intervient au même moment que les changements réciproques de lactate (La^-) et des bicarbonates (HCO_3^-). Le début de la compensation respiratoire de l'acidose métabolique devient évident quand l'équivalent ventilatoire en CO_2 commence à augmenter (d'après Wasserman et al. 1987).



La ventilation augmente donc linéairement au cours d'activités d'intensités faibles ou modérées, puis de manière exponentielle au cours d'activités intenses ou très intenses. Au cours de cette thèse les activités explorées, telles que les postures du corps (assis et debout au repos) et les activités ambulatoires (marche à 4, 5 et 6 km.h⁻¹), s'apparentent à des activités de la vie quotidienne. Nous constaterons au cours de nos travaux que ces activités, considérées comme faibles à modérées, se situent effectivement bien en-dessous du premier seuil ventilatoire (Gastinger et al., 2010b).

Au cours des premières minutes d'un exercice à charge croissante pendant lequel l'intensité augmente toutes les minutes (bicyclette ou tapis roulant), \dot{V}_E augmente proportionnellement au débit métabolique déterminé par la mesure de la $\dot{V}O_2$ et/ou de la $\dot{V}CO_2$. En conséquence de cette relation linéaire, P_aCO_2 et la concentration en ions hydrogène du sang artériel restent proches des valeurs de repos (Wasserman et al., 1987). Lorsque l'intensité de l'exercice dépasse en moyenne 50 à 60% de $\dot{V}O_{2max}$, l'augmentation de $\dot{V}CO_2$ et l'augmentation de \dot{V}_E s'accroissent tandis que $\dot{V}O_2$ continue d'augmenter linéairement avec l'intensité de l'exercice (Cunningham 1974; Wasserman et al., 1990; Wasserman et Koike 1992; Wasserman et al., 1967). Pour Wasserman et al. (1973), l'augmentation rapide à partir du seuil ventilatoire 1 serait liée à la production accrue d'ions H^+ (Wasserman et al., 1973) alors que pour d'autres auteurs elle proviendrait plutôt de l'accumulation du K^+ dans le liquide interstitiel (Busse et Maassen 1987). L'augmentation plus importante de $\dot{V}CO_2$ par rapport à l'augmentation de $\dot{V}O_2$ est vraisemblablement due à l'apparition supplémentaire de CO_2 qui provient du tamponnement de l'acide lactique par les ions bicarbonates (Wasserman et al., 1967), selon les réactions chimiques suivantes :

1/ L'acide lactique se combine au bicarbonate de sodium pour donner du lactate de sodium et de l'acide carbonique :



2/ qui donnent ensuite du lactate de sodium, du dioxyde de carbone et de l'eau :



Au dessus du premier seuil ventilatoire l'augmentation de \dot{V}_E s'accroît tandis que $\dot{V}O_2$ continue à augmenter linéairement, ce qui a pour conséquence d'augmenter $P_{ET}O_2$ (Wasserman et Whipp 1975; Wasserman et al., 1973; Whipp et al., 1981).

Une seconde augmentation non-linéaire de \dot{V}_E est observée quand le débit métabolique atteint approximativement 80 – 90% de la $\dot{V}O_{2max}$ du sujet. C'est le second seuil ventilatoire à partir duquel \dot{V}_E augmente disproportionnellement à $\dot{V}O_2$ et $\dot{V}CO_2$. Cette réponse est accompagnée par une autre cassure dans l'augmentation de la concentration en lactate $[La^-]$, une diminution de la concentration en ions H^+ et en ions bicarbonates et une hypocapnie artérielle (McLellan 1987; Wasserman et al., 1990; Wasserman et al., 1986).

Pendant l'exercice à charge croissante, l'augmentation de la ventilation est associée à des changements importants du régime ventilatoire. Le volume courant est le principal facteur d'augmentation de la ventilation : sa valeur maximale peut représenter environ 5 à 6 fois sa valeur de repos (de 0.5 l au repos à 2.5 - 3.0 l à l'exercice maximal) alors que la fréquence respiratoire augmente jusqu'à environ 3 fois sa valeur de repos (de 12 à 35 cycles/min au repos - 40 cycles/min à l'exercice maximal). Ainsi à des niveaux élevés de ventilation, le V_T atteint un plateau et l'augmentation de la ventilation est liée à l'augmentation de la fréquence respiratoire (Clark et al., 1983; Siafakas et al., 1979).

D. Régulation de la ventilation

Cette partie a pour but de comprendre les mécanismes régulant la ventilation. Nous chercherons à savoir si les variations de la ventilation, notamment au cours d'exercices d'intensités faibles à modérées, sont bien associées à une modification du métabolisme énergétique de l'organisme et accompagnées d'une augmentation de la dépense énergétique.

1. Contrôle de la ventilation au repos

L'inspiration et l'expiration au repos sont produites par la contraction et la relaxation du diaphragme, avec l'assistance des muscles intercostaux. La contraction et la relaxation des muscles respiratoires (processus automatique) sont directement contrôlées par les corps des motoneurones situés dans la moelle épinière (Mateika et Duffin 1995). En retour, l'activité des motoneurones est directement contrôlée par les «centres de contrôle respiratoire» situés dans le tronc cérébral. Néanmoins, le cortex peut dominer l'activité de ces centres lorsqu'un contrôle volontaire est nécessaire (Mateika et Duffin 1995). Dans cette partie, nous évoquerons l'influence des centres respiratoires sur la régulation de la ventilation et les informations perçues par ces centres.

a. Les centres respiratoires

Le contrôle de la respiration automatique par le système nerveux central est sous l'influence des centres respiratoires situés au niveau du pont (localisé dans le bulbe rachidien du tronc cérébral) et de la moelle. Le tronc cérébral, prolongement de la moelle épinière après la première vertèbre cervicale, est formé de bas en haut par le bulbe, le pont et le mésencéphale (Figure 34). Le cerveau contient le tronc cérébral, le cervelet ainsi que le diencéphale et le télencéphale. Le thalamus et l'hypothalamus sont des formations du diencéphale. Les centres bulbaires modulent la profondeur de l'inspiration et le point de rupture à la fin de l'inspiration. Le centre médullaire est important pour établir l'activité rythmique respiratoire et inhiber l'inspiration lorsque le poumon est distendu. Les centres nerveux supérieurs (cortex, hypothalamus, télencéphale) ont également une influence sur la respiration durant les émotions (anxiété, peur, douleur), ou lors des réflexes tels que l'éternuement, bâillement, etc. Deux zones supplémentaires situées dans le pont du tronc cérébral agissent sur le contrôle de la respiration. Ces deux zones sont l'aire apneustique et l'aire pneumotaxique :

- L'aire apneustique est en communication directe avec les neurones situés dans la zone de la rythmicité respiratoire afin de stopper l'activité neurale inspiratoire. Les centres apneustiques jouent un rôle dans l'action de «couper l'inspiration».
- L'autre groupe de neurones qui constituent l'aire pneumotaxique a pour fonction d'affiner l'activité de l'aire apneustique.

La fonction pratique de ces centres est de travailler de concert pour réguler la profondeur de la respiration.

Il est important de noter qu'il existe, dans l'organisme, de nombreux facteurs qui peuvent influencer les centres respiratoires vu précédemment. En effet, il existe plusieurs types de récepteurs

capables de modifier l'action des neurones contenus dans les centres de contrôle respiratoire. Deux types d'informations peuvent être traités par ces récepteurs :

- Les informations neurales (par le système nerveux) font référence aux informations afférentes et efférentes aux centres du contrôle respiratoire et aux neurones stimulés par d'autres moyens que par le sang, en particulier par les hormones circulantes (Mitchell et Berger 1975).

Les informations humorales font référence à la teneur du sang en oxygène et en dioxyde de carbone par l'intermédiaire de chémorécepteurs humoraux (Mateika et Duffin 1995).

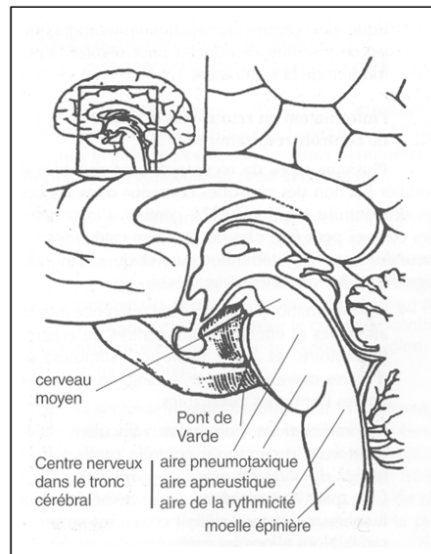


Figure 34 : Centres nerveux contrôlant la respiration dans le tronc cérébral (coupe sagittale) (d'après Billat 1998)

b. Les chémorécepteurs humoraux

Les chémorécepteurs sont des neurones capables de répondre aux changements du milieu interne. Il existe deux catégories, les «chémorécepteurs centraux» et les «chémorécepteurs périphériques». Les chémorécepteurs centraux sont situés dans le bulbe rachidien antérieur qui est séparé anatomiquement du centre respiratoire. Ils sont affectés par les modifications de la pression partielle en dioxyde de carbone (PCO_2) et de la concentration en protons H^+ du liquide céphalo-rachidien. Une augmentation de l'un de ces paramètres sanguins va entraîner de la part des chémorécepteurs centraux une commande vers le centre de contrôle respiratoire (par message nerveux) pour qu'il augmente la ventilation afin d'éliminer le CO_2 en excès par exemple, et qu'il rétablisse le pH de repos du liquide céphalo-rachidien (Mateika et Duffin 1995). Les chémorécepteurs périphériques sont situés dans la «crosse» de l'aorte. Ces chémorécepteurs sont appelés les «corpuscules aortiques». Les chémorécepteurs situés dans l'artère carotide sont dénommés les «corpuscules carotidiens». Les chémorécepteurs périphériques sont sensibles aux variations de pression partielle artérielle en oxygène (P_aO_2) et également aux modifications de la concentration des protons H^+ et de la pression partielle en dioxyde de carbone du sang artériel (P_aCO_2). De plus, les

corpuscules carotidiens sont sensibles à l'augmentation de la concentration sanguine en potassium (Paterson 1992) et à la baisse de P_aO_2 (Mateika et Duffin 1995). Les corpuscules carotidiens semblent être les chémorécepteurs périphériques les plus déterminants dans le contrôle de la respiration.

c. Les récepteurs pulmonaires au dioxyde de carbone

Selon Green et al. (1986) des récepteurs au CO_2 seraient présents sur les poumons, permettant d'envoyer un message vers le centre de contrôle respiratoire dans l'éventualité d'une augmentation de la pression en CO_2 dans les capillaires pulmonaires. Cette augmentation de pression provoquerait l'augmentation de la ventilation pour éliminer le CO_2 (Green et al., 1986).

d. Effet des pressions sanguines partielles en CO_2 et O_2

La ventilation augmente proportionnellement à P_aCO_2 . Une augmentation de 1 mm Hg de P_aCO_2 entraîne une augmentation de la ventilation de $2 \text{ l}\cdot\text{min}^{-1}$ (England et al., 1984). Cet ajustement provient probablement de l'action conjointe des chémorécepteurs carotidiens et centraux (Dempsey et al., 1985). L'effet des modifications de P_aO_2 sur la ventilation est beaucoup plus faible. Ce constat est réalisé tout au moins lorsque le sujet est situé au niveau de la mer. En altitude, la pression barométrique et les pressions partielles en oxygène et dioxyde de carbone sont plus basses qu'en plaine. P_aO_2 diminue, ce qui va stimuler les corpuscules carotidiens qui déclencheront une augmentation de la ventilation par leur influence sur le centre de contrôle respiratoire du bulbe rachidien.

2. Régulation de la ventilation pendant un exercice sous-maximal

Il existe trois hypothèses de mécanismes régulateurs du débit ventilatoire à l'exercice sous-maximal:

- La première de ces hypothèses, défendue par Eldridge et al. (1981), propose que la ventilation est essentiellement contrôlée par des afférences (venant de la périphérie) ou des efférences (venant des centres supérieurs du cerveau) nerveuses informant en retour le centre de contrôle respiratoire situé dans le bulbe rachidien du tronc cérébral (Eldridge et al., 1981).
- La seconde hypothèse, émise par Wasserman, suggère que les modifications de la ventilation sont contrôlées par les stimulations humorales de chémorécepteurs pulmonaires, sensibles à la pression en CO_2 (Wasserman 1977).
- Enfin, la troisième hypothèse, suggère que la ventilation est contrôlée par une action conjointe des stimulation nerveuses et humorales (Caiozzo et al., 1982). Il semblerait que cette hypothèse soit la plus fréquemment partagée par les physiologistes.

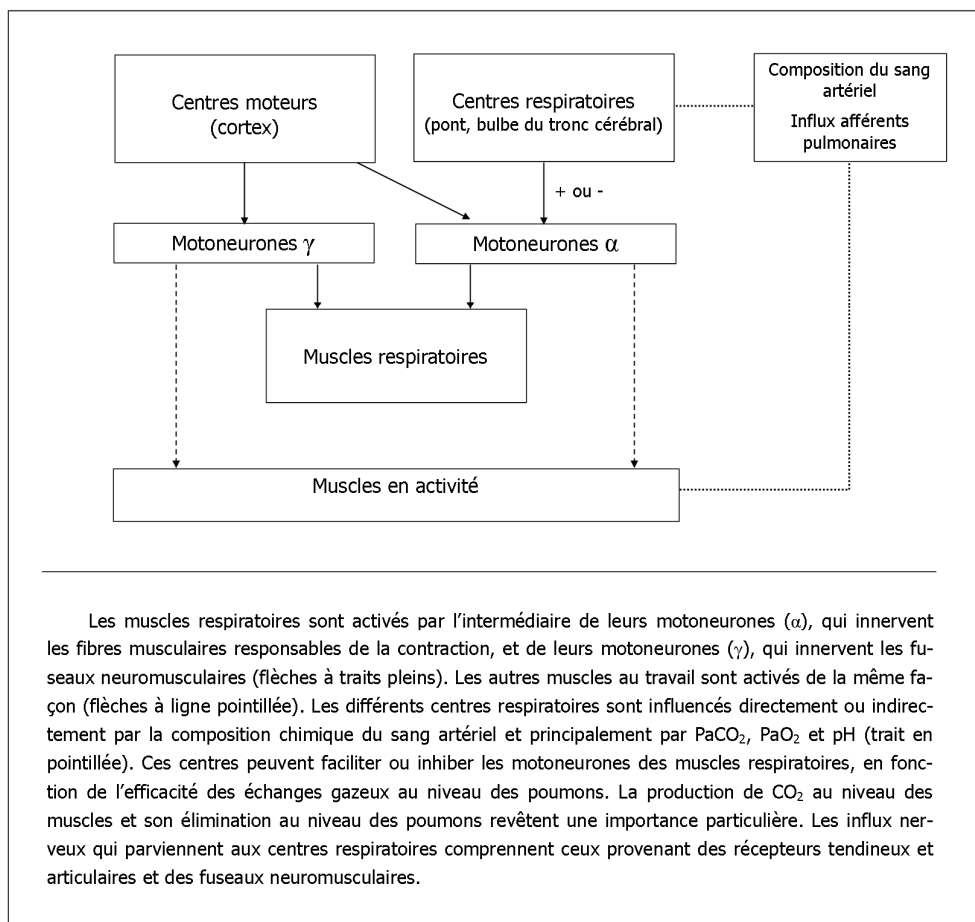


Figure 35 : Résumé schématique de l'interprétation de la régulation de la ventilation au cours de l'exercice (d'après Astrand et Rodahl, 1994)

En résumé, on peut donc dire que, lors d'un exercice sous maximal, les mécanismes nerveux régulent la ventilation sitôt le début de l'exercice (Figure 35). En effet, les mécanorécepteurs seraient sensibles à l'augmentation de la tension musculaire et cardiaque, tandis que les facteurs humoraux interviendraient par la suite dès que la modification de PaCO_2 est sensible (Mateika et Duffin 1995; Strange et al., 1993).

3. Contrôle de la ventilation pendant un exercice très intense

Comme nous l'avons déjà évoqué précédemment, un exercice très intense est défini comme un exercice situé au-delà de 80% de $\dot{V}\text{O}_{2\text{max}}$ (Whipp et al., 1981). À partir de cette intensité le débit ventilatoire augmente de façon exponentielle et ne va cesser d'augmenter, même si l'on cesse d'augmenter la charge d'exercice et que l'on se contente de la maintenir constante dans cette zone d'intensité (Wasserman et al., 1987). Cette croissance exponentielle est concomitante à celle du lactate sanguin et musculaire. Certains auteurs, notamment Wasserman, ont vu une causalité dans ce phénomène. En effet, l'augmentation de la ventilation serait due à l'accumulation des protons H^+ qui sont le produit de l'accélération de la glycolyse.

D'autres facteurs secondaires, comme l'augmentation de la température (Dejours et al., 1958; Whipp et Wasserman 1970) et des catécholamines (Saaresranta et Polo 2002) qui suivent la même cinétique que la ventilation, peuvent être également considérés comme des stimulants du débit ventilatoires.

En résumé, il semble légitime de penser que l'augmentation du lactate sanguin et la réduction du pH sanguin observées lors d'exercices proches en intensité de la consommation maximale d'oxygène, soient les principaux mécanismes responsables de l'augmentation de la ventilation (Wasserman et al., 1990; Wasserman et Koike 1992), d'autant que, dans cette gamme d'effort, seul le glucose est utilisé et la production de CO₂ est égale ou supérieure à la consommation d'oxygène. Le CO₂ produit par le métabolisme cellulaire doit alors être rejeté pour rétablir une valeur stable de P_aCO₂ (Astrand et Rodahl 1994).

2. Estimation de la dépense énergétique à partir de l'estimation de la ventilation

A. Relation entre ventilation et consommation d'oxygène

Depuis le début du siècle dernier de nombreuses études (Abbot et Bigland 1953; Bock et al., 1928; Boothby 1915; Grodins 1950; Smith 1922; Taylor 1941) montrent qu'il existe une relation linéaire entre le débit ventilatoire et la consommation d'oxygène. En effet, comme nous l'avons déjà vu précédemment, en début d'exercice la ventilation augmente en fonction de la consommation d'oxygène (Figure 36). L'accroissement de la ventilation est semi-linéaire, la progression devenant relativement plus importante lorsque l'intensité devient élevée. Ce phénomène a notamment été discuté dans la partie traitant de la régulation de la ventilation. Nous rappelons d'ailleurs, que cette relation est linéaire pour des intensités d'exercices faibles à modérées, situées en dessous d'un niveau de ventilation de 50 l.min⁻¹.

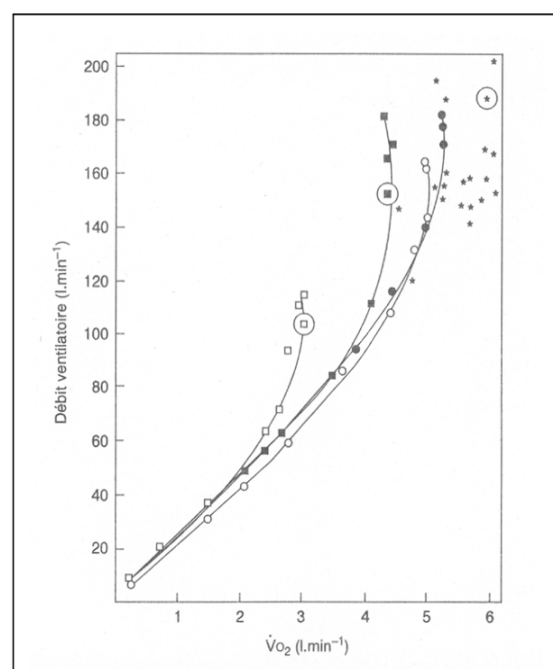


Figure 36 : Débit ventilatoire en fonction de la consommation d'oxygène pour des exercices d'intensités croissantes (d'après Saltin et Astrand, 1967). La relation est linéaire pour des intensités d'exercices faibles à modérées. Au cours d'exercice plus intense, il existe des variations individuelles, et la ventilation augmente de manière disproportionnée par rapport à la consommation d'oxygène. La relation entre ces deux paramètres devient non-linéaire et s'apparente à une parabole (Grodins 1950).

La Figure 37 présente des résultats concernant le débit ventilatoire maximum d'environ 225 sujets âgés de 4 à 30 ans, recueillis lors d'une course à vitesse maximale de 5 minutes environ. Ces résultats montrent qu'il existe une corrélation positive entre les valeurs de ventilation maximale et les valeurs de consommation maximale d'oxygène.

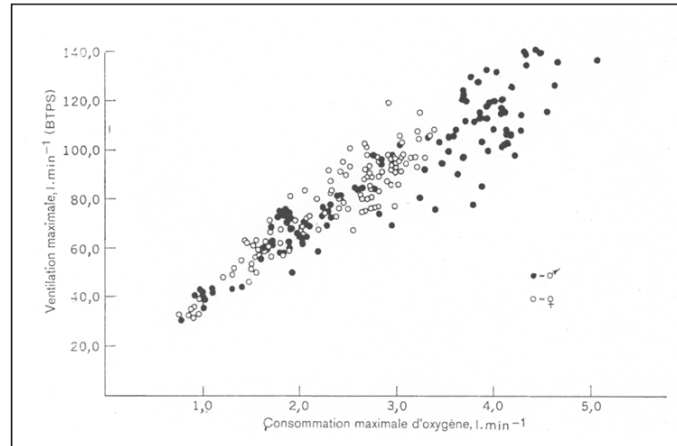
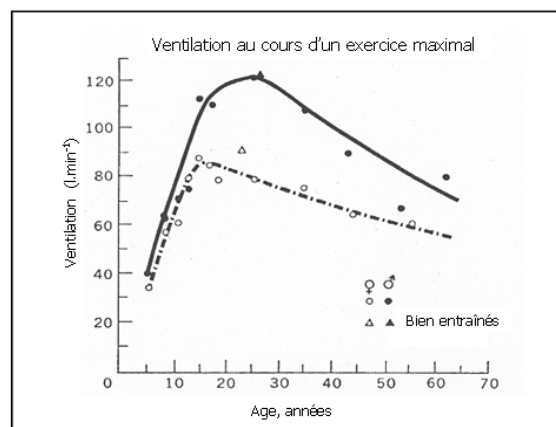


Figure 37 : Ventilation maximale en fonction de la consommation maximale d'oxygène, mesurée lors d'une course d'environ 5 min sur tapis roulant

Si nous rapportons le débit ventilatoire à la consommation d'oxygène, ce rapport est de 20 à 25 litres/litre d'oxygène au repos et lors du travail modéré, mais il s'élève jusqu'à 30 ou 35 litres/litre d'oxygène lors de l'exercice maximal. Chez les enfants âgés de moins de 10 ans, ces valeurs sont de 30 litres environ au cours d'un exercice modéré et s'élèvent jusqu'à 40 litres/litre d'oxygène lors d'un exercice maximal (Astrand et Rodahl 1994). Les valeurs de débit ventilatoire maximum au cours de l'exercice (course ou pédalage) évoluent en fonction de l'âge des sujets (Figure 38). Le niveau de la ventilation maximale est le plus bas chez les individus les plus âgés : il est associé à une réduction de la consommation maximale d'oxygène (Astrand et Rodahl 1994).

Figure 38 : Ventilation mesurée pendant la sixième minute d'un exercice (course ou pédalage) dont l'intensité était définie de façon à amener le sujet à sa consommation maximale d'oxygène. Valeurs moyennes obtenues sur environ 350 sujets masculins (●) et féminins (○), et 80 sujets entraînés masculins (▲) et féminins (△).



Nous rappelons que les activités physiques explorées dans le cadre de nos travaux correspondent à des activités de repos et des activités faibles à modérées. En effet, il est communément admis que les activités quotidiennes (marcher pour se rendre au travail, courir pour attraper son bus, porter des courses, se déplacer en ville à vélo, etc.) correspondent à des exercices

sous maximaux d'intensités faibles à modérées (Ainsworth et al., 2000). Ces activités sont situées dans une échelle d'intensité comprise entre 1 et 6 METs (Smith et Morris 1992; Swain et Franklin 2006) ou inférieures à 60 % de la $\dot{V}O_{2max}$ du sujet (Gastinger et al., 2010b; Swain et Franklin 2006), correspondant effectivement à des niveaux de ventilation inférieurs à $50 \text{ l}\cdot\text{min}^{-1}$.

L'augmentation de la ventilation s'explique par différentes adaptations de l'organisme. Tout d'abord, le débit cardiaque s'accroît à peu près linéairement avec l'intensité d'exercice en raison de l'augmentation à la fois de la fréquence cardiaque et du volume d'éjection systolique. En effet, si nous considérons l'équation de Fick $\dot{V}O_2 = (\text{FC} \times V_{es}) \times (\text{CaO}_2 - \text{C}\bar{v}\text{O}_2)$, l'augmentation de $\dot{V}O_2$ est provoquée à la fois par un accroissement du débit cardiaque et de la différence artério-veineuse en oxygène, en raison de la baisse du contenu en oxygène dans le sang veineux mêlé. Considérons maintenant l'équation analogue pour la ventilation : $\dot{V}O_2 = \dot{V}_E \times (\text{F}_I\text{O}_2 - \text{F}_E\text{O}_2)$ (équation de Haldane). La détermination de la consommation d'oxygène à partir de la ventilation s'explique à partir des variables suivantes :

Exemple :

Un sujet masculin de 30 ans (1.85 m, 75 kg) réalise un exercice de marche sur tapis roulant à une allure de $4 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$. Le débit ventilatoire, mesurée par un spiromètre est de $20 \text{ l}\cdot\text{min}^{-1}$.

- \dot{V}_E est le débit expiré par minute, c'est-à-dire, le débit d'air ventilé par le sujet, soit $20 \text{ l}\cdot\text{min}^{-1}$ dans notre exemple.
- \dot{V}_I est le débit d'air inspiré par minute.
- F_IO_2 est la fraction inspirée d'oxygène qui est toujours de 20.93%, soit 0.2093 dans notre exemple.
- F_ICO_2 est la fraction inspirée de dioxyde de carbone qui est toujours de 0.03%, soit 0.0003 dans notre exemple.
- F_EO_2 est la fraction expirée d'oxygène, environ 15.95% d'après les analyseurs d'oxygène, soit 0.1595 dans notre exemple.
- F_ECO_2 est la fraction expirée de dioxyde de carbone, environ 4.75% d'après les analyseurs de dioxyde de carbone, soit 0.0475 dans notre exemple.
- F_EN_2 est la fraction expirée d'azote, soit $1 - (\text{F}_E\text{O}_2 + \text{F}_E\text{CO}_2)$
- F_IN_2 est la fraction inspirée d'azote, soit $1 - (\text{F}_I\text{O}_2 + \text{F}_I\text{CO}_2)$
- $\text{F}_E\text{N}_2 = \text{F}_I\text{N}_2 = 0.793$. L'air ambiant est composé à 79.3% d'azote qui ne participe pas aux échanges gazeux.

Le calcul de la consommation d'oxygène est donc réalisé à partir de l'équation suivante: $\dot{V}O_2 = (\dot{V}_I \times \text{F}_I\text{O}_2) - (\dot{V}_E \times \text{F}_E\text{O}_2)$

La consommation d'oxygène est donc égale à la différence entre $(\dot{V}_I \times \text{F}_I\text{O}_2)$ et $(\dot{V}_E \times \text{F}_E\text{O}_2)$. Pour un gaz inerte comme l'azote la quantité inspirée (F_IN_2) est égale à celle expirée (F_EN_2). En effet, l'azote ne participe pas aux échanges gazeux. On peut donc écrire que :

$$\dot{V}_I \times \text{F}_I\text{N}_2 = \dot{V}_E \times \text{F}_E\text{N}_2$$

où $\dot{V}_I = (\dot{V}_E \times \text{F}_E\text{N}_2) / \text{F}_I\text{N}_2$

Nous avons donc :

$$\text{F}_E\text{N}_2 = 1 - (\text{F}_E\text{O}_2 + \text{F}_E\text{CO}_2) = 1 - (0.1595 + 0.0475)$$

$$\text{F}_E\text{N}_2 = 0.793$$

Nous calculons de la même façon F_IN_2 :

$$\text{F}_I\text{N}_2 = 1 - (\text{F}_I\text{O}_2 + \text{F}_I\text{CO}_2) = 1 - (0.2093 + 0.0003) = 0.7904$$

On remplace ensuite \dot{V}_E , F_EN_2 et F_IN_2 par leurs valeurs respectives soit $20 \text{ l}\cdot\text{min}^{-1}$, 0.793 et 0.7904.

$$\dot{V}_I = (\dot{V}_E \times \text{F}_E\text{N}_2) / \text{F}_I\text{N}_2 \text{ (constante } 0.7904)$$

$$\dot{V}_1 = (20 \times 0.793) / 0.7904 = 20.06 \text{ l.min}^{-1}$$

On a donc :

$$\dot{V}O_2 = (\dot{V}_1 \times F_{iO_2}) - (\dot{V}_E \times F_{E O_2})$$

$$\dot{V}O_2 = (20.06 \times 0.2093) - (20 \times 0.1595)$$

$$\dot{V}O_2 = 4.20 - 3.19$$

$$\dot{V}O_2 = 1.01 \text{ l.min}^{-1}$$

La consommation d'oxygène du sujet est donc de 1.01 l.min⁻¹. Ce calcul est réalisé par le système de calorimétrie indirecte. En effet, ce système dispose des analyseurs de gaz et d'un système d'ailette pour permettre de mesurer avec précision \dot{V}_1 et \dot{V}_E . En pratique, on considère que $\dot{V}_1 = \dot{V}_E$. On peut donc écrire l'équation précédente de la manière suivante :

$$\dot{V}O_2 = \dot{V}_E \times (F_{iO_2} - F_{E O_2})$$

B. Relation entre ventilation et dépense énergétique

Dès les années 50, des chercheurs dans le domaine de la physiologie évoquent l'intérêt que peut avoir la mesure de la ventilation pour estimer une dépense énergétique en condition de vie quotidienne (Durnin et Edwards 1955; Ford et Hellerstein 1959). En effet, Durnin et Edwards expliquent, que la gamme d'intensité où la relation est linéaire recouvre la grande majorité des activités de la vie de tous les jours. La prédiction de la dépense énergétique, à partir de la seule mesure de la ventilation, est donc théoriquement envisageable. Ainsi, deux études (Durnin et Edwards 1955; Ford et Hellerstein 1959) ont montré la relation liant la ventilation à la dépense énergétique.

À notre connaissance, l'étude de Durnin et Edwards est l'une des premières à s'être intéressée à la relation liant la ventilation à la dépense énergétique. Les données de ventilation et de dépense énergétique proviennent de deux études antérieures (Garry et al., 1955; Passmore et al., 1952) menées chez des mineurs et des ouvriers écossais. Les données de 34 sujets ont ainsi été retenues pour cette étude. Elles correspondent à des mesures réalisées dans les conditions de travail des mineurs et des ouvriers. Une relation individuelle de type linéaire est alors établie entre la dépense énergétique et la ventilation (Figure 39). Elle se caractérise par une équation du type :

$$\text{Dépense énergétique} = \alpha \times \text{Débit ventilatoire}$$

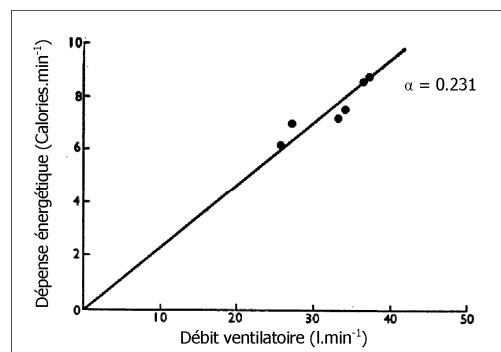


Figure 39 : Régression linéaire d'un sujet définie à partir de six points obtenue au cours d'expérimentations réalisées sur le terrain (d'après Durnin et Edwards, 1955)

L'élaboration de cette relation est très simple et ne requière que quelques minutes de calcul. Le coefficient de régression est obtenu à partir de la technique de régression ordinaire. À partir des données de ventilation et de dépense énergétique provenant des études de Garry et al. (1955) et Passmore et al. (1952), six valeurs de ventilation et de dépense énergétique étaient retenues (Figure 40). Chacune des six valeurs de ventilation (x) est multipliée par la valeur correspondante de dépense énergétique (y) et le résultat de ces 6 opérations est additionné ($S(xy)=1484$, Figure 39). Cette valeur est ensuite divisée par la somme des valeurs de ventilation élevé au carré ($S(x^2)=6437$). Le résultat ($1485/6437 = 0.231$) est alors utilisé pour fixer l'ensemble des autres points. Par exemple, une valeur de ventilation de 40 l.min^{-1} , multipliée par 0.231, donne le point 9.24 (valeur de dépense énergétique), 40 (valeur de ventilation) ; une droite est alors tracée entre ce point et l'origine (Figure 39).

Cette relation a été établie chez les 34 sujets masculins. La régression linéaire utilisant les six points de calibration et le point d'origine (0; 0) semble montrer qu'il existe une relation linéaire entre la ventilation et la dépense énergétique dans une gamme de ventilation comprise entre 15 et 45 l.min^{-1} . Cette zone d'intensité s'avère être très intéressante dans le cadre de nos travaux de thèse, car comme nous l'avons déjà évoqué précédemment elle correspond aux activités de la vie quotidienne, c'est-à-dire, à des activités d'intensités faibles à modérées. Les résultats semblent un peu moins précis pour des valeurs de ventilations inférieures à $12-15 \text{ l.min}^{-1}$ (Figure 40).

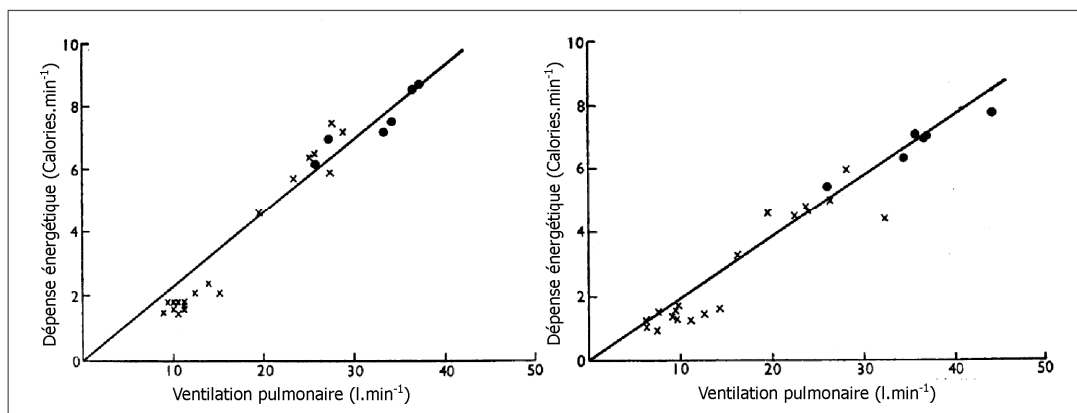


Figure 40 : Exemples de deux relations individuelles obtenues à partir des expérimentations menées dans les conditions de travail des mineurs et des ouvriers (Garry et al. 1955). La droite de régression est déterminée à partir de six points (cercles noirs). Les valeurs de ventilation et de dépense énergétique de l'ensemble de l'expérimentation sont représentées par les croix noires. À noter les valeurs pour les intensités faibles situées en dessous de la droite de régression linéaire (d'après Durnin et Edwards, 1955)

L'étude de Ford et Hellerstein en 1959 se base sur 272 observations de 52 ouvriers masculins, d'âge moyen de 39.7 ans (Figure 41) (Ford et Hellerstein 1959). L'étude avait été menée sur le lieu de travail des ouvriers. Les échanges gazeux étaient mesurés par un système de calorimétrie indirecte, le micro analyseur de gaz Scholander. La relation liant la ventilation et la dépense énergétique est de la même forme que dans l'étude précédente : $y = a.x + b$, où y est égale à la dépense énergétique (exprimée en calorie.min^{-1}) et x est le débit ventilatoire (exprimée en litre.min^{-1}). Les résultats montrent qu'il existe une relation linéaire entre la ventilation et la dépense énergétique lorsque l'ensemble des 272 observations est regroupé sur une même figure (Figure 41).

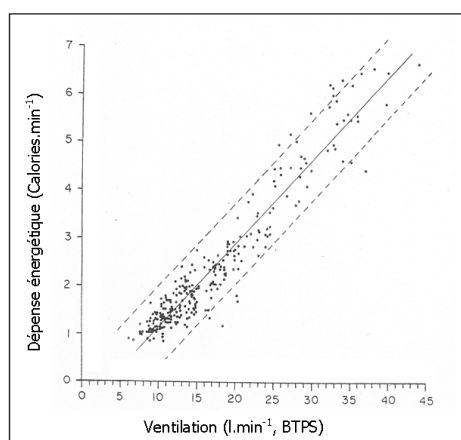


Figure 41 : Relation entre la dépense énergétique et la ventilation au cours de 272 observations chez 52 ouvriers. La droite continue représente la droite de régression de la relation et les deux droites pointillées représentent les écarts à $\pm 2SD$ (d'après Ford et Hellerstein, 1959)

De plus, cette relation est vérifiée sur l'ensemble des tranches d'âges testées (18-30 ans ; 31-40 ans ; 41-45 ans ; 46-49 ans et 50-66 ans). Les équations développées permettent ainsi d'estimer la dépense énergétique d'un sujet quelconque, par l'application de l'équation correspondant à sa tranche d'âge. Néanmoins, les auteurs sont conscients des moyens non appropriés de l'époque pour mesurer la ventilation, et de la plus grande fiabilité de d'application d'une relation individuelle pour estimer une dépense énergétique précise. La Figure 42 montre l'exemple d'une régression linéaire obtenue chez un ouvrier de 44 ans.

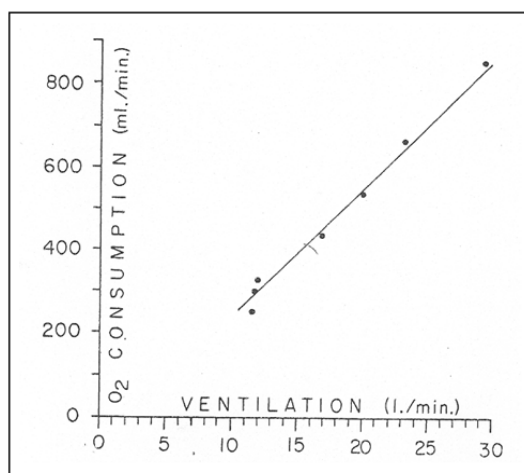


Figure 42 : Relation linéaire entre la ventilation et la consommation d'oxygène d'un ouvrier de 44 ans calculée à partir de mesures réalisées en condition de travail.

D'après les deux études précédentes, la ventilation s'avère donc être un indice intéressant pour estimer une dépense énergétique en condition de vie réelle. Néanmoins, les auteurs expriment déjà les difficultés d'appliquer une telle méthode à partir des appareils de mesure existant à cette époque. En effet, la relation entre la ventilation et la dépense énergétique ne sera utilisable que si la ventilation est mesurable sans l'utilisation d'accessoires encombrants (sac collectant les échanges gazeux, spiromètre, etc.) (Durnin et Edwards 1955). Enfin, les deux études s'accordent à dire, que l'élaboration d'une relation individuelle, améliore l'estimation de la dépense énergétique à partir de la mesure de la ventilation. Une relation générale engendrerait des erreurs considérables dans l'estimation de la dépense énergétique. De plus, la

mise en place d'une telle relation individuelle sera d'autant plus précise qu'elle sera établie en utilisant des activités réalisées dans le cadre de la vie quotidienne.

Avant de présenter les méthodes de mesure et d'estimation de la ventilation, nous allons présenter plusieurs études. La première s'intéresse à l'estimation de la dépense énergétique basée sur les mouvements respiratoires (estimés à partir de bandes piézo-résistives) et la production de dioxyde de carbone. Les autres études, menées dans le champ de la psychophysiologie, démontrent la faible influence d'un stress sur les paramètres ventilatoires par rapport aux facteurs cardiovasculaires.

- Deriaz 2007 : La première étude a fait l'objet d'un dépôt de brevet sous le nom de «Measurement of energy expenditure» (WO 2007/110828 A1) (Deriaz 2007). Ce document présente un système permettant d'estimer la dépense énergétique d'un individu à partir de l'utilisation d'un textile intégrant du matériel piézo-résistif. Cette méthode nécessite également l'estimation individuelle de la production de CO₂ du sujet. Les auteurs obtiennent ainsi, à partir de la mesure des mouvements respiratoires et de la production de CO₂ du sujet, une bonne estimation individuelle de la dépense énergétique. Une première équation permet de calculer le changement de volume entre la fin d'une inspiration et la fin d'une expiration. Au cours de ce calcul, chacun des segments du gilet est assimilé à une somme de cônes tronqués dans lesquels la surface transversale est calculée à partir des périmètres P1, P2, P3, P4 et P5 (Figure 43).

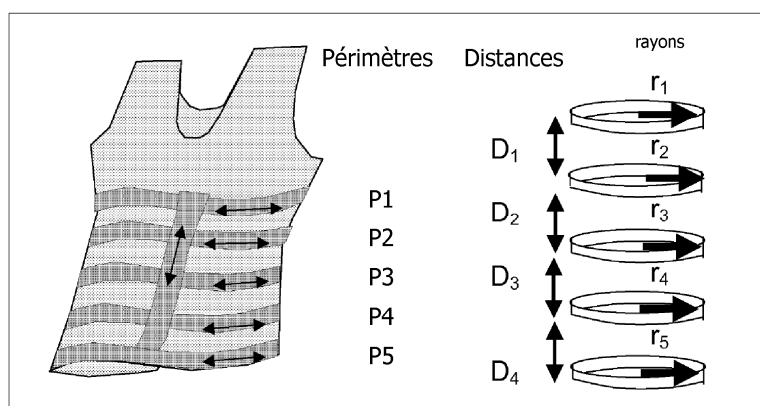


Figure 43 : Disposition des bandes piézo-résistives sur le gilet. P est le périmètre de la bande textile du gilet, D est la distance entre deux bandes et r est le rayon de chacun des cercles formés à partir des bandes piézo-résistives (d'après Dériaz, 2007)

Pour adapter le changement de volume calculé au changement réel de volume, un facteur de correction est appliqué. Ce facteur est obtenu en comparant le volume calculé au changement de volume réellement mesuré par une méthode de référence tel qu'un spiromètre. Enfin, pour déterminer le mouvement de l'air respiratoire, autrement dit la ventilation du sujet, le volume total mesuré sur une période de temps donnée doit être divisé par le temps d'un cycle respiratoire ou multiplié par la fréquence respiratoire. Dans un second temps, l'estimation de la dépense énergétique nécessite la mesure d'autres paramètres physiologiques. D'après Itoh et al. (2002), la production de dioxyde de carbone serait étroitement liée au métabolisme énergétique (Itoh et al., 2002). De plus, cette relation ne dépendrait pas du niveau d'entraînement ou du type d'exercice (bras ou jambes). Deriaz (2007) précise qu'il est nécessaire de mesurer au moins un autre paramètre physiologique pour permettre d'estimer la production de dioxyde de carbone. La production de CO₂ est estimée à partir de l'estimation de la P_aCO₂. La P_aCO₂ est déterminée par des algorithmes de calcul à partir de la mesure

de la pression partielle capillaire en CO₂ (P_cCO₂). La P_cCO₂ est alors mesurée par l'intermédiaire d'un appareil portable et non-invasif (Linde MedicalSensors, Basel, Switzerland).

Dans ce cadre théorique, la dépense énergétique est donc obtenue à partir de l'équation suivante :

$$DE = \dot{V}CO_2 \times EECO_2$$

Avec, DE : dépense énergétique, $\dot{V}CO_2$: production de CO₂, EECO₂ : équivalent énergétique en CO₂

Ce calcul prend également en compte les deux postulats suivants. 1/ la pression partielle alvéolaire en CO₂ (P_ACO₂) et P_cCO₂ sont supposées identiques. 2/ la proportion de nutriments (protéine, graisse, hydrate de carbone) oxydés est considérée relativement stable sur une longue période de temps (24h). Une EECO₂ d'environ 24 kJ.l⁻¹ de CO₂ peut donc être utilisée pour les calculs.

La production de CO₂ ($\dot{V}CO_2$) peut être calculée à partir de l'équation suivante :

$$\dot{V}CO_2 = \dot{V}_A \times P_{ACO_2}/P_b$$

Avec, \dot{V}_A : ventilation alvéolaire (ml/min), $\dot{V}CO_2$: production de CO₂ (ml/min), P_b : pression barométrique (mm Hg) et P_ACO₂ : pression partielle alvéolaire en CO₂ (mm Hg) généralement à peu près égale à la pression partielle artérielle

\dot{V}_A peut être déterminée en utilisant le mouvement de l'air respiratoire (\dot{V}_E) évaluée précédemment grâce au système du gilet intégrant des bandes piézo-résistives. \dot{V}_A peut donc être déterminée par l'équation :

$$\dot{V}_A = \dot{V}_E - \dot{V}_D$$

Avec, \dot{V}_A : ventilation alvéolaire (ml/min), \dot{V}_D : ventilation de l'espace mort physiologie (ml/min), \dot{V}_E : ventilation (ml/min) obtenue par le système des bandes piézo-résistives

L'espace mort anatomique (\dot{V}_D) peut être utilisée comme une approximation de l'espace mort physiologique et dérivée de la formule de Hart (\dot{V}_D (ml) = 7.585 × T (cm)^{2.363} × 10⁻⁴) (Hart et al., 1963). Cette méthode se base sur l'estimation de nombreux paramètres physiologiques (P_ACO₂, $\dot{V}CO_2$, EECO₂, \dot{V}_A et \dot{V}_D). Ces travaux nécessitent encore la publication d'articles scientifiques pour valider cet appareil comme méthode d'estimation de la dépense énergétique. Néanmoins, ces recherches suggèrent que l'estimation de la ventilation, à partir d'un appareil non-invasif, permet d'estimer une dépense énergétique, et renforce ainsi l'orientation choisie pour cette thèse.

Pour conclure ce chapitre, nous allons présenter différentes études réalisées dans le domaine de la psychophysiologie qui apportent des arguments supplémentaires pour justifier l'utilisation de la ventilation comme un indice pertinent de dépense énergétique.

- Rouselle et al. 1995 : L'étude de Rousselle et al. a comparé les réponses ventilatoires et cardiovasculaires en conditions de stress mental, d'exercice modéré et lors de la combinaison de ces situations (Rousselle et al., 1995). 36 sujets masculins ont participé aux expérimentations composées

de 3 sessions différentes. La première session était un exercice de pédalage sur bicyclette ergométrique. Les sujets devaient pédaler à une fréquence comprise entre 50 et 60 rpm, contre une résistance de 50 W. L'exercice était maintenu pendant une période de 4 minutes pour permettre au sujet d'atteindre l'état stable de consommation d'oxygène. La session était suivie par 3 minutes de repos en position assise. La seconde session avait pour but d'engendrer un stress mental par l'intermédiaire d'un exercice d'arithmétique, pendant une période de 4 minutes. Cette session était composée d'une série de soustractions énoncées à haute voix. Le sujet devait donner une réponse à haute voix après chacune des soustractions. Ces deux premières sessions étaient réalisées dans un ordre aléatoire. La dernière session débutait après une période de 3 minutes de repos. Cette dernière situation regroupait l'exercice de pédalage à 50 W et l'exercice d'arithmétique.

Cette étude montre qu'un stress mental induit une augmentation brusque de la performance cardiaque (fréquence cardiaque et débit cardiaque) avant sa diminution rapide, alors que la réponse respiratoire (\dot{V}_E et $\dot{V}O_2$) reste stable. Les résultats de cette étude montrent également qu'un exercice physique entraîne une augmentation concomitante des performances cardiovasculaires et respiratoires (Figure 44).

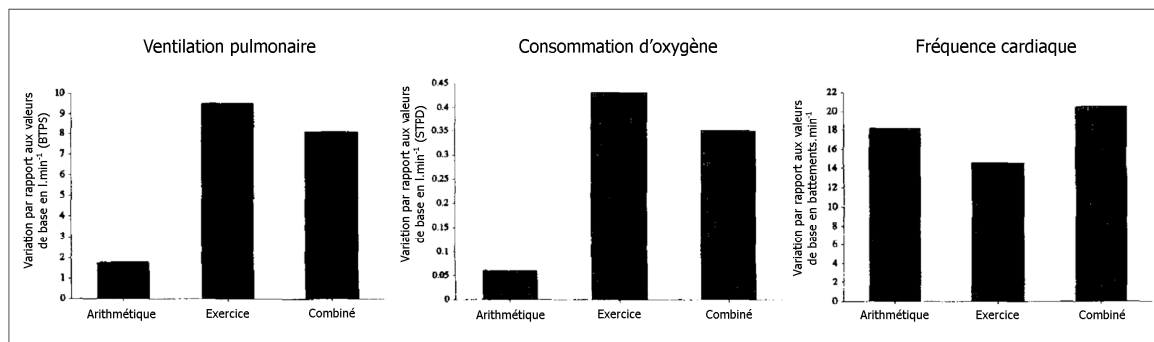


Figure 44 : Réponses ventilatoires (\dot{V}_E et $\dot{V}O_2$) et cardiaques (FC) au cours de trois conditions différentes : stress mental (exercice d'arithmétique), stress physique (exercice sur ergocycle), combinaison stress physique et mental (d'après Rousselle et al., 1995)

- Myrtelet et Spital 1986, Turner et Carroll 1985 : D'autres études confirment les résultats observés par Rousselle et al. (1995). Myrtelet et Spital (1986) ont examiné les effets de la combinaison d'un simple, double ou triple stress sur les paramètres cardiovasculaires et respiratoires. Les sujets réalisaient un exercice d'arithmétique (sous forme de calcul mental), un exercice de pédalage à 25 W et une exposition au froid (le sujet devait plonger la tête dans une bassine d'eau à +4°C pendant 1 minute). Ces trois épreuves étaient effectuées séparément, en combinant deux épreuves ou en combinant l'ensemble des trois épreuves sur une même session. Les paramètres ventilatoires semblent moins sujets à variation au cours de l'épreuve de stress mental, en comparaison avec les paramètres cardiovasculaires (FC = 66.2 bpm et \dot{V}_E = 7.9 l.min⁻¹ en condition de repos contre FC = 76.4 et \dot{V}_E = 9.3 l.min⁻¹ au cours d'un simple stress mental). Une augmentation concomitante de l'ensemble des paramètres est observée dans les autres conditions expérimentales (Myrtelet et Spital 1986). Turner et Carroll (1985) ont observé les mêmes résultats concernant la fréquence cardiaque et la ventilation au cours d'un stress mental (exercice d'arithmétique) et d'une période de jeu vidéo. De même, les paramètres cardiovasculaires et ventilatoires varient de manière concomitante au cours d'un exercice progressivement croissant (Turner et Carroll 1985).

- Roth et al. 1990, Siconolfi et al. 1984 : Enfin, deux autres études ce sont intéressées plus particulièrement à la variation des paramètres cardiovasculaires. Roth et al. (1990) ont mesuré l'effet combiné d'un exercice (ergocycle) et d'un stress mental (exercice d'arithmétique) sur la réponse cardiovasculaire. Les résultats indiquent qu'un stress mental seul induit une augmentation de la fréquence cardiaque, et que la combinaison d'un exercice et d'un stress mental produit un effet additionnel sur ce même paramètre (Roth et al., 1990) (Figure 45). Siconolfi et al. (1984) ont observé les mêmes résultats chez des sujets atteints de maladies coronariennes (Siconolfi et al., 1984).

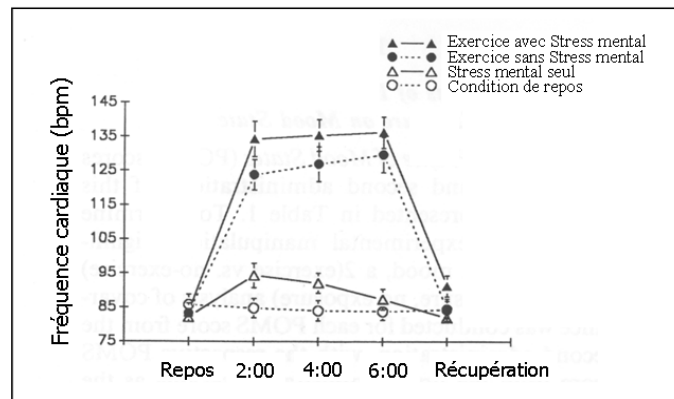


Figure 45 : Variation de la fréquence cardiaque au cours de quatre situations différentes (exercice avec et sans stress mental, stress mental et condition de repos)

L'ensemble de ces études montrent que les paramètres ventilatoires sont moins sensibles que la fréquence cardiaque aux conditions de stress physique et mental. Cet argument laisse à penser que la relation entre la ventilation et la dépense énergétique serait plus fiable que la relation entre fréquence cardiaque et la dépense énergétique. Les recherches menées sur la ventilation et sa relation avec la dépense énergétique nous encouragent à explorer les différentes méthodes existantes pour mesurer, ou estimer, la ventilation en condition de laboratoire et de vie quotidienne.

3. Les méthodes de mesure et d'estimation de la ventilation

A. Les méthodes de références

Les volumes pulmonaires peuvent être mesurés avec précision grâce à une technique appelée «spiromètre» (spiro signifiant l'air et métrie la mesure : la mesure de l'air). Il existe deux grandes catégories de spiromètres. Il existe tout d'abord, les spiromètres mesurant un volume et fournissant le débit ventilatoire indirectement : le spiromètre à joint de déroulement, le spiromètre à soufflet et la «cloche à eau» sont les principaux outils. Dans le cadre de cette dernière technique, le sujet respire dans un système clos, en forme de cloche (en métal ou en plastique) flottant dans l'eau. Le gaz expiré y est bloqué. Lorsque le sujet expire, la cloche monte car l'air expiré repousse l'eau vers le bas ; au contraire, lorsqu'il inspire, la cloche descend. Les mouvements verticaux de la cloche font bouger un stylet qui dessine des courbes sur un papier enroulé autour d'un tambour rotatif (Figure 46).

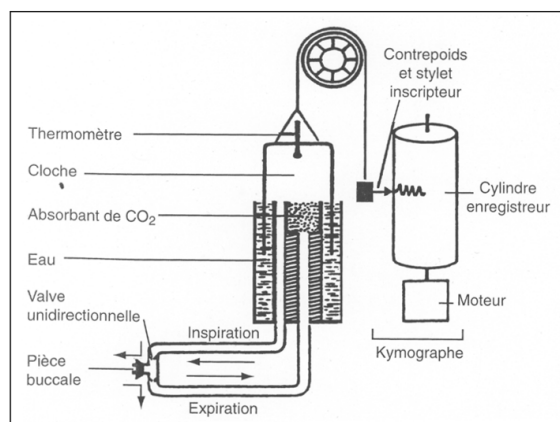


Figure 46 : Schéma d'un spiromètre type Benedict

Le résultat de ce tracé est représenté sur la Figure 47. Ce tracé représente les mouvements respiratoires d'un sujet assis au repos (Partie 1), lors d'une inspiration et d'une expiration forcée (Partie 2) et à différents niveaux d'activités physiques (Partie 3). À partir de la «cloche à eau» on enregistre plusieurs mesures, plusieurs volumes particuliers qui représentent les caractéristiques de la fonction ventilatoire d'un individu. La respiration normale est d'abord représentée en Partie 1 : c'est le volume courant (V_T). Ensuite le sujet effectue une inspiration maximale (dite «inspiration forcée») suivie d'une expiration maximale (dite «expiration forcée») ; ce volume maximal expiré est appelé la capacité vitale (CV) (Partie 2). La partie 3, représente la variation de V_T au cours d'une activité physique réalisée par le sujet. À partir de ces courbes, le débit ventilatoire (\dot{V}_E) peut être calculé à partir de l'équation $\dot{V}_E = V_T \times FR$. Le calcul de V_T s'effectue directement sur le graphique obtenu par le stylet inscripteur et FR est obtenue à partir de la vitesse de déroulement du papier autour du cylindre.

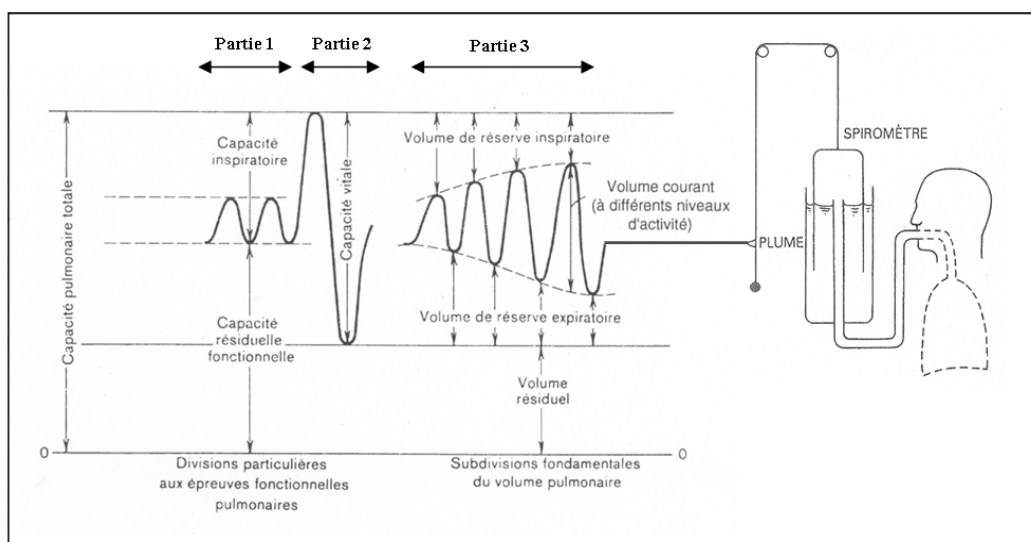


Figure 47 : Représentation des volumes pulmonaires mesurés par spirométrie (d'après Astrand et Rodahl, 1994)

Il existe également des spiromètres mesurant le débit ventilatoire et fournissant le volume indirectement : le spiromètre à fil chauffant, le spiromètre mesurant la pression de part et d'autre d'une résistance et le spiromètre à turbine avec mesure optique de la vitesse. Cette dernière technique de

spirométrie est désormais très répandue et s'intègre au système de calorimétrie indirecte, comme par exemple, le K4b² (Cosmed[®], Rome, Italie) ou le MétaLysér 3B (Cortex[®], Leipzig, Allemagne). L'air expiré passe au travers d'une turbine qui permet de mesurer le volume d'air inspiré et expiré, ainsi que le temps inspiratoire et expiratoire. Un système optoélectronique permet de compter le nombre de révolutions par seconde de l'ailette contenue au sein de la turbine. Ces informations sont ensuite transmises à un ordinateur afin d'obtenir le débit ventilatoire.

Cependant, certains volumes représentés sur la Figure 47 ne peuvent être mesurés directement par la technique de spirométrie. En effet, la capacité résiduelle fonctionnelle (volume gazeux contenu dans le poumon à la fin d'une expiration normale) et le volume résiduel (volume de gaz demeure dans le poumon après une expiration maximale) nécessitent l'utilisation de la technique de dilution gazeuse. La capacité résiduelle fonctionnelle peut également être mesurée à partir d'un pléthysmographe corporel total, les mesures étant réalisées au sein d'une cabine fermée dans laquelle le sujet est assis.

Ces méthodes de références sont très précises, mais requièrent l'utilisation d'un masque, d'un embout buccal ou d'une pièce fermée pour réaliser des mesures. De plus, ces outils sont à la fois encombrants et invasifs, et ne permettent pas de réaliser des mesures en conditions réelles d'ambulation.

B. Les méthodes non-invasives

1. Méthodes utilisant un modèle à deux degrés de liberté

a. Principes théoriques

Des méthodes alternatives ont donc été développées, permettant de mesurer le débit ventilatoire à partir de capteurs placés sur la surface du corps. Konno et Mead (Konno et Mead 1967) ont montré que le thorax et l'abdomen se comportaient mécaniquement comme des éléments distincts, contribuant d'une façon indépendante aux variations de volume du système respiratoire. Ces auteurs ont défini un modèle à deux degrés de liberté des mouvements de la paroi thoracique, à partir duquel la ventilation peut être déduite par l'évaluation des mouvements de la cage thoracique et de l'abdomen dans l'axe antéropostérieur. Ces auteurs ont ainsi étudié les relations entre le mouvement de la surface d'un compartiment et les variations de son volume. Cette technique permet ainsi de mesurer les variations des diamètres antéropostérieurs liées aux mouvements des compartiments, et *in fine* de mesurer indirectement le volume de chaque compartiment (Konno et Mead 1967). Ce modèle permet de calculer le volume courant à partir de la somme des distances antéropostérieures de la cage thoracique et de l'abdomen. Le volume courant est alors calculé avec une précision de 10% par rapport à la méthode de référence par spiromètre, lorsque la posture du sujet est maintenue (Konno et Mead 1967).

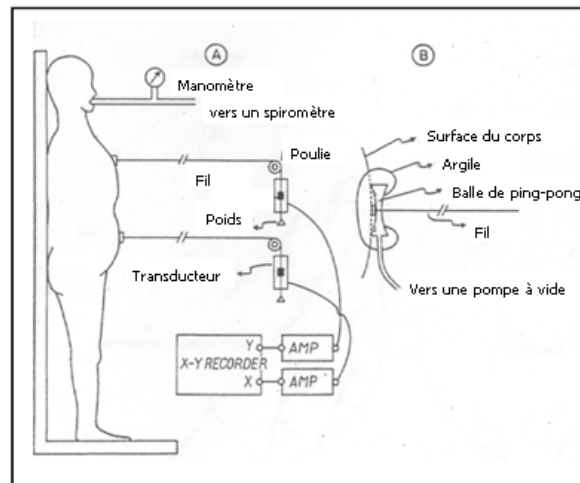
Afin de convertir les variations des sections thoracique et abdominale enregistrées par les transducteurs (Figure 48) en variation de volume respiratoire, un processus de calibration est nécessaire. La calibration consiste à déterminer les coefficients multiplicateurs (τ et α) des signaux thoraciques (Tho) et abdominaux (Abd) pour obtenir un signal «Somme» proportionnel aux variations

de volume (Vol) du système dans son ensemble. Un coefficient de proportionnalité (M) est déterminé faisant le rapport entre le signal «Somme» et le volume ventilé. Le volume ventilé est ainsi défini :

$$\text{Vol} = M \times (\alpha \cdot \text{Abd} + \tau \cdot \text{Tho})$$

Les coefficients α et τ expriment la proportion prise par chacun des transducteurs et la détermination de ces coefficients permet une calibration propre à chaque sujet. De nombreuses méthodes de calibration ont été décrites depuis l'introduction de la méthode isovolume (Konno et Mead 1967).

Figure 48 : Méthode de mesure des mouvements antéropostérieurs de la cage thoracique et de l'abdomen. Les transducteurs permettent de mesurer des variations de distances enregistrées par un boîtier central. Les transducteurs sont reliés à un dispositif placé à la surface du corps du sujet, composé d'une balle de Ping-pong reliée à une pompe à vide permettant de maintenir la structure immobile (partie B). L'ensemble est maintenu solidaire grâce à une capsule en argile. Le volume pulmonaire du sujet est mesuré par l'intermédiaire d'un spiromètre relié à un manomètre (d'après Konno et Mead 1967)



b. Les différentes méthodes de calibration

a. La méthode isovolume

La méthode isovolume, décrite initialement par Konno et Mead en 1967, demande une participation active du sujet afin de réaliser une manœuvre grâce à laquelle il déplace volontairement un volume d'air constant du thorax à l'abdomen en alternance, la glotte étant maintenue fermée (Figure 49). L'expression mathématique de la calibration par la méthode isovolume consiste en la résolution de l'équation :

$$(\text{Tho} + (\alpha/\tau) \times \text{Abd}) = 0$$

Le rapport de proportionnalité (α/τ) des mouvements thoraciques et abdominaux est ainsi déterminé pour un volume courant nul. Le signal « Somme » calibré est ensuite étalonné en volume par mesure simultanée des volumes à l'ouverture des voies aériennes au moyen d'un spiromètre. Le facteur de proportionnalité M est ainsi déterminé. C'est la seule méthode qui détermine, d'une façon indépendante, les facteurs de calibration α et τ et le coefficient d'étalonnage M. Cette méthode n'est pas facile à réaliser pour des sujets non entraînés et peut même être désagréable. Cependant, c'est la méthode de référence la plus fiable chez le sujet couché (Chadha et al., 1982).

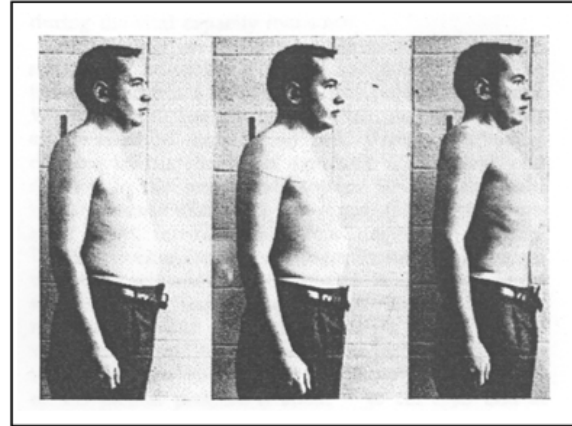


Figure 49 : La manœuvre isovolume. En maintenant un volume pulmonaire constant, le sujet doit faire passer un maximum de volume du compartiment thoracique vers le compartiment abdominal (à gauche) et du compartiment abdominal vers le compartiment thoracique (à droite). La photographie du centre représente le sujet au repos (d'après Konno et Mead 1967)

b. La méthode utilisant un changement de posture

Cette méthode nécessite d'obtenir deux répartitions différentes du volume par changement de posture (assise et couchée). En effet, la contribution de l'abdomen prédomine en position couchée, alors que la contribution du thorax est importante en position debout (Sharp et al., 1975). On suppose que les relations entre les variations de volume des compartiments et leurs sections respectives sont conservées dans les deux positions. La calibration consiste alors à résoudre un système de deux équations à deux inconnues.

Cependant, cette méthode utilisant les changements liés à la posture est peu fiable car elle n'utilise que deux positions, d'où une grande incertitude des coefficients. Zimmerman et al. (1983) ont comparé la méthode de changement de posture à celle de la manœuvre isovolume décrite précédemment, et ont montré que cette dernière est plus fiable pour estimer des volumes respiratoires (Zimmerman et al., 1983).

c. La méthode de régression linéaire

Loveridge et al. (1983) ont proposé une méthode d'estimation des contributions abdominales et thoraciques par régression linéaire multiple (Loveridge et al., 1983). Cette méthode permet la calibration de la pléthysmographie respiratoire par inductance (PRI ; cette technique sera présentée dans la partie suivante de ce chapitre, (page 83) en position unique au cours d'une respiration spontanée. Le calcul des coefficients α et τ est basé sur le fait qu'il existe une variabilité naturelle des contributions du thorax et de l'abdomen au cours de la respiration.

Plusieurs auteurs ont évalué cette méthode de détermination des coefficients par régression linéaire multiple. Sackner et al. (1989) ont comparé les amplitudes maximales cycle à cycle du signal de la PRI et d'un pneumotachographe et ont conclu que la régression linéaire multiple est plus précise en position couchée qu'en position debout (Sackner et al., 1989). Stradling et al. (1985) ont montré que la régression linéaire multiple est plus précise que la méthode isovolume, mais sur des enregistrements de 15 minutes, Verschakelen et al. (1989) ont montré que les deux méthodes étaient équivalentes (Stradling et al., 1985; Verschakelen et al., 1989).

d. La méthode de calibration diagnostique qualitative (méthode de Sackner)

Toutes les techniques de calibration disponibles pour la PRI exigent des mesures directes utilisant un spiromètre pour assurer une calibration quantitative. Néanmoins, une calibration semi-quantitative est réalisable sans mesure directe de la ventilation. Il est alors nécessaire de calculer la constante de proportionnalité, $K = \alpha/\tau$, de Tho et Abd. Si l'équation décrite par Konno et Mead ($\text{Vol} = M \times (\text{Tho} + (\alpha/\tau) \times \text{Abd})$) est vérifiée, les écarts types des différents termes de cette équation seront eux aussi égaux.

$$\sigma(\text{Vol}) = M \times (\sigma(\text{Tho}) + K \cdot \sigma(\text{Abd}))$$

$\sigma(\text{Vol})$, $\sigma(\text{Tho})$ et $\sigma(\text{Abd})$ étant les écart-types de Vol, Tho et Abd respectivement. Si l'on suppose que le sujet respire à volume courant constant, l'écart-type de Vol étant nul (volume constant) et M arbitrairement rendu unitaire, on obtient :

$$K = - \sigma(\text{Tho}) / \sigma(\text{Abd})$$

La calibration diagnostique qualitative (ou QDC pour "qualitative diagnostic calibration") (Sackner et al., 1989) peut être employée pour calculer K sans mesure directe du volume respiratoire. Cette méthode de calibration a donné de bons résultats chez l'adulte et chez l'enfant (Sackner et al., 1989). Cependant, la méthode n'est plus fiable si le sujet change de position et une calibration pour chaque position est nécessaire.

e. La méthode de Banzett

Banzett et al. (1995) ont proposé une méthode simple de calibration de la PRI. Sachant que la surface du thorax est plus grande que celle de l'abdomen, une variation de section du thorax produira un changement de volume supérieur à celui d'une variation de section de l'abdomen. Basé sur ces connaissances physiologiques, un facteur de gain plus grand a été attribué aux variations de section thoracique par rapport à celui attribué aux variations de section abdominale. Le volume courant est alors calculé à partir des signaux obtenus par la PRI avec une proportionnalité standard de deux Tho pour un Abd. Les auteurs ont montré que chez le sujet adulte sain dans des conditions normales, cette calibration donne des résultats aussi exacts que ceux obtenues par la méthode isovolume ou la méthode de régression linéaire (Banzett et al., 1995).

c. La pléthysmographie respiratoire par inductance (PRI) : méthode basée sur un modèle à deux degrés de liberté

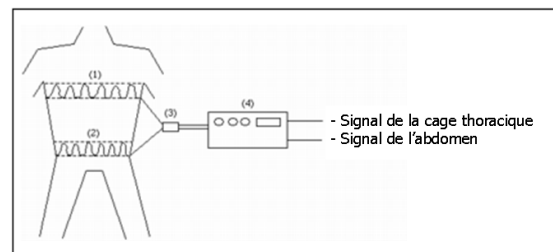
La pléthysmographie respiratoire par inductance est une méthode qui se base sur le modèle à deux degrés de liberté défini par Konno et Mead. Cette technique mesure les variations de surface d'une section et fait appel aux propriétés des courants induits par un champ magnétique. En effet, le courant induit par un champ magnétique alternatif dans une bobine dépend de la surface encerclée par cette bobine. Les capteurs de la pléthysmographie sont deux spires d'inductance munies chacune d'un oscillateur. Ce sont des fils conducteurs, isolés, cousus en zigzag sur un tissu (souvent sous forme de bande) extensible, entourant le thorax à la hauteur des mamelons et l'abdomen à la hauteur de l'ombilic. Ce montage assure l'étirement des spires lors des variations de section des compartiments dues aux variations des volumes thoracique et abdominal. La PRI est largement utilisée pour mesurer

la ventilation en raison de son caractère non invasif. Les premiers dispositifs commercialisés ont été le Resptrace[®] (Ambulatory Monitoring, New York, USA) (Ancoli-Israel et al., 1985; Heldt 1988; Stick et al., 1992) et le Resptrace Plus[®] (Resptrace Plus; NIMS Inc; Miami) (Leino et al., 2001; Neumann et al., 1998).

a. Le Resptrace[®]

Le Resptrace[®] est un système externe de mesure des paramètres ventilatoires (Figure 50). Ce système, basé sur le principe de la pléthysmographie respiratoire par inductance, permet de mesurer les variations de volume du thorax et de l'abdomen dues aux mouvements respiratoires. Le sujet porte deux bandes élastiques (capteurs), une autour du thorax au niveau des mamelons et l'autre autour de l'abdomen au niveau de l'ombilic. Un fil conducteur en téflon isolé est cousu sur chacune de ces bandes élastiques, qui forment ainsi des spires inductives. Les spires inductives des capteurs sont reliées à un oscillateur. À partir des mesures de variation des sections thoraciques et abdominales, le Resptrace[®] estime le volume courant pendant la respiration. Cependant, s'il n'est pas calibré, ce système permet seulement des mesures relatives puisqu'il n'y a aucune manière fiable de relier les variations des sections thoraciques et abdominales aux sections absolues et donc aux volumes respiratoires absolus. Si une mesure absolue est nécessaire, une calibration du système doit être réalisée pour chaque patient.

Figure 50 : Le pléthysmographe respiratoire par inductance est composé de deux bandes élastiques placées au niveau de la cage thoracique (1) et de l'abdomen (2), d'un oscillateur (3), et d'un boîtier d'acquisition du signal



Une première étude menée avec le Resptrace[®] a permis de démontrer l'intérêt de cet outil pour diagnostiquer des apnées du sommeil et des mouvements périodiques au cours du sommeil chez des sujets de 65 ans (Ancoli-Israel et al., 1985). Cette étude a permis de montrer que les sujets souffrant de mouvements périodiques au cours du sommeil dormaient significativement moins de temps que les autres sujets de l'étude. Un second travail a étudié la capacité de plusieurs méthodes (Resptrace[®], couplage de bandes élastiques, magnétomètres) à évaluer les déplacements de la cage thoracique et à mesurer la ventilation chez des nourrissons prématurés (Heldt 1988). Le système Resptrace[®] apporte des résultats satisfaisants pour évaluer la distorsion de la cage thoracique par rapport aux deux autres systèmes. De plus, le Resptrace[®] permet une mesure fiable de la ventilation par rapport au système de référence de type spirométrie. Enfin, l'étude de Stick et al. (1992), a permis de valider le Resptrace[®] pour mesurer différents paramètres ventilatoires chez des nouveaux nés. Cette étude a été menée chez 19 nourrissons au cours d'un sommeil calme. Ce travail a permis de montrer la capacité du Resptrace[®] à déterminer le rapport entre le débit expiratoire et le temps expiratoire total. En effet, plus ce rapport est faible et plus la probabilité de développer des maladies respiratoires est faible (Stick et al., 1992). Ainsi, l'ensemble de ces études montre les intérêts cliniques d'un dispositif non invasif de mesure des paramètres respiratoires.

L'étude de Neumann et al. (1998) a évalué le Respitrace Plus[®] chez des sujets sains, des patients souffrant de lésions graves aux poumons et des patients souffrant de broncho pneumopathie chronique obstructive (BPCO). Les paramètres évalués étaient le volume courant, la pression en fin d'expiration et le volume pulmonaire en fin d'expiration. Les résultats de cette étude montrent que le Respitrace Plus[®] n'apporte pas une assez grande précision de mesure par rapport à la méthode de référence par spiromètre (Neumann et al., 1998). Ce résultat est encore plus marqué chez les patients souffrant de BPCO. Une seconde étude a permis de valider cet outil chez des sujets sains, des patients souffrant de lésions graves aux poumons et des sujets anesthésiés. Les résultats montrent que le Respitrace Plus[®] apporte une précision suffisante dans la mesure du volume courant, permettant son utilisation dans le domaine clinique et celui de la recherche (Leino et al., 2001). Ces deux études présentent donc des résultats contradictoires pour la mesure du volume courant.

Dans chacune des études précédentes, les bandes du Respitrace[®] ou du Respitrace Plus[®] doivent être maintenues en place par de l'adhésif ou en utilisant des bandes élastique serrées. Malgré cela, il est possible que ces bandes se déplacent au cours de l'enregistrement et la reproductibilité du positionnement est mauvaise. Cependant, d'autres systèmes, ont tenté de résoudre ce problème en incorporant les spires dans un gilet, pour limiter les déplacements des bandes sur le sujet et rendre le système moins intrusif.

b. Le Visuresp[®]

Le système Visuresp[®] est un système de PRI permettant de mesurer le débit ventilatoire aussi bien chez des sujets en respiration spontanée que chez des patients bénéficiant d'une assistance ventilatoire (à domicile ou dans un milieu hospitalier) (Sabil 2005). Le sujet porte un gilet muni de spires placées sur le thorax et l'abdomen, mesurant les variations de surface des sections des compartiments thoraciques et abdominaux, et un étalonnage approprié permet de mesurer les variations de volume du thorax et de l'abdomen. Le capteur utilisé a pour principal avantage d'être non invasif, ambulatoire et personnalisé (possibilité de gilet sur mesure), permettant ainsi la surveillance en continu des caractéristiques ventilatoires. Les applications cliniques de ce système font l'objet de développements continus. Le gilet et son oscillateur sont reliés à un boîtier de traitement des signaux. Ce boîtier est lui-même relié à un ordinateur à travers une carte de conversion analogique numérique, qui numérise et traite les signaux en temps réel grâce à un logiciel.

Pour assurer la reproductibilité de la mesure, il est nécessaire que les spires inductives soient placées de manière identique d'un jour à l'autre et qu'elles ne puissent se déplacer l'une par rapport à l'autre. Le capteur du système Visuresp[®] est un gilet fabriqué en tissu élastique dont la particularité est d'être extensible uniquement dans le sens horizontal et sur lequel les spires inductives sont cousues au niveau du thorax et de l'abdomen. Un positionnement correct des spires est ainsi obtenu et ne se modifie pas d'un jour à l'autre. Deux sangles permettent d'éviter tout déplacement vertical du gilet. Cette disposition permet d'obtenir des résultats reproductibles d'un jour à l'autre.

Les circuits oscillants du Visuresp[®] sont incorporés dans un seul boîtier oscillateur de poids léger qui peut être connecté au gilet. Les deux spires du gilet sont reliées au boîtier oscillateur et ce dernier est connecté à un boîtier électronique de traitement de signal (Figure 51). Le sujet n'est pas en contact direct avec les circuits électriques du système et il n'y a aucun risque d'électrocution.

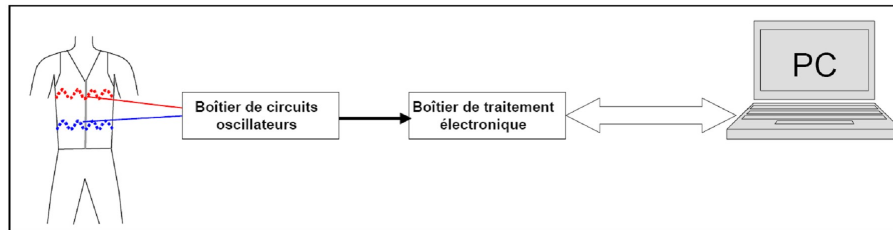


Figure 51 : Système de mesure de la ventilation par le Visuresp®. Les capteurs du gilet sont reliés à un boîtier oscillateur. Les signaux passent ensuite dans un boîtier de traitement électronique relié à un PC muni d'un logiciel permettant de piloter le système (d'après Sabil, 2005)

Des études ont testé la validité du Visuresp® à mesurer le débit ventilatoire dans différentes conditions (Eberhard et al., 2001; Fiamma et al., 2007). Les résultats obtenus par la PRI étaient comparés à un système de spirométrie de référence. Dix sujets sains ont participé à l'étude d'Eberhard et al. (2001). Le but était de comparer le Visuresp® à un spiromètre dans différents postures du corps (assis, couché sur le dos, couché sur le côté). Les valeurs de volume courant obtenues par le Visuresp® sont satisfaisantes en comparaison au système de référence. Néanmoins des imprécisions apparaissent pour des volumes courant supérieurs à 1 litre. En effet, pour des valeurs élevées du volume courant, la variation des sections au niveau de la cage thoracique et de l'abdomen ne sont pas les seules composantes expliquant les variations du volume pulmonaire (Eberhard et al., 2001). Nous verrons dans la suite de ce chapitre comment un modèle à trois degrés de liberté permet de palier à ces imprécisions d'estimation du volume courant. Dans l'étude de Fiamma et al. (2007), les sujets étaient placés dans un environnement calme (musique émotionnellement et dynamiquement neutre) en position assise et debout. Une période de 15 minutes était respectée avant de réaliser 10 minutes de mesure permettant de comparer les deux méthodes de mesure du débit ventilatoire. Les deux études s'accordent à dire que le Visuresp® permet une mesure fiable de la ventilation dans les conditions testées (assis, debout, couché sur le dos et couché sur le côté) (Figure 52).

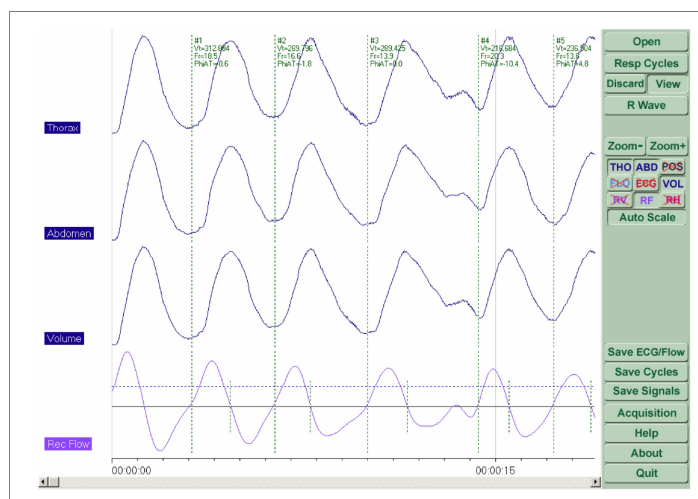


Figure 52 : Signaux mesurés (Thorax et Abdomen) et calculés (Volume et Débit) avec délimitation des cycles réalisée par le logiciel d'exploitation du Visuresp®. Les différents cycles respiratoires sont délimités par des lignes verticales en pointillées (d'après Sabil 2005)

Enfin, Le Visuresp a également fait l'objet de plusieurs publications, notamment dans le domaine clinique. Le succès de la ventilation mécanique dépend de son adaptation aux besoins du patient et à son confort. Ceci est crucial chez les patients présentant une insuffisance respiratoire chronique car, d'une part, ils nécessitent généralement une assistance ventilatoire à long terme et que,

d'autre part, ils sont conscients. Le problème principal de la ventilation assistée à long terme est l'existence de fuites d'air aussi bien chez les patients recevant une ventilation non invasive que chez ceux recevant une ventilation invasive. Ainsi, une première étude avait pour objectif d'évaluer les volumes courants atteignant réellement les poumons au cours de la ventilation assistée nocturne (Sabil 2005). À partir de données recueillies chez des patients atteints d'affections neuromusculaires sous ventilation assistée nocturne, invasive (pneumotachographe branché entre le ventilateur et le dispositif utilisé pour la ventilation : canule trachéale ou masque nasal) ou non invasive (PRI par le Visuresp[®]), une méthode d'évaluation des fuites d'air au cours du sommeil a été élaborée en prenant comme référence la ventilation pendant le temps de latence du sommeil. En effet, les fuites d'air augmentent au cours du sommeil et sont généralement compensées par une hyperventilation du sujet (Rodenstein et Levy 1999). Cette méthode non invasive peut être utilisée aisément dans un lit, en centre de soins ou à domicile. En conclusion, cette étude montre qu'il est possible d'évaluer les fuites d'air chez des patients ventilés à partir des seuls signaux de l'abdomen et du thorax obtenus par pléthysmographie respiratoire par inductance.

Une seconde étude avait pour but de montrer que la déglutition peut être détectée à partir du signal de débit respiratoire obtenu par la pléthysmographie respiratoire par inductance (Moreau-Gaudry et al., 2005b). Le système Visuresp[®] a été utilisé en intégrant un algorithme de détection d'apnées liées à la déglutition (Moreau-Gaudry et al., 2005a), et fournissant ainsi un outil clinique non invasif pour détecter et analyser les troubles de la déglutition. Cette méthode a été testée chez des personnes âgées chez qui la fréquence et la gravité de ces troubles sont connus (Moreau-Gaudry et al., 2005a; Moreau-Gaudry et al., 2005b). La détection automatique proposée dans cette étude présente une fiabilité satisfaisante, et confirme l'intérêt d'un tel système dans le milieu clinique et hospitalier.

c. Le Lifeshirt[®]

D'autres systèmes équivalents au Visuresp[®] existent, comme notamment le LifeShirt[®] développé par le groupe Vivometrics (USA) (Clarenbach et al., 2005; Witt et al., 2006). Cette veste est munie de différents capteurs capables de mesurer de nombreux paramètres physiologiques, et utilise notamment la technologie de la PRI pour estimer la ventilation des sujets (Figure 53).



Figure 53 : Le pléthysmographe respiratoire par inductance intégré à la veste Lifeshirt[®]

L'étude de Witt et al. (2006) a évalué la capacité du système de pléthysmographie respiratoire par inductance, intégré à la veste Lifeshirt[®], pour mesurer différents paramètres ventilatoires. Dix

sujets sains ont participé à cette étude. La fréquence respiratoire, le volume courant et la ventilation ont été mesurés au cours de 5 minutes de repos, d'une marche lente (3.7 km h⁻¹), d'une marche rapide (6.1 km h⁻¹), d'une course à allure lente (8.9 km h⁻¹), et enfin au cours d'une épreuve maximale à charge croissante (14.4 ± 2.7 km h⁻¹). Les valeurs moyennes de fréquence respiratoire, de volume courant et de ventilation ne sont pas significativement différentes entre le système portable Lifeshirt[®] et le système de référence par spirométrie (p<0.05). La Figure 54 représente les corrélations entre les données du Lifeshirt[®] et les données obtenues par le système de référence. Les coefficients de détermination du volume courant, de la fréquence respiratoire et de la ventilation sont respectivement $r^2 = 0.8676$, $r^2 = 0.9315$ et $r^2 = 0.9141$. La méthode de Bland et Altman est également utilisée pour évaluer l'intervalle de confiance à 95 % (Figure 55). Ce calcul permet d'estimer la précision des données obtenues à partir du Lifeshirt[®].

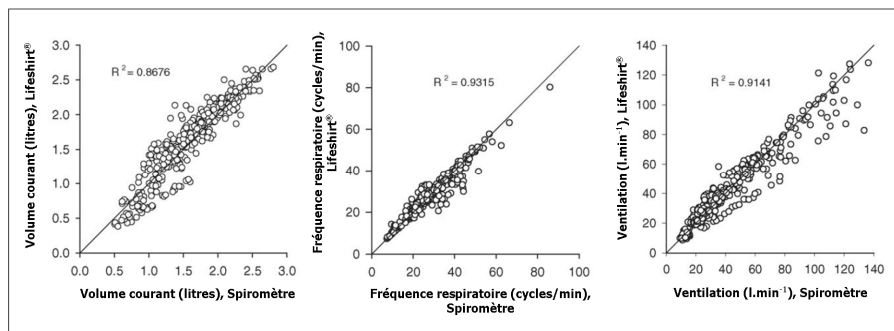


Figure 54 : Régressions linéaires entre les données du Lifeshirt[®] et du spiromètre de référence. La droite d'identité est tracée pour chacun des paramètres (V_T , FR et \dot{V}_E)

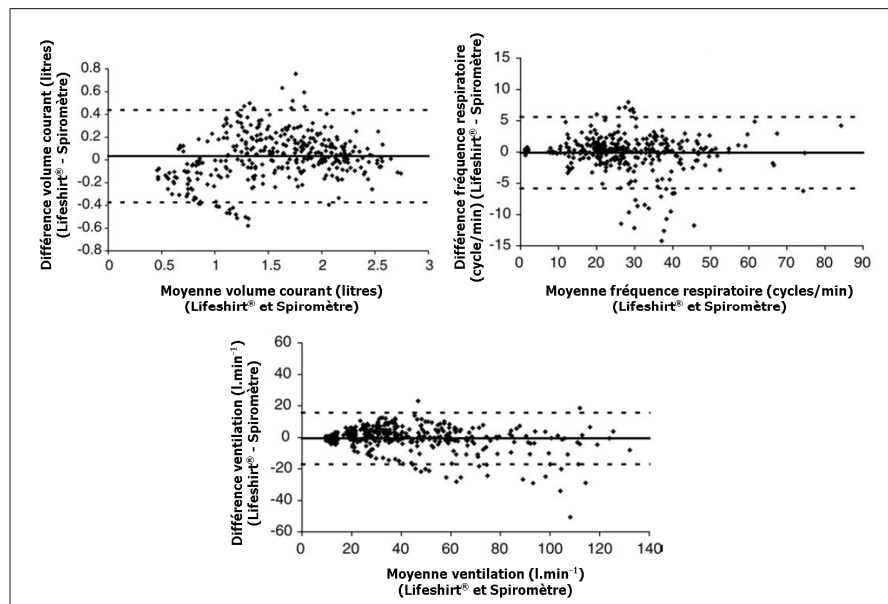


Figure 55 : Analyse de Bland et Altman sur l'ensemble des données (V_T , FR et \dot{V}_E) de l'expérimentation. L'axe des X représente la moyenne entre les valeurs du Lifeshirt[®] et du spiromètre. L'axe des Y représente la différence entre les valeurs du Lifeshirt[®] et du spiromètre. Les lignes pointillées représentent l'intervalle de confiance à 95% et la ligne continue représente le biais (différence moyenne)

Une autre étude a été réalisée chez 20 volontaires sains, 6 patients souffrant de BPCO et 5 patients souffrant de troubles cardiaques (Clarenbach et al., 2005). Le protocole était composé d'un test progressif sur tapis roulant adapté à chacun des sujets ou patients. La moitié des sujets sains réalisait ce test lesté d'un sac à dos de 10 kg. De la même manière, aucune différence significative de FR, V_T et \dot{V}_E n'a été trouvée entre le système PRI du Lifeshirt® et le système de référence de type spiromètre. L'ensemble des données de ventilation (2 480 cycles respiratoires) est représenté sur la Figure 56.

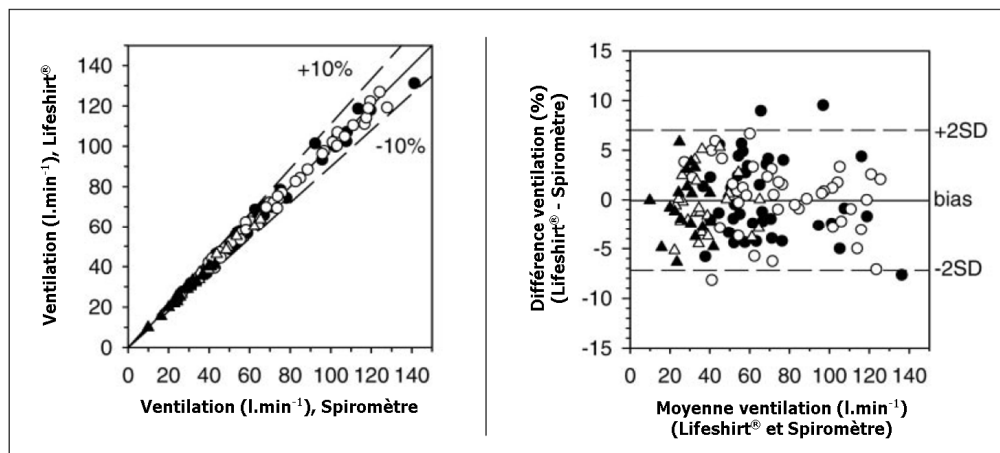


Figure 56 : Régression linéaire entre les données de ventilation du Lifeshirt® et du spiromètre. La droite d'identité a été tracée, ainsi que les droites à $\pm 10\%$ de la droite d'identité (à gauche). Analyse de Bland et Altman sur l'ensemble des données de ventilation (à droite). 10 sujets sains sans sac à dos (\circ), 10 sujets sains avec sac à dos (\bullet), 6 patients souffrant de BPCO (\blacktriangle), 5 patients souffrant de troubles cardiaques (\triangle).

Les résultats de ces deux études, ainsi que plusieurs revues de questions sur le Lifeshirt® (Grossman 2004; Wilhelm et al., 2003) suggèrent que le système PRI, intégré à cette veste, fournit des estimations raisonnables de la fréquence respiratoire, du volume courant et de la ventilation au cours d'activité de repos et d'exercice, chez différents types de populations.

Néanmoins, la principale application de ces vêtements (Visuresp® et Lifeshirt®) réside dans la réalisation d'examen cliniques ou dans la surveillance des paramètres vitaux du sujet hors du milieu hospitalier (Goodrich et Orr 2009; Grossman 2004; Halin et al., 2005; Sabil et al., 2004; Wilhelm et al., 2003). De plus, aucune application n'a été développée pour tenter d'estimer une dépense énergétique à partir des paramètres mesurés et/ou estimés par ces nouveaux vêtements.

2. Méthode utilisant un modèle à trois degrés de liberté

a. Principes théoriques

Dans les années 80, Smith et Mead (Smith et Mead 1986) montrent que les changements de posture associés à des mouvements de la colonne vertébrale et du bassin entraînent des déplacements importants de la paroi thoracique. Ce déplacement axial de la paroi thoracique fait apparaître un troisième degré de liberté, qui peut être évalué par la mesure des variations de distances entre le sternum (jonction xiphi-sternal) et le nombril (ombilic). La mesure de cette troisième distance

permettrait de prendre en compte les variations de posture du corps (Smith et Mead 1986). Les informations fournies par ce troisième degré de liberté, s'avèrent essentielles pour envisager le développement de cette méthode dans le but de mesurer la ventilation en condition de vie quotidienne.

b. Le couplage de magnétomètres

McCool et al. (1986), ont utilisé le modèle à trois degrés de liberté pour calculer un volume courant (McCool et al., 1986). Ce calcul est effectué à partir de la somme du mouvement axial de la paroi thoracique, du mouvement de la cage thoracique et celui de l'abdomen. Cette approche permet d'évaluer le volume courant avec une meilleure précision que le modèle à deux degrés de liberté, chez des sujets participant à des activités posturales variées (McCool et al., 1986; Paek et McCool 1992). Par la suite, McCool et Peak (1993) et McCool et al. (2002) ont utilisé cette approche à trois degrés de liberté pour mesurer la ventilation dans différentes situations. La première étude (McCool et Paek 1993), avait été menée dans un environnement de travail quotidien en dehors des conditions de laboratoire. Malheureusement, cette première étude n'a pas été concluante en raison du dispositif encombrant nécessaire pour réaliser les mesures de ventilation. C'est pour cette raison qu'un nouvel appareil, plus léger et portable a été développé pour mener à bien une seconde étude (McCool et al., 2002). Ce nouvel appareil était composé d'un couplage de 4 magnétomètres, capable de mesurer les variations de la distance axiale de la paroi thoracique et des distances de la cage thoracique et de l'abdomen (Figure 57).

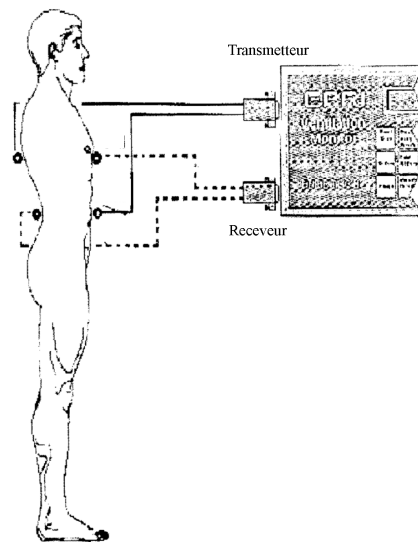


Figure 57 : Schéma représentatif de l'appareil développé par McCool et al., (2002)

Cette étude a permis de valider cette méthode pour mesurer le volume courant (V_T) (Figure 58), le temps inspiratoire (T_I) et le temps expiratoire (T_E) chez des sujets en position assis, debout et lors d'activité de marche sur tapis roulant.

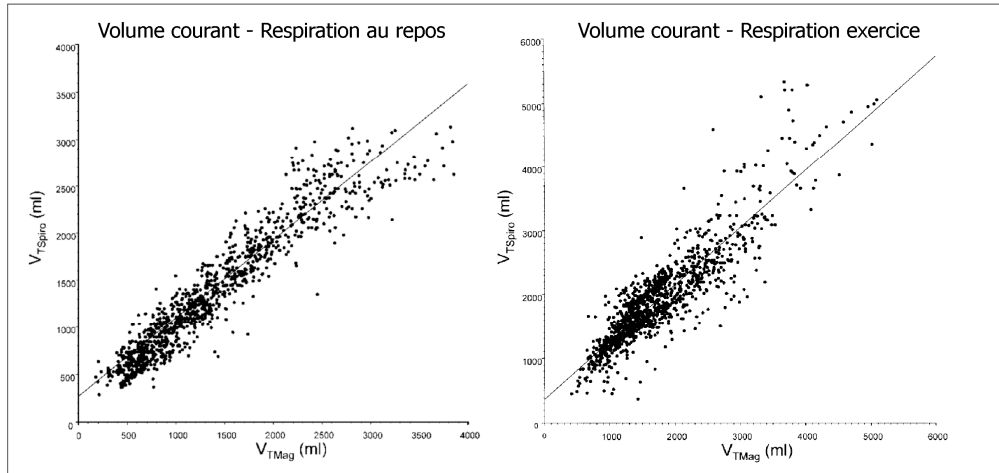


Figure 58 : Comparaison du volume courant mesuré par spirométrie (V_{TSpiro}) et par le couplage des magnétomètres (V_{TMag}). Corrélation entre V_{TSpiro} et V_{TMag} en condition de repos à gauche ($r^2=0.90$) et en condition d'exercice à droite ($r^2=0.79$) (d'après McCool et al., 2002)

Nous expliquerons dans la partie «Objectifs et problématiques des études» les raisons qui nous ont poussées à choisir cette méthode pour estimer la ventilation et la dépense énergétique en condition de repos et d'exercice.

3. La pléthysmographie opto-électronique

La pléthysmographie opto-électronique (POE) est une nouvelle technique non invasive qui permet une mesure extrêmement précise des variations de volume de la paroi thoracique. Elle permet ainsi de réaliser un partitionnement de la forme complexe de la paroi thoracique en différents compartiments fonctionnels (Figure 59). Cette technique est capable de mesurer les mouvements de la respiration, et combinée à des mesures de pression, elle peut être utilisée pour étudier la statique, la dynamique et l'aspect énergétique de l'appareil respiratoire.

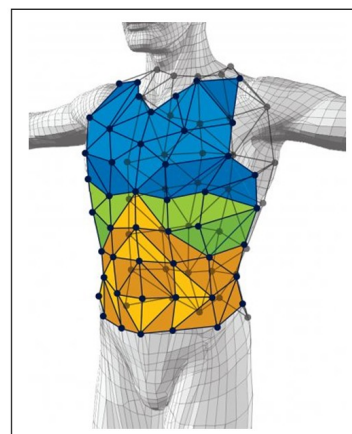


Figure 59 : Distinction des différents compartiments de la cage thoracique et de l'abdomen, à partir de l'OEP System, BTS Bioengineering

La POE est une technique entièrement non filaire, préservant la liberté de mouvement du sujet, mais nécessitant un nombre important de capteurs réfléchissants fixés sur la paroi thoracique et le dos du sujet (Figure 60, gauche). Le nombre de capteurs réfléchissants peut varier de 52 à 89 pièces. Un logiciel spécifique permet alors la reconstruction du tronc en trois dimensions (Figure 60, droite). Enfin, cette méthode peut être utilisée avec ou sans manœuvre de calibration spécifique au sujet.

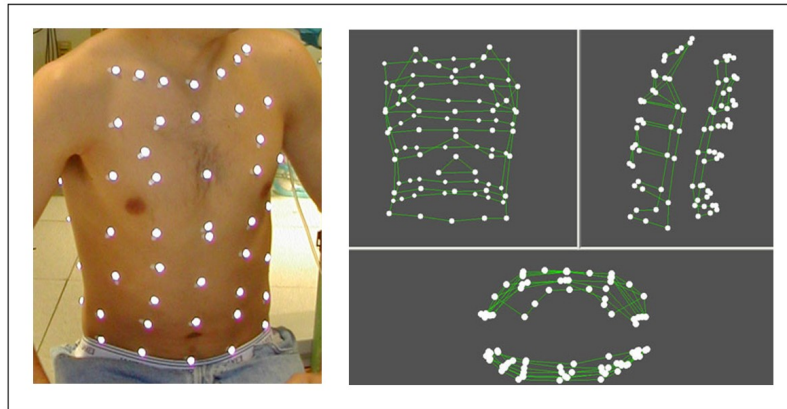


Figure 60 : Ensemble des capteurs réfléchissants placé sur le torse et le dos du sujet (à gauche), et reconstruction en 3 dimensions du buste à partir du logiciel de l'OEP System, BTS Bioengineering (à droite)

Le modèle d'appareil le plus souvent utilisé est l'OEP System commercialisé par BTS Bioengineering (Milan, Italie) (Figure 61) (Aliverti et al., 2001; Aliverti et al., 2000; Aliverti et al., 2004; Aliverti et al., 2005; Romagnoli et al., 2008; Wüst et al., 2008). Cet outil permet d'étudier de nombreuses pathologies respiratoires et neuromusculaires, comme par exemple la BPCO (Aliverti et al., 2005; Vogiatzis et al., 2008), la glycogénose de type II (Remiche et al., 2008) ou la dystrophie musculaire de Duchenne (Romei et al., 2009). Il permet également d'étudier les volumes pulmonaires et notamment les échanges gazeux au niveau alvéolaire (Aliverti et al., 2004; Wüst et al., 2008). Enfin, cette technique est particulièrement bien adaptée à la mesure de la déformation de la cage thoracique chez des sujets admis en soins intensifs (Aliverti et al., 2000).



Figure 61 : L'OEP System commercialisé par BTS Bioengineering

L'ensemble des caractéristiques et des résultats présentés dans les études précédentes, font de la POE non seulement un système fiable pour mener à bien des études fondamentales en physiologie et physiopathologie, mais aussi un outil intéressant pour le domaine clinique (Aliverti et al., 2001; Romagnoli et al., 2008). Néanmoins, son coût important et le mode opératoire du système (nombreux marqueurs à placer sur la paroi thoracique et le dos du sujet, caméras infrarouges) ne permettent pas l'utilisation de cet outil dans des conditions de vie quotidienne.

4. Une méthode basée sur la tomographie à 4 dimensions

La technique de l'imagerie par tomographie est une technique d'imagerie de reconstruction de volume d'un objet à partir d'une suite de mesures effectuées par tranche depuis l'extérieur de l'objet. Cette technique est très utilisée dans l'imagerie médicale, en géophysique et en astrophysique. Ainsi, le fondement de cette méthode repose sur la corrélation entre la déformation externe du corps (thorax) et la déformation interne des organes (poumons) au cours de la respiration (Li et al., 2009). La tomographie à quatre dimensions (trois dimensions spatiales et une dimension temporelle) du thorax est obtenue par l'intermédiaire d'un scanner (Philips Medical Systems®, Bothell, WA) permettant de suivre la déformation du thorax grâce à cinq marqueurs placés sur la cage thoracique et l'abdomen du sujet (Figure 62). La mesure de référence du volume courant et de la ventilation était obtenue par un spiromètre.

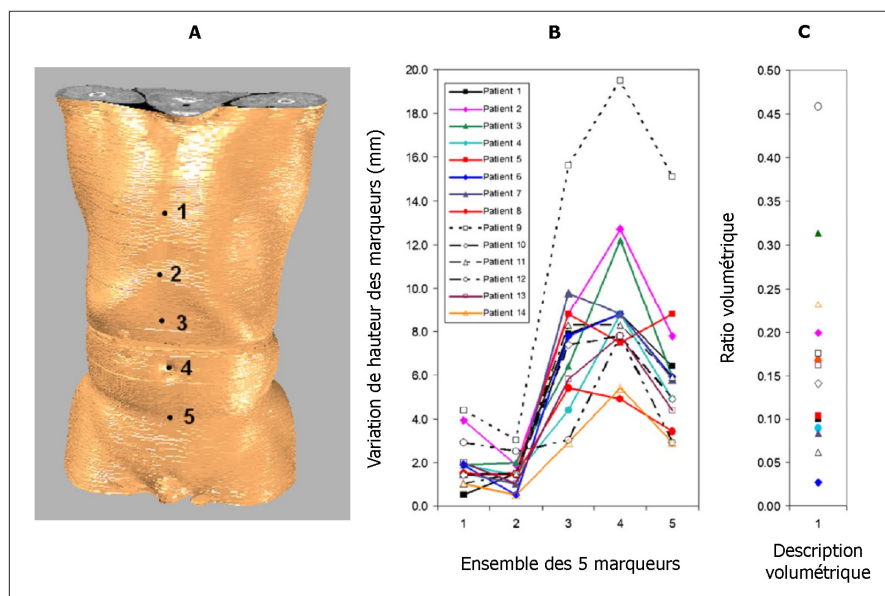


Figure 62 : Image volumétrique du torse d'un patient obtenu à partir de la méthode de tomographie à 4 dimensions (A). Variation de la hauteur des 5 marqueurs placés sur la cage thoracique et l'abdomen au cours de la respiration de 14 sujets différents (B). Description volumétrique de la respiration (C) (d'après Li G. et al., 2009)

L'étude de Li et al. (2009) établit une relation linéaire entre la variation du volume thoracique extérieur (VTE) et la variation de volume d'air des poumons (VAP). VTE et VAP sont mesurés par la technique de tomographie à quatre dimensions développée dans cette étude. La corrélation entre ces

deux paramètres (VTE versus VAP), pour l'ensemble des sujets réunis, est très bonne ($r = 0.992$, $p < 0.001$). VAP a également été comparé aux valeurs de volume courant obtenues par spirométrie. Une fois encore, la corrélation entre ces 2 paramètres est très bonne ($r^2 = 0.947$). Pourtant, il existe une corrélation faible entre VAP et les variations des hauteurs thoraciques ($r = 0.28 \pm 0.44$) et abdominales ($r = 0.82 \pm 0.30$).

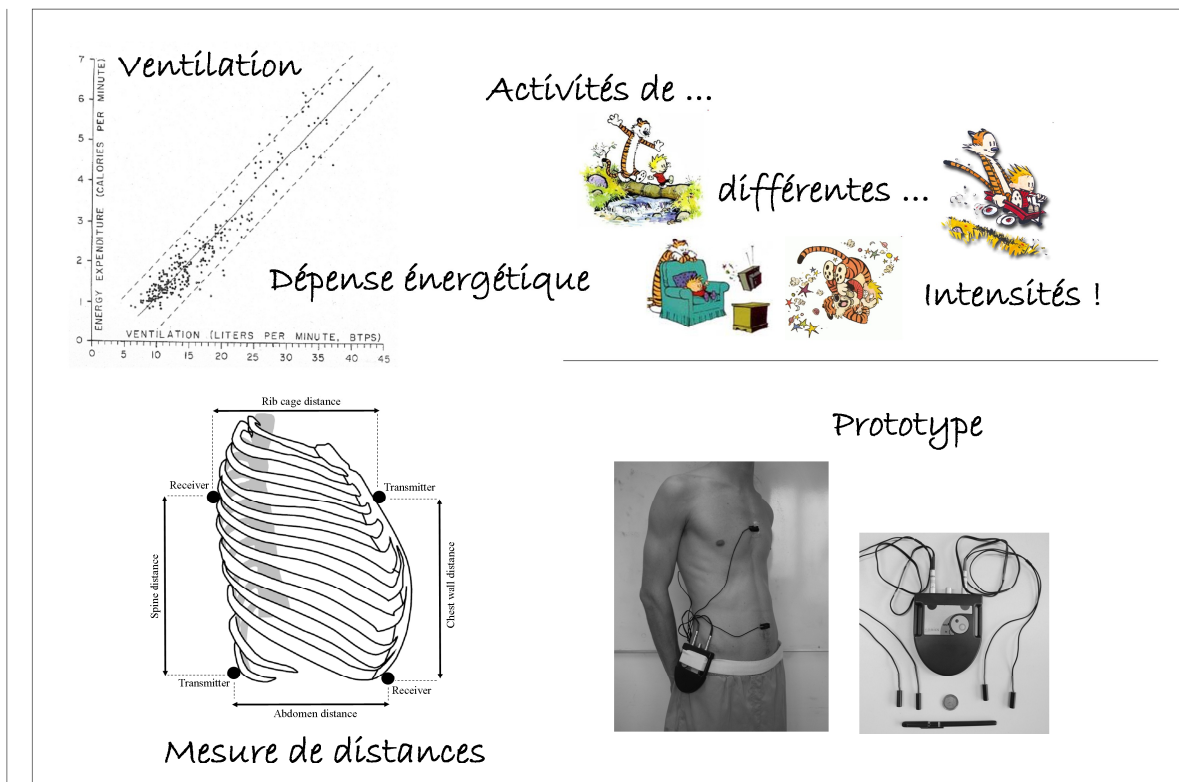
Li et al. (2009) confirment qu'il existe des corrélations fortes entre la variation du volume extérieur du thorax et de l'abdomen et les valeurs de volume courant mesurées par une méthode de référence. Néanmoins, cette méthode ne peut être envisagée pour réaliser des mesures en conditions de vie quotidienne. **Les observations réalisées par l'intermédiaire de la pléthysmographie opto-électronique et de la tomographie à quatre dimensions renforcent l'intérêt de développer des solutions d'exploration du volume pulmonaire à partir de mesures extérieures réalisées au niveau du tronc. Ces différentes études confirment ainsi l'orientation de nos travaux de thèse.**

Partie 2 : Contributions personnelles

La ventilation, un paramètre pertinent pour estimer la dépense énergétique ?

Estimation de la ventilation à partir des distances antéropostérieures thoraciques et abdominales, ainsi que la distance longitudinale du tronc.

Estimation de la dépense énergétique à partir de l'estimation de la ventilation.



Objectifs et problématiques des études

Les chapitres précédents ont cherché à décrire les enjeux de la quantification de l'activité physique et de l'estimation de la dépense énergétique au sein de notre société moderne. Au cours des deux premiers chapitres, un bilan des méthodes existantes a été proposé. Ce bilan met en évidence l'abondance des recherches scientifiques menées dans ce domaine. Certaines interrogations subsistent toutefois notamment au sujet des paramètres physiologiques à utiliser pour estimer une dépense énergétique en condition de vie quotidienne.

La fréquence cardiaque est un paramètre très souvent utilisé pour estimer la dépense énergétique en condition de vie quotidienne. Le nombre conséquent de publications scientifiques sur ce thème en atteste (Bitar et al., 1996; Ceesay et al., 1989; Davidson et al., 1997; Eston et al., 1998; Garet et al., 2005; Hiilloskorpi et al., 2003; Kurpad et al., 2006; Romagnoli et al., 2008; Spurr et al., 1988; Strath et al., 2000). Les progrès technologiques permettent désormais de mesurer la fréquence cardiaque à partir d'une ceinture thoracique, et ainsi de réaliser des enregistrements en situation de vie quotidienne. Cette méthode est simple d'utilisation et les valeurs de fréquence cardiaque peuvent être facilement exportées sur ordinateur. Toutefois, la relation liant FC à $\dot{V}O_2$ présente des variations importantes à certains niveaux d'intensités. La variabilité de la relation est importante au cours d'activité de faibles et de très hautes intensités (Achten et Jeukendrup 2003; Haskell et al., 1993). De plus, la fréquence cardiaque est sujette à variations dans des conditions de stress émotionnel ou de variations de température ambiante par exemple (Achten et Jeukendrup 2003). Ces augmentations de fréquence cardiaque se produisent sans variation de la consommation d'oxygène, ce qui peut entraîner de nouvelles sources d'erreurs dans l'estimation de la dépense énergétique. L'utilisation de la fréquence cardiaque pour estimer la dépense énergétique en condition de vie quotidienne présente donc des limites et des inconvénients majeurs. Dès les années 50, deux études ont montré la forte relation liant la ventilation à la dépense énergétique (Durnin et Edwards 1955; Ford et Hellerstein 1959). Selon ces auteurs, cette relation serait de type linéaire et s'étendrait dans une gamme de ventilation comprise entre 15 et 45 l.min⁻¹. Cette zone d'intensité correspond aux activités de la vie quotidienne, c'est-à-dire, à des activités d'intensités faibles à modérées. **Le but de notre première étude était donc de comparer les paramètres \dot{V}_E et FC comme indicateur de $\dot{V}O_2$ et de montrer l'intérêt de \dot{V}_E , par rapport à FC, pour estimer la dépense énergétique (Gastinger et al., 2010b).**

Cette première étude montre que \dot{V}_E est plus fortement corrélée à $\dot{V}O_2$ que FC lors d'activités de différentes intensités. L'ensemble de nos résultats montrent que la ventilation est un bon indicateur de la consommation d'oxygène, et ainsi indirectement un bon indicateur de la dépense énergétique au cours d'activités faibles à modérées. Toutefois, les techniques de références pour mesurer le débit ventilatoire requièrent généralement l'utilisation d'un masque, d'un embout buccal ou d'une pièce fermée. Ces techniques sont encombrantes, invasives, et ne permettent pas de réaliser des mesures en conditions réelles d'ambulation. Des méthodes alternatives ont été développées, permettant de mesurer le débit ventilatoire à partir de capteurs placés sur la surface du corps. Konno et Mead (1967) ont montré que le thorax et l'abdomen se comportaient mécaniquement comme des éléments distincts, contribuant aux variations de volume du système respiratoire d'une façon indépendante. C'est sur ce travail fondamental que s'appuie la pléthysmographie respiratoire par inductance (PRI), qui utilise un

modèle à deux degrés de liberté, à partir duquel la ventilation peut être estimée par la mesure de la variation des distances de la cage thoracique et de l'abdomen. Par la suite, Smith et Mead (1986) montrent que les changements de posture associés à des mouvements de la colonne vertébrale et du bassin entraînent des déplacements importants de la paroi thoracique. Ce déplacement axial de la paroi thoracique fait apparaître un troisième degré de liberté, qui peut être évalué par la mesure des variations de distances entre le sternum (jonction xiphi-sternal) et le nombril (ombilic). La mesure de cette troisième distance prend en compte les variations de posture du corps, et permet ainsi d'estimer la ventilation dans différentes conditions (allongé, assis, debout). McCool et al. (2002), ont ainsi développé un appareil permettant de mesurer différents paramètres respiratoires à partir du modèle à trois degrés de liberté. Ce nouvel appareil est composé d'un couplage de 4 magnétomètres, capable de mesurer les variations de la distance axiale de la paroi thoracique et des distances de la cage thoracique et de l'abdomen. L'étude de McCool et al. (2002) a permis de valider le couplage des 4 magnétomètres pour mesurer le volume courant, le temps inspiratoire et le temps expiratoire chez des sujets en position assis, debout et lors d'activité de marche sur tapis roulant. C'est pour ces raisons que nous avons choisi d'utiliser cette technologie, basée sur le couplage de 4 magnétomètres, pour estimer la ventilation et la dépense énergétique au cours de nos travaux de thèse. La pléthysmographie opto-électronique (Romagnoli et al., 2008) et la tomographie à quatre dimensions (Li et al., 2009) ne seront pas retenues, car ces méthodes sont inutilisables dans le cadre de la vie quotidienne.

Les deux dernières études de cette thèse ont donc pour but d'étudier la ventilation comme indice de dépense énergétique au cours de différentes activités physiques correspondant à des activités de la vie quotidienne. Pour satisfaire cet objectif, nous avons été amenés à développer un nouvel appareil léger, portable et non invasif permettant de mesurer les distances antéropostérieures thoraciques et abdominales, ainsi que la distance longitudinale du tronc, afin d'estimer la ventilation d'un individu. L'appareil que nous avons développé se base sur l'étude de McCool et al. (2002). Néanmoins, notre prototype et notre méthode de calibration sont différents en plusieurs points. Notre prototype est plus léger, plus petit, non filaire et préserve la liberté de mouvement du sujet. Notre méthode de calibration est également différente, car elle se base directement sur les activités étudiées (assis et debout au repos, marche à 4, 5 et 6 km.h⁻¹). Enfin, les équations de régression utilisées dans notre étude intègrent la mesure d'une distance additionnelle dénommée L4 (voir équation 1, page 108). Cette distance additionnelle pourrait permettre d'améliorer et d'optimiser l'estimation de la ventilation par le couplage des magnétomètres. **Le but de notre seconde étude était donc de valider ce prototype, basé sur le couplage de 4 magnétomètres, comme un appareil d'estimation de la ventilation. Les activités explorées incluent les postures du corps (assis et debout au repos) et les activités ambulatoires de marche à 4, 5 et 6 km.h⁻¹, correspondant à des activités retrouvées en condition de vie quotidienne.**

La suite de nos travaux a pour objectif d'estimer la dépense énergétique à partir de notre prototype. Ainsi, au cours de notre troisième étude la dépense énergétique était estimée à partir de la relation individuelle établie entre \dot{V}_E et DE. **Le but de notre dernière étude était donc de valider notre méthode en comparant les valeurs de dépense énergétique estimées par notre prototype, aux valeurs de dépense énergétique mesurées par un système de calorimétrie indirecte, au cours d'activités de repos et au cours d'exercices d'intensités faibles à modérées.**

Etude 1 :

Intérêt de la mesure de la ventilation pour l'estimation de la dépense énergétique

A comparison between ventilation and heart rate as indicator of oxygen uptake during different intensities of exercise

*Steven Gastinger, Anthony Sorel, Guillaume Nicolas, Arlette Gratas-Delamarche &
Jacques Prioux*

*Journal of Sports and Science in Medicine
(9); 110-118, Mars 2010*

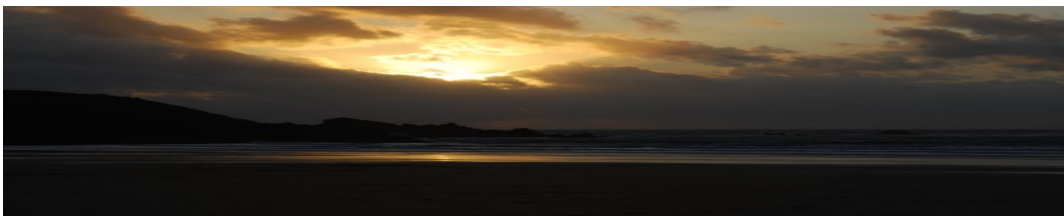
Ventilation: a reliable indicator of oxygen consumption during physical activities of various intensities?

*Steven Gastinger, Guillaume Nicolas, Anthony Sorel, Arlette
Gratas-Delamarche, Hassane Zouhal, Paul Delamarche &
Jacques Prioux*

*"The Engineering of Sport 7"
June 2008*

• • •

« La simplicité est la sophistication suprême »



Léonard de Vinci (Peintre et savant italien)

L'ensemble des études menées au cours de ce projet respecte les indications de la déclaration d'Helsinki et l'ensemble des expérimentations a été approuvé par le comité d'éthique de Rennes 1. Un accord écrit a été signé par l'ensemble des sujets. Aucun des sujets ne présentait de troubles respiratoires ou cardiaques, d'hypertension ou ne souffrait d'une maladie chronique.

Méthodologie étude 1

L'hypothèse de l'étude était la suivante : lors d'activités physiques de différentes intensités \dot{V}_E serait plus fortement corrélée à $\dot{V}O_2$ que FC. Le but de cette première étude était de comparer les paramètres \dot{V}_E et FC comme indicateur de $\dot{V}O_2$ et de montrer l'intérêt de \dot{V}_E pour estimer la dépense énergétique.

Organisation générale

Douze sujets masculins, âgés de 27.25 ± 4.33 ans, ont volontairement participé à cette l'étude. Le protocole expérimental est schématisé sur la Figure 63. Au cours de la première journée d'expérimentation (J1), chaque sujet réalisait un exercice maximal à charge croissante, dans le but de déterminer les intensités relatives de chacun des exercices réalisés à J2, J3 et J4. Une période d'échauffement de 10 minutes à 8 km.h^{-1} précédait l'exercice maximal à charge croissante. Ce test débutait à une vitesse initiale de 10 km.h^{-1} . L'incrémentement du test était de 1 km.h^{-1} toutes les 3 minutes. Les sujets étaient encouragés verbalement à continuer leur effort. Il était admis que les sujets avaient atteint leur $\dot{V}O_{2 \text{ max}}$ lorsque trois des critères suivants, ou plus, étaient observés ; atteinte d'un plateau de $\dot{V}O_2$ malgré l'augmentation de la vitesse de course (variation de $\dot{V}O_2 \leq 150 \text{ ml.min}^{-1}$) (Taylor et al., 1955), un quotient respiratoire final (QR_{max}) supérieur à 1.1, un épuisement visible du sujet et une FC en fin d'exercice (FC_{max}) proche de la valeur maximale prédite [$210 - (0.65 \times \text{âge})$]; (Spiro 1977)]. Au cours des trois journées suivantes (J2, J3 et J4), chacun des sujets réalisait trois types d'activités différentes (marche sans charge, marche avec charge, exercice intermittent) lors de 3 jours distincts. Une période de 48 heures séparait chacune des activités. Ces activités étaient réalisées dans un ordre aléatoire par chacun des sujets. Chacune des activités était précédée par une période de 5 minutes de repos en position assise. L'ensemble des activités de marche était réalisé sur un tapis roulant (Gymrol, super 2500).

La première activité était une marche sans charge. Chaque sujet réalisait trois sessions de marche (3, 4.5 et 6 km.h^{-1}) et l'ordre était sélectionné par tirage au sort. Par la suite, chaque session de marche était caractérisée par une durée (1, 3 ou 6 min) et une pente (0, 5 et 10%) également sélectionnées par tirage au sort. Le détail de la session de marche avec et sans charge est présenté dans la Figure 64. Une période de 10 minutes au repos en position assis était maintenue entre chaque session de marche. La seconde activité était la marche avec charge. Le protocole était le même que pour la marche sans charge. La charge appliquée au sujet était un sac à dos lesté de 10 kg. La charge était placée sur le sujet lors de la dernière minute de repos, juste avant de commencer la session de marche. Au cours des périodes de repos et entre les différentes étapes, le sac à dos était délesté du sujet. Enfin, la troisième activité était un exercice de type intermittent. Cette session consistait dans l'alternance de séquences de marche (5 km.h^{-1}) et de course (10 km.h^{-1}). Une session complète était

constituée par cinq séquences consécutives, dont la durée de chaque période de marche et de course était sélectionnée par tirage au sort (30, 45 ou 60 secs).

L'ensemble des activités était réalisé dans des conditions ambiantes de laboratoire. Pour chacune des activités, il était demandé aux sujets de ne pas pratiquer d'activité physique, de consommer de l'alcool ou du tabac dans les 24 heures qui précédaient les tests, et de ne pas s'alimenter dans les 2 heures précédant le test. Les sujets étaient invités à se présenter au laboratoire 30 minutes avant le début des mesures. À J1, les mesures ($\dot{V}O_2$, $\dot{V}E$, et FC) débutaient lors de la période d'échauffement des sujets. À J2, J3 et J4, les mesures démarraient au cours de la période de repos assis de 5 minutes.

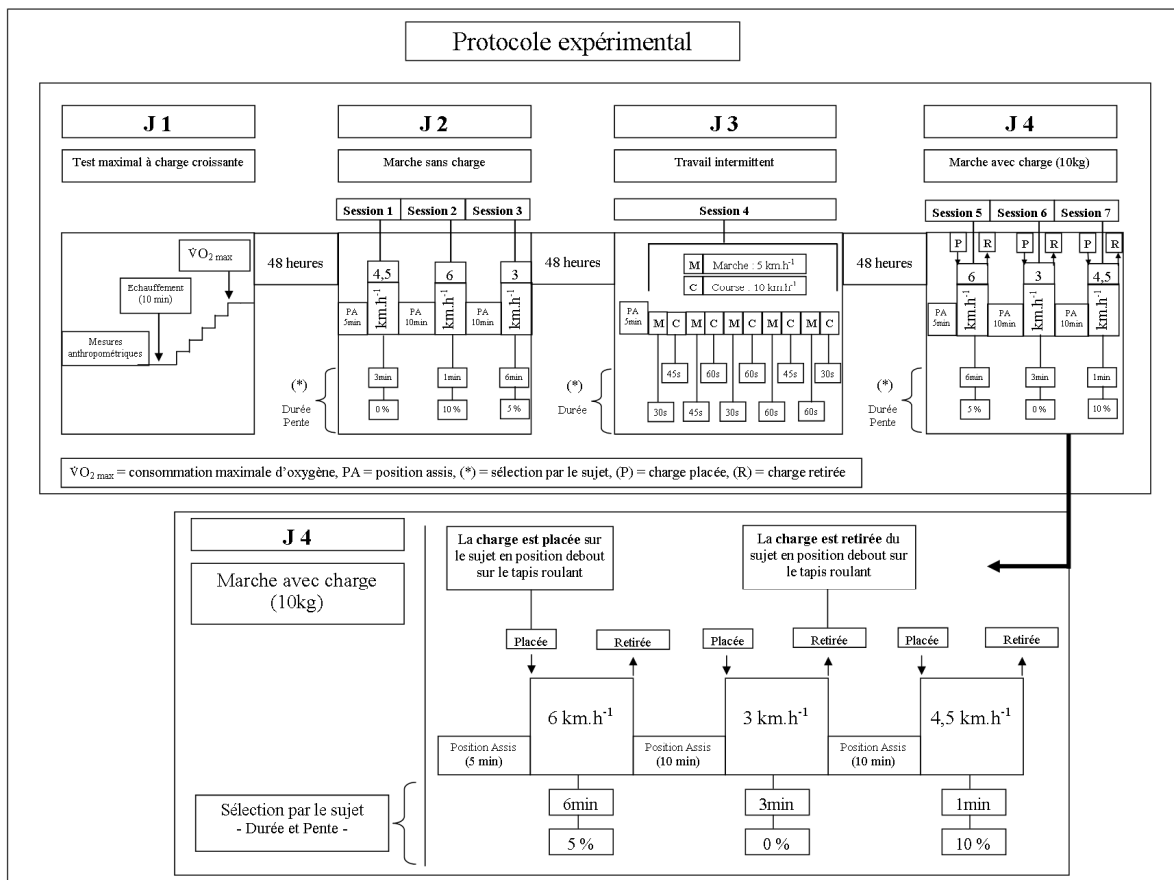


Figure 63 : Description des quatre jours d'expérimentation (J1, J2, J3 et J4) et détails de l'activité marche avec charge

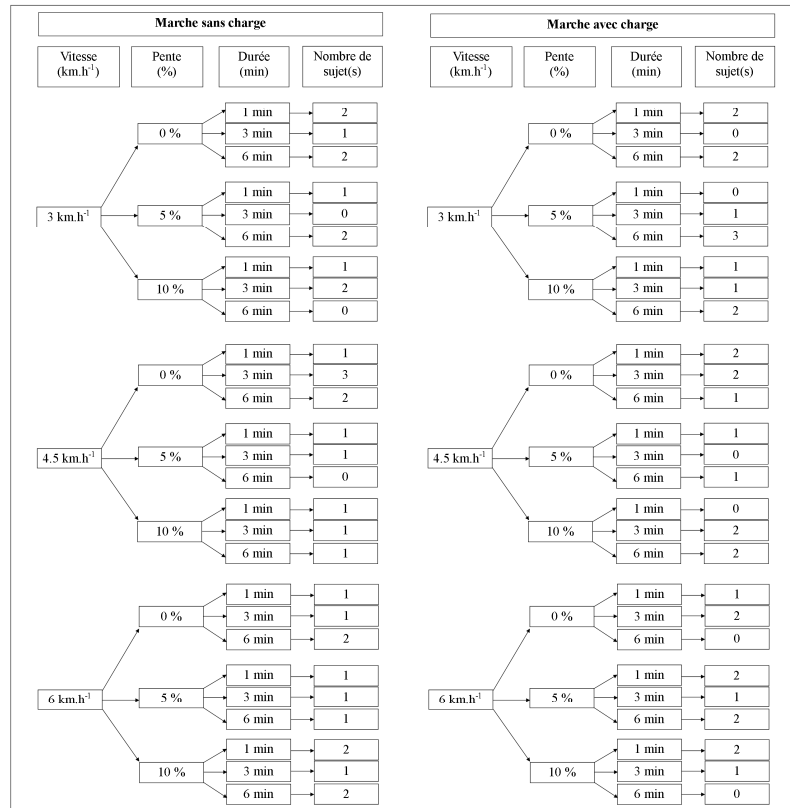


Figure 64 : Détails du protocole expérimental : arborescence des marche avec et sans charge (68 marches)

Paramètres calculés lors de l'exercice maximal à charge croissante (j_1)

Méthode de détermination du seuil ventilatoire 1 (SV₁)

Le seuil ventilatoire 1 était déterminé à J1 lors de l'exercice maximal à charge croissante. La méthode des équivalents respiratoires (Wasserman et al., 1990) était utilisée, où le seuil ventilatoire 1 correspond au point à partir duquel l'équivalent respiratoire en O₂ ($\dot{V}_E / \dot{V}O_2$) commence à augmenter tandis que l'équivalent respiratoire en CO₂ ($\dot{V}_E / \dot{V}CO_2$) reste stable. Le seuil ventilatoire 1 était déterminé visuellement et indépendamment par deux observateurs.

Paramètres calculés lors des exercices de différentes intensités (j_2, j_3, j_4)

Méthode de calcul de l'intensité des exercices

Pour évaluer l'intensité de chacune des sessions, nous avons choisi de l'exprimer en valeur moyenne de $\dot{V}O_2$ et en pourcentage de $\dot{V}O_{2max}$. La valeur moyenne de $\dot{V}O_2$ était calculée sur le temps total de chaque session d'exercice. Ces valeurs de $\dot{V}O_2$ étaient ensuite moyennées pour obtenir $\dot{V}O_{2moy}$ et le pourcentage de $\dot{V}O_{2max}$ de chaque groupe d'activité. Les valeurs moyennes de \dot{V}_E et FC étaient également calculées sur le temps total de chaque session d'exercice. Ces valeurs de \dot{V}_E et de FC étaient alors moyennées pour obtenir \dot{V}_{Emoy} et FC_{moy} .

Répartition des exercices de différentes intensités en quatre principaux groupes

Chacun des sujets réalisait sept activités différentes (trois marches sans charge + trois marches avec charges + un exercice intermittent). Quatre sessions de marche n'ont pas été retenues en raison d'erreurs de mesure. Ainsi, le nombre total de sessions étudiées était de 80.

Afin de permettre l'analyser des résultats, l'ensemble des activités était classé en deux grandes parties. Chacune de ces parties était divisée en deux groupes différents. Cette classification a été réalisée en prenant en compte la durée de chacune des activités.

- La partie 1 inclut les activités présentant un état stable de consommation d'oxygène. Le premier groupe (Groupe 1) inclut des marches avec ou sans charge (n=20), d'une durée de 3 minutes et dont l'intensité était comprise entre 20 et 55% de $\dot{V}O_{2max}$. Le second groupe (Groupe 2) inclut des marches avec ou sans charge (n=26), d'une durée de 6 minutes et dont l'intensité était comprise entre 17 et 62% de $\dot{V}O_{2max}$.
- La partie 2 inclut les activités sans état stable de consommation d'oxygène. Le troisième groupe (Groupe 3) inclut des marches avec ou sans charge (n=22), d'une durée de 1 minute et dont l'intensité était comprise entre 13 et 40% de $\dot{V}O_{2max}$. Enfin, le quatrième groupe (Groupe 4) regroupait les travaux intermittents (n=12) dont l'intensité était comprise entre 40 et 60% de $\dot{V}O_{2max}$.

Méthode de calcul des coefficients de détermination

Pour confirmer notre hypothèse (\dot{V}_E serait plus fortement corrélée à $\dot{V}O_2$ que FC), nous avons comparé les relations $\dot{V}O_2 = f(FC)$ et $\dot{V}O_2 = f(\dot{V}_E)$ au cours des différentes sessions d'exercices, à l'aide du coefficient de détermination (r^2). Les r^2 étaient calculés en associant l'ensemble des activités de deux manières différentes. Premièrement, pour l'ensemble des sessions (n=80), une régression linéaire était établie entre les paramètres $\dot{V}O_2$ et \dot{V}_E d'une part et entre les paramètres $\dot{V}O_2$ et FC d'autre part (n=160 régressions). Les r^2 étaient calculés sur le temps total de chaque session ($r^2_{session}$). Pour l'ensemble des quatre groupes, toutes les valeurs individuelles étaient moyennées. Deuxièmement, pour chacun des sujets (n=12), les données de $\dot{V}O_2$, \dot{V}_E et FC des sept sessions d'exercice étaient regroupées dans un même ensemble. À partir des ensembles de chaque sujet, une régression linéaire était établie entre $\dot{V}O_2$ et \dot{V}_E et entre $\dot{V}O_2$ et FC (n=24 régressions). Les r^2 étaient calculés sur la durée totale des sept sessions d'exercice (r^2_{sujet}).

Analyses statistiques

Comparaison de la ventilation et de la fréquence cardiaque

Le test de Mann Whitney était utilisé pour calculer le degré de significativité des corrélations, et pour juger de l'existence d'une différence significative entre les $r^2_{session}$ des relations $\dot{V}O_2 = f(FC)$ et $\dot{V}O_2 = f(\dot{V}_E)$ de chacun des groupes d'activités. Le même test était appliqué pour calculer le niveau de significativité des valeurs de r^2_{sujet} . La valeur de significativité était fixée à $p < 0.05$.

Etude 2 :

Un nouvel appareil portable et non invasif d'estimation de la ventilation

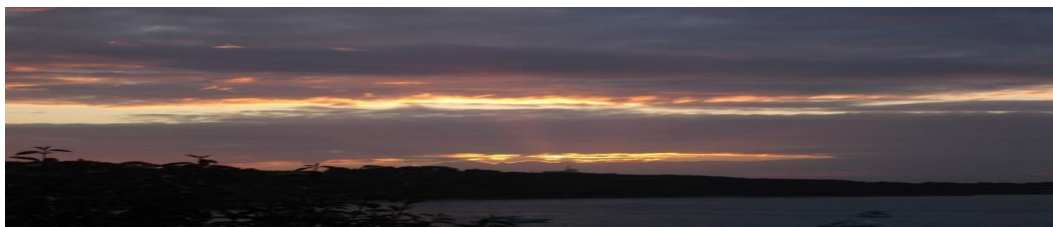
Estimates of ventilation from measurements of rib cage and abdominal distances: A portable device

Steven Gastinger, Hamid Sefati, Guillaume Nicolas, Anthony Sorel, Arlette Gratas-Delamarche, Jacques Prioux

*Article accepté le 25 Mars
à l'European Journal of Applied Physiology*

• • •

« La simplicité absolue est la meilleure manière de se distinguer »



Charles Baudelaire (Poète français)

Méthodologie étude 2

Le but de cette seconde étude était de valider l'utilisation de magnétomètres pour estimer la ventilation lors d'activités de repos (assis et debout) et d'exercices de marche à 4, 5 et 6 km.h⁻¹, correspondant à des activités retrouvées en condition de vie quotidienne.

Organisation générale

Douze sujets masculins, âgés de 26.9 ± 5.3 ans, ont volontairement participé à cette étude. Chacun des sujets participait à la manœuvre de calibration (jour 1 et 2) et à une seconde série de mesure (jour 3).

Manœuvre de calibration (Figure 66 – jour 1 et 2)

Le premier jour était composé de deux activités différentes : assis et debout au repos. Chaque activité était initialisée par une période de 10 minutes de repos avant de débiter les mesures. Les activités assis et debout étaient divisées en trois périodes. Durant ces trois différentes périodes, nous demandions au sujet 1/ de respirer de manière naturelle, 2/ de respirer en mobilisant principalement le thorax puis 3/ de respirer en mobilisant principalement l'abdomen. Chaque activité débutait par 2 minutes de mesure, suivie d'une minute d'enregistrement. Une période de 2 minutes était observée entre chaque période de respiration. Les sujets commençaient par la respiration normale, puis réalisaient dans un ordre aléatoire la respiration thoracique et la respiration abdominale. Les sujets disposaient d'un feedback visuel de leur respiration au travers d'un écran d'ordinateur. Sur la Figure 65, les courbes bleue, rouge, jaune et verte correspondent respectivement à la distance thoracique, abdominale, antérieure et postérieure, mesurées par le couplage des magnétomètres.

La seconde journée était composée de plusieurs exercices. Le protocole était composé par trois activités de marche à 4, 5 et 6 km.h⁻¹ séparées par des périodes de 10 minutes de repos. L'ordre des trois activités de marche était tiré au sort par le sujet. Chaque activité était composée de 5 minutes de mesure, pour s'assurer que le sujet avait bien atteint l'état stable de consommation d'oxygène, suivie par une période d'une minute d'enregistrement. Durant les périodes d'exercice, il était demandé aux sujets de respirer de manière naturelle.

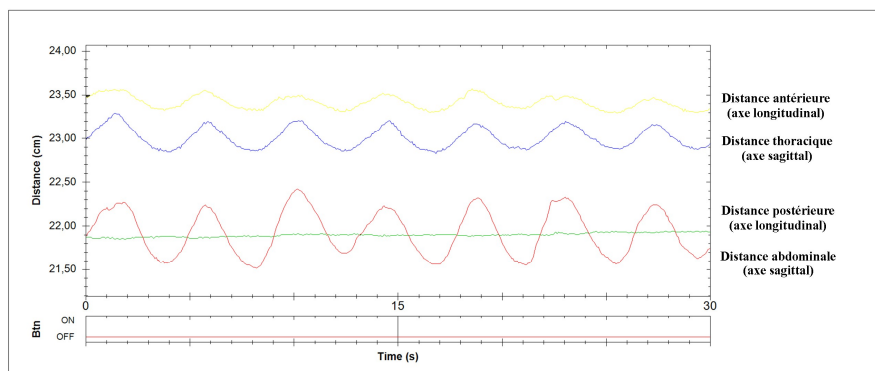


Figure 65 : Variations de la distance (cm) thoracique, abdominale, antérieure et postérieure, mesurées par le couplage des magnétomètres, en position debout au repos

Conditions de repos et d'exercice (Figure 66 – jour 3)

Chacun des sujets réalisait 3 activités successives : une activité assis au repos, une activité debout au repos et un exercice de marche. Chaque activité était initialisée par une période de 10 minutes de repos avant de débiter les mesures. Les activités assis et debout étaient composées par une période de 5 minutes de repos en état stable, au cours desquelles les sujets étaient invités à respirer de manière naturelle. L'activité d'exercice correspondait à une période d'état stable de 5 minutes à une vitesse de marche sélectionnée par le sujet (4, 5 ou 6 km.h⁻¹). Le but de cette seconde série de mesure était d'appliquer et de vérifier la validité de la manœuvre de calibration. \dot{V}_E mesurée par le couplage de magnétomètres ($\dot{V}_{E_{mag}}$) et \dot{V}_E mesurée par le spiromètre ($\dot{V}_{E_{spiro}}$) étaient comparées dans les conditions assis et debout et lors des exercices de marche.

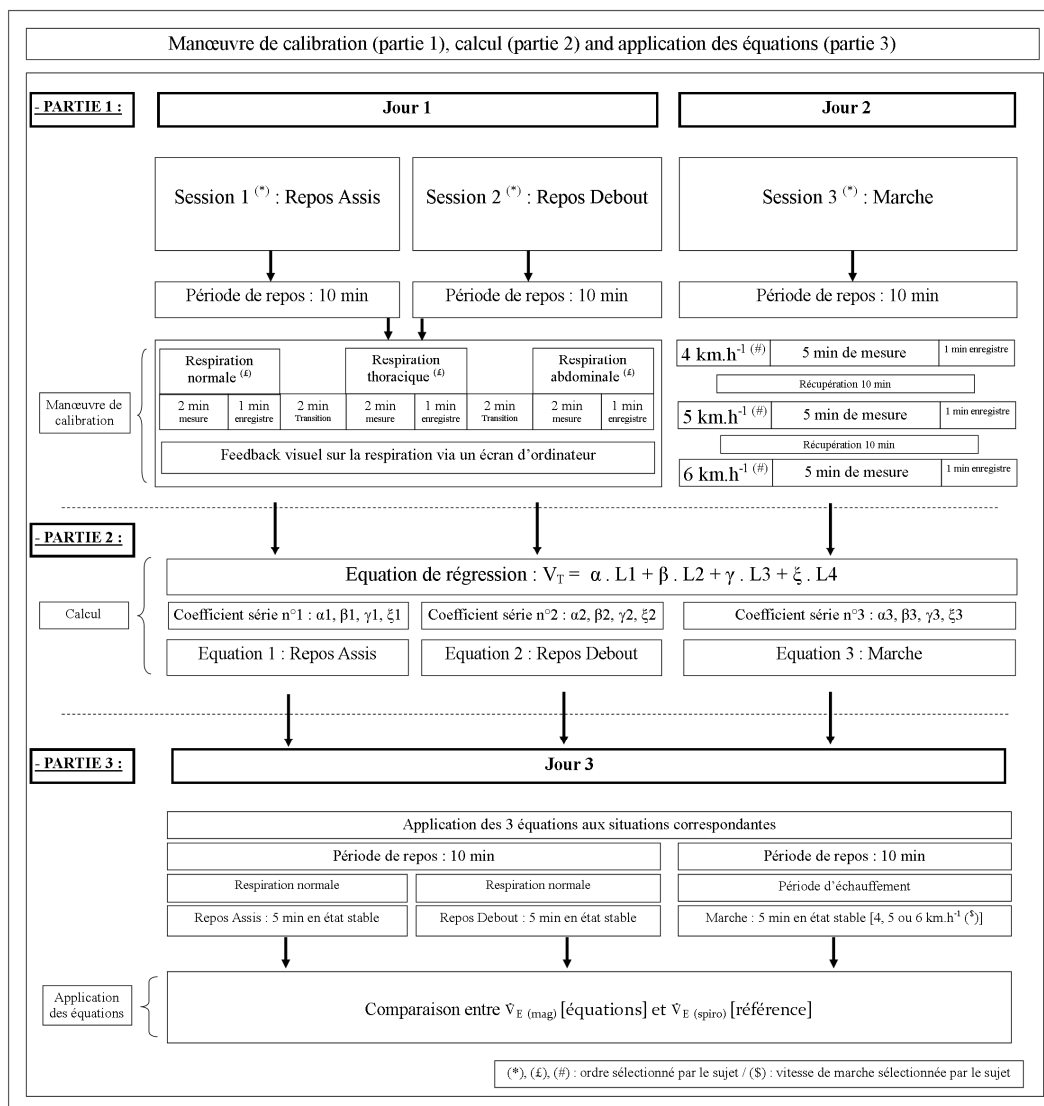


Figure 66 : Détails du protocole expérimental et les différentes étapes du traitement des données

Paramètres calculés à partir de la manœuvre de calibration (j_1, j_2)

Elaboration des équations (Figure 66, partie 2)

Nous disposons de 4 mesures de distances, obtenues à partir du couplage de 4 magnétomètres. Nous nous proposons d'établir un modèle statistique en supposant que les variables utilisées (4 distances mesurées) étaient suffisantes pour expliquer le volume de référence mesuré par le spiromètre. Cette hypothèse respectait le modèle à trois degrés de liberté proposé par Smith et Mead en 1986 (Smith et Mead 1986). Une quatrième distance était également mesurée au niveau de la colonne vertébrale, le long de l'axe longitudinal.

Lorsque le sujet était au repos et qu'il retenait sa respiration, aucun volume courant n'était détecté par le spiromètre. Pourtant, les magnétomètres mesuraient des distances thoraciques, abdominales et longitudinales. Par conséquent, nous avons inclus une constante (c^{ste}) à notre équation de régression qui permet de prendre en compte le volume initial du thorax :

$$V = c^{ste} + \alpha L_1 + \beta L_2 + \gamma L_3 + \xi L_4 + \epsilon \quad (1)$$

où la constante (c^{ste}) et les coefficients ($\alpha, \beta, \gamma, \xi$) étaient à identifier, et ϵ était l'erreur du modèle lié aux mesures. V est le volume de référence mesuré par le spiromètre. L_1, L_2, L_3 et L_4 étaient respectivement la distance thoracique et abdominale antéropostérieure et la distance longitudinale antérieure et postérieure.

Cette équation était vérifiée à chaque temps t_i :

$$V_i = c^{ste} + \alpha L_{i,1} + \beta L_{i,2} + \gamma L_{i,3} + \xi L_{i,4} + \epsilon_i \quad (2)$$

L'équation précédente est ensuite écrite sous forme matricielle pour permettre de calculer la constante (c^{ste}) et les coefficients ($\alpha, \beta, \gamma, \xi$) :

$$\begin{bmatrix} V_1 \\ \vdots \\ V_n \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & L_{1,1} & L_{1,2} & L_{1,3} & L_{1,4} \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ 1 & L_{n,1} & L_{n,2} & L_{n,3} & L_{n,4} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} c^{ste} \\ \alpha \\ \beta \\ \gamma \\ \xi \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \epsilon_1 \\ \epsilon_2 \\ \vdots \\ \epsilon_n \end{bmatrix} \quad (3)$$

En effet, la forme matricielle permet de prendre en compte l'ensemble des données mesurées à chaque temps t_i par le spiromètre de référence ($V_1 \rightarrow V_n$) et par le couplage des magnétomètres ($L_{1,1} \rightarrow L_{n,1}$; $L_{1,2} \rightarrow L_{n,2}$; $L_{1,3} \rightarrow L_{n,3}$; $L_{1,4} \rightarrow L_{n,4}$).

Pour résoudre cette équation matricielle, nous avons utilisé la méthode des moindres carrés ordinaires. Cette méthode permet de calculer une constante (c^{ste}), des coefficients ($\alpha, \beta, \gamma, \xi$) et une erreur du modèle (ϵ) à partir des mesures à chaque instant t , et ainsi obtenir un volume (volume calculé) se rapprochant le plus possible de la mesure de référence (volume mesuré). En d'autres termes, notre méthode fait correspondre les mesures de distances (L_1, L_2, L_3 et L_4) au volume de référence (volume mesuré). Les solutions de l'équation se présentent sous la forme de quatre coefficients (\hat{a}) et

une constante (\hat{c}^{ste}). L'erreur sur les mesures était considérée comme négligeable et n'était pas prise en compte dans l'équation finale :

$$\hat{V}_i = c^{ste} + \hat{\alpha}L_{i,1} + \hat{\beta}L_{i,2} + \hat{\gamma}L_{i,3} + \hat{\xi}L_{i,4} \quad (4)$$

La constante (c^{ste}) et les coefficients spécifiques ($\alpha, \beta, \gamma, \xi$):

La manœuvre de calibration avait pour but de déterminer la constante (c^{ste}) et les coefficients spécifiques ($\alpha, \beta, \gamma, \xi$) de chacun des sujets dans les trois conditions différentes (assis, debout et activité de marche).

Quatre jeux de coefficients et constantes étaient déterminés à partir de la position assis. Le premier jeu était déterminé à partir de la combinaison des trois types de respiration (normale, thoracique et abdominale). Les trois autres jeux de coefficients et constantes étaient déterminés à partir de la seule activité de respiration normale, thoracique et abdominale. Le jeu de coefficients retenu ($C^{ste 1}, \alpha 1, \beta 1, \gamma 1, \xi 1$), permettait de recalculer avec la meilleure précision les paramètres $T_{Imag}, T_{Emag}, V_{Tmag}$ et \dot{V}_{Emag} en position assis. Le jeu de coefficients de la position debout ($C^{ste 2}, \alpha 2, \beta 2, \gamma 2, \xi 2$) était déterminé à partir de la même méthodologie.

Au cours des exercices de marche sur tapis roulant, les coefficients spécifiques ($C^{ste 3}, \alpha 3, \beta 3, \gamma 3, \xi 3$) de chaque vitesse de marche (déterminés le jour 2) étaient appliqués aux vitesses de marche correspondantes (jour 3). L'association des 3 activités de marche, afin de déterminer une équation unique, ne permettait pas d'aboutir à un calcul précis de $T_{Imag}, T_{Emag}, V_{Tmag}$ et \dot{V}_{Emag} .

Par conséquent, il était donc nécessaire de calibrer cet appareil pour chacune des vitesses de marche et chacune des positions du sujet (assis et debout). Cette calibration systématique permettait un calcul fiable et précis de $T_{Imag}, T_{Emag}, V_{Tmag}$ et \dot{V}_{Emag} , ce qui ne pourrait pas être obtenu à partir d'une équation unique de régression.

Paramètres calculés au cours des conditions de repos et d'exercice (j3)

Calcul du débit ventilatoire

Le débit ventilatoire était calculé à partir des valeurs de T_I, T_E et V_T . Les valeurs de T_I et T_E étaient additionnées pour obtenir la durée totale de chaque cycle respiratoire (T_{TOT}). Cette valeur de T_{TOT} était alors divisée par 60 pour obtenir la valeur de la fréquence respiratoire exprimée en cycle par minute. Le produit de FR et de V_T permettait d'obtenir la ventilation du sujet ($\dot{V}_{E mag}$ et $\dot{V}_{E spiro}$ en $l \cdot \text{min}^{-1}$). $\dot{V}_{E mag}$ était obtenue à partir des valeurs de T_{Imag}, T_{Emag} et V_{Tmag} . $\dot{V}_{E spiro}$ était obtenue à partir des valeurs de T_{Ispiro}, T_{Espiro} et V_{Tspiro} .

Analyses statistiques

Estimation de la ventilation à partir d'un appareil portable et non invasif

Les données obtenues par le couplage des magnétomètres (T_{Imag} , T_{Emag} , V_{Tmag} et \dot{V}_{Emag}) étaient comparées avec les mesures de référence du spiromètre (T_{Ispiro} , T_{Espiro} , V_{Tspiro} et \dot{V}_{Espiro}). Les coefficients de détermination (r^2) étaient calculés pour chacun des paramètres grâce au modèle linéaire. La méthode de Bland et Altman était utilisée pour évaluer l'intervalle de confiance à 95% pour comparer les paramètres \dot{V}_{Emag} et \dot{V}_{Espiro} . Ce calcul permettait ainsi d'estimer la précision des données obtenues à partir du modèle statistique. La méthode de Bland et Altman était également utilisée pour calculer le biais (différence moyenne). Ce calcul estimait l'intervalle de confiance de \dot{V}_E . La moyenne du pourcentage de différence était calculée à partir de la valeur absolue de $(1 - [\text{magnétomètre/spiromètre}]) \times 100$. Ce pourcentage était calculé pour \dot{V}_E en position assis, debout et en condition d'exercice. La valeur de significativité était fixée à $p < 0.05$.

Etude 3 :

Un nouvel appareil portable d'estimation de la dépense énergétique

A new monitoring device to estimate energy expenditure based on body surface measurements

Steven Gasting, Hamid Sefati, Guillaume Nicolas, Anthony Sorel, Arlette Gratas-Delamarche, Jacques Prioux

*Article soumis à *Medicine & Science in Sports & Exercise**

• • •

« Le génie est tout simplement la capacité de réduire ce qui est compliqué à la simplicité »



C. W. Ceram (Journaliste et écrivain allemand)

Méthodologie étude 3

Le but de cette troisième étude était de valider notre méthode en comparant les valeurs de dépense énergétique, estimées par le couplage des magnétomètres, aux valeurs de dépense énergétique mesurées par un système de calorimétrie indirecte, au cours d'activités de repos et d'exercices d'intensités modérées.

Organisation générale

Onze sujets masculins, âgés de 26.9 ± 5.3 ans, ont volontairement participé à l'étude. L'ensemble de ces sujets avait participé à l'étude précédente (étude 2). Au cours de cette précédente expérimentation, l'appareil portable d'estimation de la ventilation avait été calibré individuellement pour chacun des sujets.

Protocole expérimental (Figure 67)

Au cours de cette étude, chacun des sujets a participé à deux tests (tests 1 et 2) séparés par une période de 24 heures. Ces tests étaient réalisés en conditions contrôlées de laboratoire.

Test 1

Les sujets participaient à cinq activités successives séparées par 10 minutes de repos, en position assis. Chacun des sujets réalisait les cinq activités dans le même ordre. Chacune des activités était composée de 5 minutes de mesure, pour confirmer un état stable de consommation d'oxygène. Pour confirmer cet état stable, nous avons vérifié que lors de la dernière minute d'exercice la variation de la consommation d'oxygène se situait dans un intervalle de $\pm 0.15 \text{ l}\cdot\text{min}^{-1}$ (Taylor et al., 1955). La première activité réalisée était la posture assis au repos. Une position de référence était maintenue par tous les sujets : le dos droit, les mains sur les genoux et les talons au sol. La seconde activité réalisée était la posture debout au repos. La position de référence maintenue par les sujets était, le dos droit, les bras le long du corps et les jambes écartées de la largeur des épaules. Les trois activités suivantes étaient des exercices de marche sur tapis roulant à 4, 5 et 6 $\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$. Il était demandé aux sujets de marcher de manière naturelle.

Test 2

Ce test était constitué d'activités physiques de différentes intensités. Ces activités étaient les postures du corps (assis et debout) et les activités ambulatoires (marche à 4, 5 et 6 $\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$). Les sujets réalisaient ces activités dans un ordre aléatoire. Chaque activité débutait par une période d'échauffement (3 minutes), suivie par 5 minutes d'enregistrement. Chacune des activités était séparées par 10 minutes de repos en position assis.

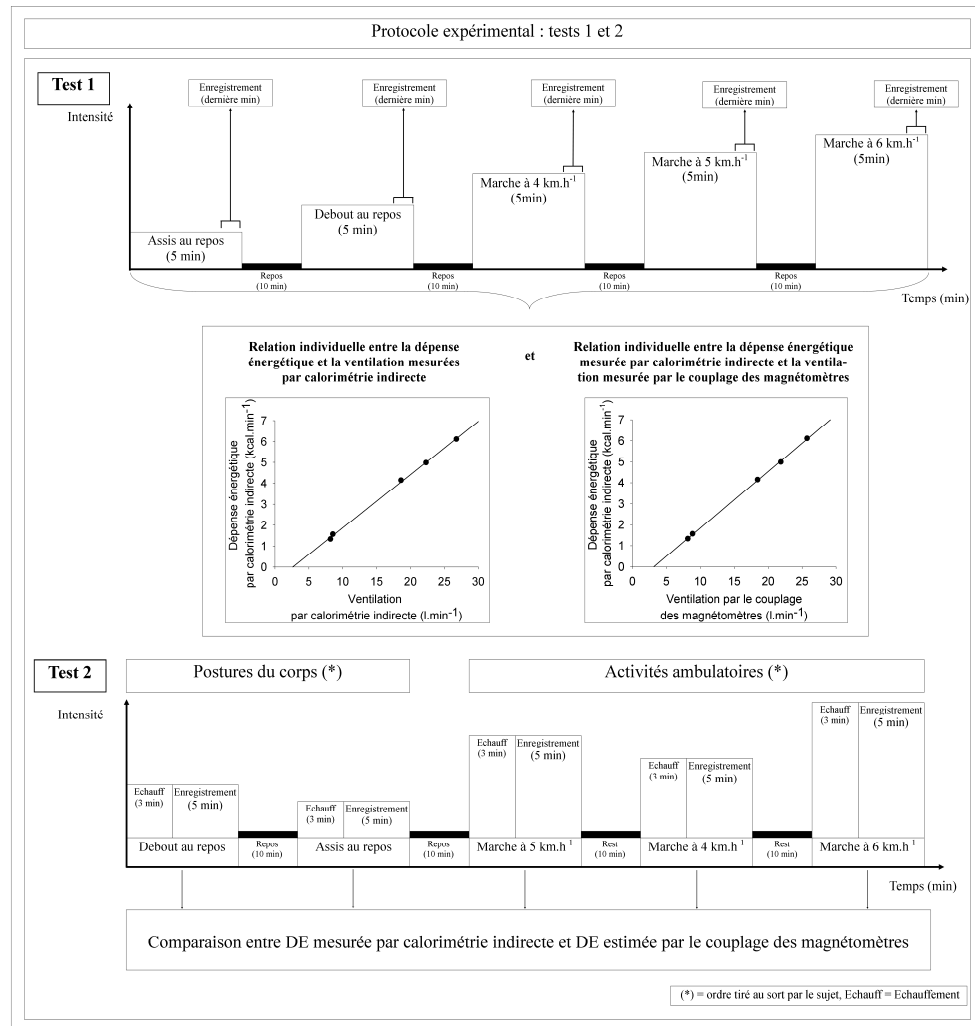


Figure 67 : Détails du protocole expérimental (Tests 1 et 2)

Paramètres calculés au cours des Tests 1 et 2

Test 1 : Calibration individuelle

Les données de consommation d'oxygène ($\dot{V}O_2$), de ventilation ($\dot{V}_{E_{CI-calib}}$) et du quotient respiratoire (QR) mesurées par calorimétrie indirecte au cours du Test 1, ainsi que les données de ventilation ($\dot{V}_{Emag-calib}$) estimées par le couplage des magnétomètres au cours du même test étaient moyennées sur la dernière minute de chacune des activités (assis, debout, marche à 4, 5 et 6 km.h⁻¹). Les relations individuelles entre $\dot{V}_{E_{CI-calib}}$ et la dépense énergétique ($DE_{CI-calib}$) déterminées par calorimétrie indirecte au cours du Test 1, et entre $\dot{V}_{Emag-calib}$ et $DE_{CI-calib}$ étaient établies pour chacun des sujets. $DE_{CI-calib}$ était obtenue en faisant le produit de $\dot{V}O_2$ par l'équivalent énergétique du litre d'oxygène (EEO_2). La valeur de EEO_2 était obtenue à partir du tableau des quotients respiratoires (Peronnet et Massicotte 1991). $DE_{CI-calib}$ était exprimée en kcal.min⁻¹. Pour les deux relations $DE_{CI-calib} = f(\dot{V}_{E_{CI-calib}})$ et $DE_{CI-calib} = f(\dot{V}_{Emag-calib})$, les équations des régressions linéaires et les coefficients de détermination (r^2) étaient calculés.

Test 2 : Validation, par la mesure et l'estimation, de la dépense énergétique

Les données de consommation d'oxygène ($\dot{V}O_2$), de ventilation ($\dot{V}_{E_{CI-valid}}$) et du quotient respiratoire (QR) mesurées par calorimétrie indirecte au cours du Test 2, ainsi que les données de ventilation ($\dot{V}_{E_{mag-valid}}$) estimées par le couplage des magnétomètres au cours du même test étaient moyennées sur 5 minutes en état stable de consommation d'oxygène pour chacune des activités (assis, debout, marche à 4, 5 et 6 km.h⁻¹). Les paramètres suivants étaient calculés sur cette même période de 5 minutes. 1/ $DE_{CI-valid}$ était la dépense énergétique de référence obtenue par calorimétrie indirecte au cours du Test 2. 2/ $DE_{mag-valid}$ était la dépense énergétique obtenue par le couplage des magnétomètres au cours du Test 2, calculée à partir de la relation individuelle $DE_{CI-calib} = f(\dot{V}_{E_{mag-calib}})$ déterminée au cours du Test 1.

L'ensemble des paramètres mesuré et estimé au cours des Tests 1 et 2 sont rappelé dans la partie «Matériels et mesures» pages 118 et 119.

Analyses statistiques

Comparaison de la dépense énergétique mesurée par calorimétrie indirecte à celle estimée par le couplage des magnétomètres

Test 2

Une ANOVA à deux voies pour mesures répétées était réalisée pour évaluer les différences de mesure de \dot{V}_E et DE entre la calorimétrie indirecte et le couplage des magnétomètres ($\dot{V}_{E_{CI-valid}}$ versus $\dot{V}_{E_{mag-valid}}$ et $DE_{CI-valid}$ versus $DE_{mag-valid}$). Les données étaient analysées séparément pour chacune des conditions (assis, debout, marche à 4, 5 et 6 km.h⁻¹). Les coefficients de détermination (r^2) étaient calculés pour comparer $DE_{mag-valid}$ et $DE_{CI-valid}$. La méthode de Bland et Altman était utilisée pour évaluer l'intervalle de confiance à 95%, le biais (différence moyenne) et pour comparer $DE_{mag-valid}$ et $DE_{IC-valid}$. La valeur de significativité était fixée à $p < 0.05$.

Matériels et mesures

Le matériel utilisé et les paramètres mesurés et estimés au cours des trois études sont présentés dans le tableau suivant (Tableau 6) :

Tableau 6 : Appareils de mesure et logiciels utilisés au cours des différentes études

Paramètres mesurés	Matériels utilisés	Paramètres estimés	Logiciels utilisés
Etude 1 : Mesure de la consommation d'oxygène, de la ventilation et de la fréquence cardiaque			
\dot{V}_{O_2} : consommation d'oxygène (l.min ⁻¹)	Système de calorimétrie indirecte : MetaLyser® 3B-R2 (Cortex Biophysic®, Leipzig, Allemagne)		
\dot{V}_E : débit ventilatoire (l.min ⁻¹)			
FC : fréquence cardiaque (bpm)	Electrocardiogramme : Delmar Reynolds Medical®, CardioCollect 12		
Etude 2 : Ventilation, méthode de référence et méthode d'estimation à partir d'un appareil portable et non invasif			
$\dot{V}_{E \text{ spiro}}$: débit ventilatoire mesuré par spiromètre (l.min ⁻¹)	Spiromètre : BIO-SP304 (Bioseb®)		
-Déplacements antéropostérieurs de la cage thoracique et de l'abdomen (cm) -Déplacements sur l'axe longitudinal de la paroi thoracique et de la colonne vertébrale (cm)	Couplage de 4 magnétomètres (Nomics® - WSL2, Liège Science Park, Belgique)	$\dot{V}_{E \text{ mag}}$: débit ventilatoire estimé à partir du couplage des magnétomètres (l.min ⁻¹)	Matlab® : équations individuelles et régressions multilinéaires
Etude 3 : Mesure et estimation de la dépense énergétique			
\dot{V}_{O_2} : consommation d'oxygène (l.min ⁻¹)	Système de calorimétrie indirecte : MetaLyser® 3B-R2 (Cortex Biophysic®, Leipzig, Allemagne)		
$\dot{V}_{E \text{ CI}}$: débit ventilatoire (l.min ⁻¹)			
DE _{CI} : dépense énergétique mesurée par calorimétrie indirecte (kcal.min ⁻¹)			
-Déplacements antéropostérieurs de la cage thoracique et de l'abdomen (cm) -Déplacements sur l'axe longitudinal de la paroi thoracique et de la colonne vertébrale (cm)	Couplage de 4 magnétomètres (Nomics® - WSL2, Liège Science Park, Belgique)	$\dot{V}_{E \text{ mag}}$: débit ventilatoire estimé à partir du couplage des magnétomètres (l.min ⁻¹)	Matlab® : équations individuelles et régressions multilinéaires
		DE _{mag} : dépense énergétique estimée à partir du couplage des magnétomètres (kcal.min ⁻¹)	Matlab® : relation individuelle DE _{CI} = $f(\dot{V}_{E \text{ mag}})$

Etude 1 : mesure de la consommation d'oxygène, de la ventilation et de la fréquence cardiaque

La mesure des échanges gazeux était réalisée en cycle à cycle grâce à un appareil de calorimétrie indirecte, le MetaLyser[®] 3B-R2 (Cortex Biophysic[®], Leipzig, Allemagne). Les flux d'air expirés étaient mesurés avec une turbine (TripleV[®]) connectée à un analyseur d'O₂. Les contenus en oxygène (O₂) et en dioxyde de carbone (CO₂) étaient respectivement analysés à l'aide de cellules électrochimiques, et par l'intermédiaire d'un analyseur infrarouge ND. Avant chaque test, le MetaLyser 3B-R2 était calibré en respectant les indications du constructeur. Après une période de préchauffe de 60 minutes, les analyseurs de CO₂ et de O₂ étaient calibrés par rapport à l'air ambiant, puis par rapport à un mélange de gaz connu (5% CO₂, 15% O₂, and 80% N₂). La turbine était calibrée par cinq inspirations et expirations réalisées à l'aide d'une seringue de 3 litres. La consommation d'oxygène ($\dot{V}O_2$) et la ventilation (\dot{V}_E) étaient mesurées en continu et les courbes d'évolution étaient visionnées sur l'écran de contrôle. Un électrocardiogramme (Delmar Reynolds Medical[®], CardioCollect 12) était également placé sur le sujet tout au long des périodes de repos et d'exercice. La fréquence cardiaque était déterminée grâce à l'intervalle R-R de l'ECG. Le tracé de l'ECG était visionné en continu grâce à un second écran de contrôle. L'ensemble des données ($\dot{V}O_2$, \dot{V}_E , et FC) était calculé à chaque cycle respiratoire, puis était transféré en cycle à cycle à un PC. Les données étaient ensuite sauvegardées et traitées grâce au logiciel MetaSoft[®]. Les données de $\dot{V}O_2$, \dot{V}_E et FC étaient moyennées toutes les cinq secondes pour réaliser les analyses statistiques.

Etude 2 : mesure et estimation de la ventilation

a. Description du nouvel appareil

Un nouvel appareil (Nomics[®] - WSL2, Liège Science Park, Belgique) de mesure a été développé pour mener à bien cette étude. L'ensemble de l'appareil était constitué de deux paires de bobines électromagnétiques sécurisées (ou magnétomètres) connectées à un boîtier central. Chaque paire de magnétomètres était composée par un transmetteur et un receveur (diamètre = 0.5 cm, longueur = 2.5 cm). Le boîtier (2 × 10.5 × 12.5 cm) alimenté par deux piles AA de 2500 mAh (Figure 68) était porté au niveau de la hanche grâce à une ceinture élastique. L'ensemble de l'appareil pesait 298 g (piles incluses). La capacité d'enregistrement de l'appareil avoisinait les 20 heures. L'appareil communiquait avec un PC grâce à des ondes radiofréquences selon la technologie RF 2.4 GHz. La portée de l'appareil était approximativement de 30 mètres.

Cette configuration de l'appareil de mesure (alimentation par piles et communication sans fil) permettait de respecter l'exigence d'isolation du patient selon la norme médicale EN-60601. L'utilisateur ne pouvait alimenter l'appareil autrement que par piles ou en connectant l'appareil à un PC.

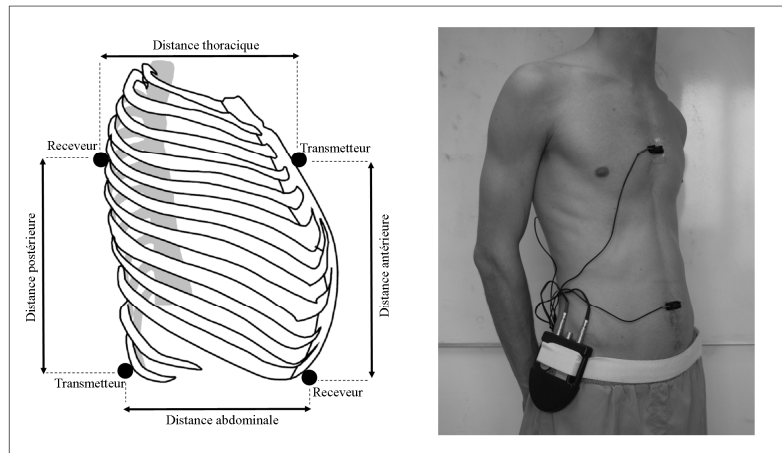


Figure 68 : Configuration et placement du boîtier central et des 4 magnétomètres sur le sujet

b. Configuration du nouvel appareil

Les déplacements antéropostérieurs de la cage thoracique et de l'abdomen et les déplacements sur l'axe longitudinal de la paroi thoracique et de la colonne vertébrale étaient mesurés par le couplage des deux paires de magnétomètres. Chaque magnétomètre était fixé au sujet à l'aide de petites encoches en plastique collées sur la peau par un ruban adhésif double face (Figure 69). Ainsi, aucun des capteurs n'était en contact direct avec la peau des sujets. Cet appareil était constitué par un circuit de deux transmetteurs et deux receveurs. Chaque receveur était capable de capter les informations provenant des deux transmetteurs. Le premier transmetteur était placé en position antérieure au niveau du centre du sternum. Le premier receveur était placé en position postérieure sur la colonne vertébrale, en face du premier receveur. Le second receveur était placé en position antérieure sur la ligne centrale de l'abdomen juste au dessus de nombril. Enfin, le second transmetteur était placé en position postérieure sur la colonne vertébrale, en face du second receveur. Cette disposition des capteurs était nécessaire pour estimer la ventilation des sujets, et respectait les recommandations de McCool et al. (2002) (Figure 68).

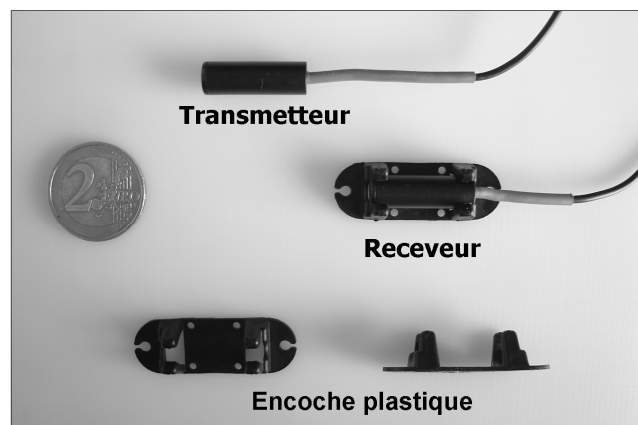


Figure 69 : Une paire de bobine électromagnétique ou magnétomètre (receveur et transmetteur) et les encoches plastiques

Les variations des quatre distances mesurées par le couplage des magnétomètres étaient enregistrées à une fréquence de 15.625 Hz. Ces quatre distances étaient visualisées en temps réel sur un écran d'ordinateur par l'intermédiaire d'un logiciel (Chestosoft®, Nomics®) (Figure 70). L'ensemble des mesures des magnétomètres était exporté sous le logiciel Matlab® qui permettait ainsi de déterminer les valeurs de ventilation.

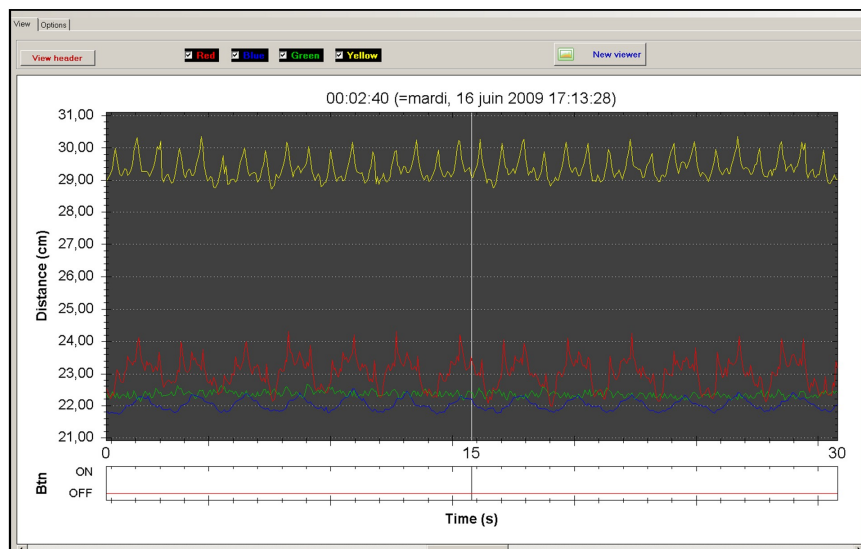


Figure 70 : Le logiciel Chestosoft® (Nomics®), permettant de visualiser les variations des distances en temps réel. Exemple d'une marche sur tapis roulant à 6 km.h⁻¹

Lors de l'ensemble de la manœuvre de calibration (jour 1 et 2) et de la manœuvre de vérification (jour 3), le sujet était équipé du boîtier central Nomics®, porté au niveau de la hanche droite, connecté aux deux paires de magnétomètres. La mesure des 4 distances était visualisée en temps réel sur un écran d'ordinateur grâce au logiciel Chestosoft®.

c. Matériel de référence

Les flux inspiratoires et expiratoires du sujet étaient mesurés par le spiromètre BIO-SP304 (Bioseb®), le sujet étant muni d'un masque facial. Les flux inspiratoires et expiratoires étaient visualisés et calculés en temps réel grâce au logiciel Labscrib® software. L'ensemble des données des magnétomètres et du spiromètre était exporté sous le logiciel Matlab® pour traiter les résultats et appliquer les différentes régressions multilinéaires (Figure 66, partie 2). Ces mesures de références permettaient ainsi de calibrer et de valider notre nouvel appareil d'estimation de la ventilation.

d. Paramètres mesurés et estimés

Les paramètres mesurés par le spiromètre et estimés par le couplage des magnétomètres sont rappelés ci-dessous :

Paramètres mesurés par le spiromètre	$T_{I\text{spiro}}$	$T_{E\text{spiro}}$	$V_{T\text{spiro}}$	$\dot{V}_{E\text{spiro}}$
Paramètres estimés par le couplage des magnétomètres	$T_{I\text{spiro}}$	$T_{E\text{mag}}$	$V_{T\text{mag}}$	$\dot{V}_{E\text{mag}}$

Etude 3 : mesure et estimation de la dépense énergétique

a. Matériel de mesure de la dépense énergétique

La mesure de la dépense énergétique était réalisée à partir des échanges gazeux obtenus par un appareil de calorimétrie indirecte : le MetaLyser[®] 3B-R2 (Cortex Biophysic[®], Leipzig, Allemagne). L'ensemble des données ($\dot{V}O_2$, \dot{V}_E et QR) était calculé à chaque cycle respiratoire, puis était transféré en cycle à cycle à un PC. Les données étaient ensuite sauvegardées et traitées grâce au logiciel MetaSoft[®]. La dépense énergétique était calculée à partir des données de $\dot{V}O_2$ et QR.

b. Matériel d'estimation de la dépense énergétique

Un nouvel appareil (Nomics[®] - WSL2, Liège Science Park, Belgique) était utilisé pour réaliser cette étude. Les sujets étaient équipés du boîtier central Nomics[®], porté au niveau de la hanche droite, connecté aux deux paires de magnétomètres. La mesure des quatre distances était visualisée en temps réel sur un écran d'ordinateur grâce au logiciel Chestosoft[®]. L'ensemble des données était ensuite exportées sous le logiciel Matlab[®] pour le traitement des résultats, et l'estimation de la ventilation et de la dépense énergétique.

c. Paramètres mesurés et estimés

Les paramètres mesurés par le système de calorimétrie indirecte et estimés par le couplage des magnétomètres sont rappelés ci-dessous :

	Test 1 – Calibration		Test 2 – Validation	
Paramètres mesurés par calorimétrie indirecte	$\dot{V}_{ECI-calib}$	DE _{CI-calib}	$\dot{V}_{ECI-valid}$	DE _{CI-valid}
Paramètres estimés par le couplage des magnétomètres	$\dot{V}_{Emag-calib}$	-	$\dot{V}_{Emag-valid}$	DE _{mag-valid}

Résultats & Discussion

Etude 1 : intérêt de la mesure de la ventilation pour l'estimation de la dépense énergétique

a. Hypothèse et but de l'étude

L'hypothèse de l'étude était que lors d'activités physiques de différentes intensités, \dot{V}_E est plus fortement corrélée à $\dot{V}O_2$ que FC. Le but de notre première étude était donc de comparer les relations $\dot{V}O_2 = f(\dot{V}_E)$ et $\dot{V}O_2 = f(FC)$ au cours d'activités physiques de différentes intensités et de montrer l'intérêt de \dot{V}_E pour estimer la dépense énergétique.

b. Réflexion sur le protocole expérimental

Au cours de l'activité marche avec charge, nous avons choisi d'appliquer un poids de 10 kg à chacun des sujets. Cette charge correspond au poids d'un sac à dos transportant des livres ou un ordinateur portable en condition de vie quotidienne. En effet, notre protocole expérimental avait pour objectif de simuler des intensités et des activités de la vie quotidienne, qui pour la plupart sont des activités d'intensité légère à modérée, effectuées dans un ordre aléatoire pendant des courtes durées (Ainsworth et al., 2000). C'est pour ces raisons que les activités de marche avec et sans charge ont été caractérisées par une durée et une pente sélectionnées par le sujet. Les mêmes raisons nous ont poussés à caractériser l'exercice intermittent par des durées aléatoires.

L'intensité de chaque exercice de marche et de chaque exercice intermittent était définie à partir de $\dot{V}O_{2\text{moy}}$. Cette méthodologie a été respectée pour toutes les durées d'exercice (1min, 3 min, 6min et exercice intermittent). Le calcul de $\dot{V}O_{2\text{moy}}$ a été réalisé en respectant la même méthodologie que le calcul des coefficients de détermination (r^2). En effet, ces valeurs ($\dot{V}O_{2\text{moy}}$ et r^2) ont toutes les deux été calculées sur le temps total d'exercice. Cependant, cette approche nous a contraints à séparer l'ensemble des exercices en deux grands groupes. Le premier groupe était composé d'exercices présentant un état stable de consommation d'oxygène (marche de 3 et 6 min). Les périodes de transition et d'état stable étaient prises en compte pour calculer $\dot{V}O_{2\text{moy}}$. Le deuxième groupe était composé par les exercices sans état stable de consommation d'oxygène (marche d'une minute et exercice intermittent). L'ensemble des variations de $\dot{V}O_2$ était pris en compte pour calculer $\dot{V}O_{2\text{moy}}$.

c. Présentation et discussion des principaux résultats

Les valeurs des coefficients de détermination (r^2_{session} , r^2_{sujet}) montrent que \dot{V}_E est plus fortement corrélée à $\dot{V}O_2$ que FC (Tableau 7, Tableau 8). En effet dans les quatre groupes d'activité (Tableau 7), les r^2_{session} des régressions linéaires de la relation $\dot{V}O_2 = f(\dot{V}_E)$ étaient significativement plus élevés que ceux obtenus à partir de la relation $\dot{V}O_2 = f(FC)$.

Tableau 7 : Intensité ($\dot{V}O_{2\text{moy}}$, % $\dot{V}O_{2\text{max}}$, \dot{V}_E moy, FC moy) et coefficients de détermination (r^2_{session}) des relations $\dot{V}O_2 = f(\dot{V}_E)$ et $\dot{V}O_2 = f(FC)$. Les données sont moyennées (\pm SD)

Partie 1: Activité physique avec atteinte d'un état stable de consommation d'oxygène

	Sujets (n = 12)	Intensités				r^2_{session}	
		$\dot{V}O_{2\text{moy}}$	% $\dot{V}O_{2\text{max}}$	\dot{V}_E moy	FC moy	$\dot{V}O_2 = f(\dot{V}_E)$	$\dot{V}O_2 = f(FC)$
Groupe 1	20 % $\dot{V}O_{2\text{max}} < I < 55$ % 20 marches : 3 min	$\dot{V}O_{2\text{max}}$ 1.45 (.54)	33.4 (10.8)	30.3 (10.2)	96 (18)	.87 (**)	.61
Groupe 2	17 % $\dot{V}O_{2\text{max}} < I < 62$ % 26 marches : 6 min	$\dot{V}O_{2\text{max}}$ 1.42 (.56)	33.5 (13.1)	30.7 (12.3)	92 (19)	.80 (**)	.50

Partie 2: Activité physique sans état stable de consommation d'oxygène

	Sujets (n = 12)	Intensités				r^2_{session}	
		$\dot{V}O_{2\text{moy}}$	% $\dot{V}O_{2\text{max}}$	\dot{V}_E moy	FC moy	$\dot{V}O_2 = f(\dot{V}_E)$	$\dot{V}O_2 = f(FC)$
Groupe 3	13 % $\dot{V}O_{2\text{max}} < I < 40$ % 22 marches : 1 min	$\dot{V}O_{2\text{max}}$ 1.05 (.32)	24.2 (7.6)	23.6 (6.5)	89 (12)	.82 (**)	.63
Groupe 4	40 % $\dot{V}O_{2\text{max}} < I < 60$ % 12 exercices intermittents	$\dot{V}O_{2\text{max}}$ 2.02 (.20)	47.1 (4.5)	46.0 (4.7)	114 (13)	.82 (*)	.73

- $\dot{V}O_{2\text{moy}}$: Consommation moyenne d'oxygène ($l \cdot \text{min}^{-1}$), SD: Déviation Standard, % $\dot{V}O_{2\text{max}}$: Pourcentage de la consommation maximale d'oxygène, \dot{V}_E moy: Ventilation moyenne ($l \cdot \text{min}^{-1}$), FC moy: Fréquence cardiaque moyenne ($\text{batt} \cdot \text{min}^{-1}$), $\dot{V}O_2$: Consommation d'oxygène ($l \cdot \text{min}^{-1}$), \dot{V}_E : Ventilation ($l \cdot \text{min}^{-1}$), FC : Fréquence cardiaque ($\text{batt} \cdot \text{min}^{-1}$), I : intensité. (*) et (**) indique respectivement $p < 0.05$ et $p < 0.01$.

Les intensités moyennes des activités étudiées sont situées entre 24.2 et 47.1% de $\dot{V}O_{2\text{max}}$, correspondant à des intensités faibles ou modérées d'exercice. En effet, une intensité faible d'exercice correspond à un niveau d'intensité situé entre 1 et 3 METs ou inférieur à 45% de $\dot{V}O_{2\text{max}}$, et une intensité modérée d'exercice correspond à un niveau d'intensité situé entre 3 et 6 METs ou inférieur à 60% de $\dot{V}O_{2\text{max}}$ (Friedlander et al., 2007; Smith et Morris 1992; Swain et Franklin 2006).

Les r^2_{sujet} de la relation $\dot{V}O_2 = f(\dot{V}_E)$ étaient toujours plus élevés que pour la relation $\dot{V}O_2 = f(FC)$, à l'exception des sujets 2 et 3 (Tableau 8). La valeur moyenne de r^2_{sujet} de la relation $\dot{V}O_2 = f(\dot{V}_E)$, était significativement plus élevée que celle obtenue à partir de la relation $\dot{V}O_2 = f(FC)$ ($p < 0.05$).

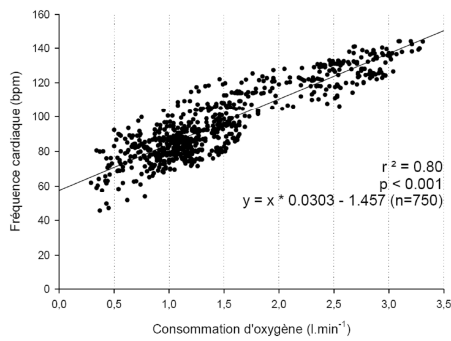
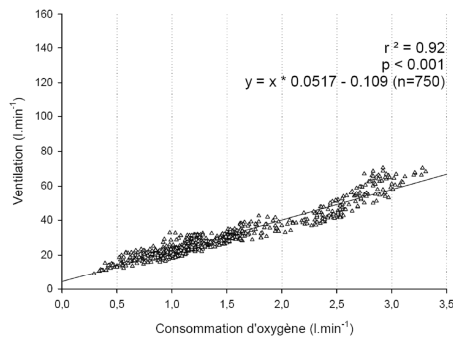
Tableau 8 : Coefficients de détermination (r^2_{sujet}) des relations $\dot{V}O_2 = f(\dot{V}_E)$ et $\dot{V}O_2 = f(FC)$, par sujet sur le temps totale des sept sessions d'activité

Sujets (n = 12)	Coefficients de détermination : r^2_{sujet}	
	$\dot{V}O_2 = f(\dot{V}_E)$	$\dot{V}O_2 = f(FC)$
1	.954	.867
2	.854	.917
3	.871	.891
4	.906	.865
5	.879	.784
6	.939	.915
7	.919	.727
8	.928	.814
9	.921	.886
10	.945	.891
11	.874	.720
12	.886	.711
Moyenne	.906 (*)	.832
\pm SD	.033	.078

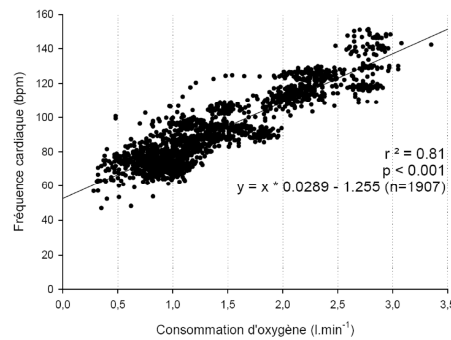
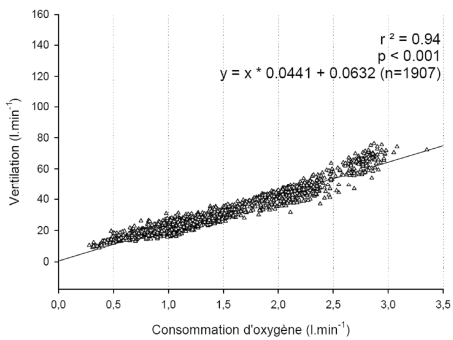
- $\dot{V}O_2$: Consommation d'oxygène ($l \cdot \text{min}^{-1}$), \dot{V}_E : Ventilation ($l \cdot \text{min}^{-1}$), FC : Fréquence cardiaque ($\text{batt} \cdot \text{min}^{-1}$), SD: Déviation Standard
- Différence significative entre les r^2_{sujet} (*: $p < 0.05$)

La Figure 71 représente graphiquement les régressions linéaires des relations $\dot{V}O_2 = f(\dot{V}_E)$ et $\dot{V}O_2 = f(FC)$ pour les quatre différents groupes d'activités.

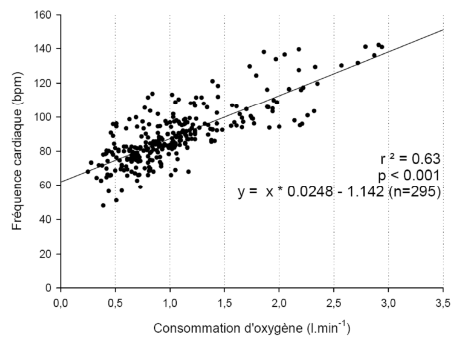
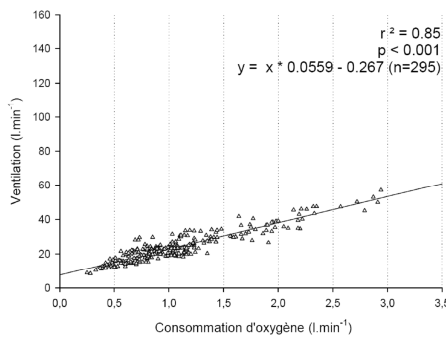
- Groupe 1 : marche avec ou sans charge, durée 3 min, 20 marches



- Groupe 2 : marche avec ou sans charge, durée 6 min, 26 marches



- Groupe 3 : marche avec ou sans charge, durée 1 min, 22 marches



- Groupe 4 : exercice intermittent, 12 exercices

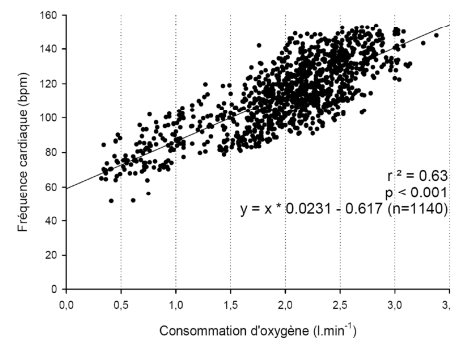
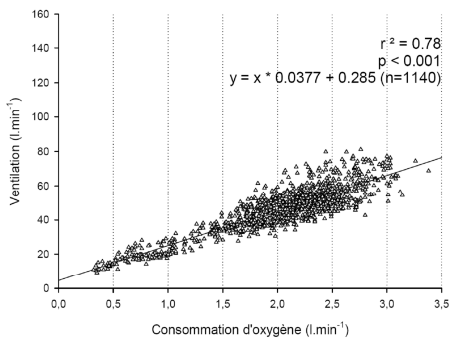


Figure 71 : Régressions linéaires (r^2 , p et ESE : erreur standard d'estimation) des relations $\dot{V}O_2 = f(\dot{V}_E)$ et $\dot{V}O_2 = f(FC)$ de l'ensemble des données du groupe 1 (marche avec et sans charge, durée 3 minutes, 20 marches), du groupe 2 (marche avec et sans charge, durée 6 minutes, 26 marches), du groupe 3 (marche avec et sans charge, durée 1 minute, 22 marches) et du groupe 4 (exercice intermittent, 12 exercices)

Notre étude est la première à montrer que \dot{V}_E est plus fortement corrélée à $\dot{V}O_2$ que FC, plus particulièrement aux cours d'activités physiques d'intensités faibles à modérées. Ces résultats confirment l'hypothèse initialement posée. Pour valider notre hypothèse, nous avons choisi de caractériser les relations $\dot{V}O_2 = f(\dot{V}_E)$ et $\dot{V}O_2 = f(FC)$ par une régression linéaire.

En 1967, Saltin et Astrand montrent lors d'un exercice progressif, que l'augmentation de \dot{V}_E en relation avec $\dot{V}O_2$ est semi-linéaire, la progression de \dot{V}_E devenant relativement plus importante que celle de $\dot{V}O_2$ lorsque l'intensité d'exercice devient élevée. Une augmentation exponentielle de \dot{V}_E est en effet observée pour des intensités d'exercice supérieures à 65% de $\dot{V}O_{2max}$. D'autre part, Davis et al. observent chez des sujets âgés de 30 ans, des valeurs de seuil ventilatoire 1 correspondant à $58.6 \pm 5.8\%$ (moyenne \pm SD) de $\dot{V}O_{2max}$ (Davis et al., 1976). Dans notre étude, l'intensité de chacune des activités des sujets se situait à un niveau inférieur à 65% de $\dot{V}O_{2max}$ et les intensités moyennes de l'ensemble des activités des sujets sont proches de l'intensité correspondant au seuil ventilatoire 1 ($SV_{moy} = 48 \pm 4.53\%$ (moyenne \pm SD) de $\dot{V}O_{2max}$). Par conséquent, les valeurs de \dot{V}_E et $\dot{V}O_2$ restent localisées dans la partie linéaire de la courbe (< à 65% de $\dot{V}O_{2max}$). Enfin, les valeurs de \dot{V}_E , observées dans notre étude, sont en accord avec l'étude de Durnin et Edwards (1955) qui montre que pour des niveaux de ventilations inférieures à $50 \text{ l}\cdot\text{min}^{-1}$, $\dot{V}O_2$ est directement proportionnelle à \dot{V}_E . Les valeurs de \dot{V}_E de notre première étude sont respectivement de $30.25 \text{ l}\cdot\text{min}^{-1}$ (± 10.22), $30.69 \text{ l}\cdot\text{min}^{-1}$ (± 12.27), $23.64 \text{ l}\cdot\text{min}^{-1}$ (± 6.53) et $46.03 \text{ l}\cdot\text{min}^{-1}$ (± 4.74) pour les groupes 1, 2, 3 et 4.

La relation $\dot{V}O_2 = f(FC)$ est également caractérisée par une relation linéaire. Cette relation est très largement acceptée pour des activités physiques progressives, sollicitant une masse musculaire importante, pendant une période suffisante pour entraîner des adaptations des systèmes cardiovasculaires et ventilatoires (Astrand et Ryhming 1954). Ainsi, une relation linéaire existe entre $\dot{V}O_2$ et FC, pour des intensités situées entre 30 et 70% de $\dot{V}O_{2max}$. Les niveaux d'activités moyens observés dans notre étude (de 24.2 à 47.08% de $\dot{V}O_{2max}$) se situent donc dans la partie linéaire de la relation. Néanmoins, au cours d'activités de faibles et très hautes intensités, la relation devient non-linéaire (Achten et Jeukendrup 2003).

C'est donc pour les raisons évoquées précédemment que nous avons choisi d'utiliser une régression linéaire pour comparer les deux relations $\dot{V}O_2 = f(\dot{V}_E)$ et $\dot{V}O_2 = f(FC)$ pour l'ensemble des activités physiques réalisées par les sujets de notre étude. Nous sommes conscients que de nombreuses études ont déjà exploré la relation $\dot{V}O_2 = f(\dot{V}_E)$ (Koyal et al., 1976; Mahler et al., 1991; Takano 1993) et la relation $\dot{V}O_2 = f(FC)$ (Garet et al., 2005; Kurpad et al., 2006; Li et al., 1993; Livingstone et al., 2000; Spurr et al., 1988) au cours d'activités de différentes intensités. Cependant, la comparaison de ces études s'avère difficile en raison des protocoles expérimentaux différents et de l'hétérogénéité des populations testées. Notre étude est la première à comparer les deux relations $\dot{V}O_2 = f(\dot{V}_E)$ et $\dot{V}O_2 = f(FC)$ au cours du même protocole expérimental.

Le résultat le plus intéressant de cette première étude est que les $r^2_{session}$ de la relation $\dot{V}O_2 = f(\dot{V}_E)$ sont significativement plus élevés que les $r^2_{session}$ de la relation $\dot{V}O_2 = f(FC)$ pour les groupes 1, 2, 3 et 4 (Tableau 7). Ce résultat est observé pour les exercices en état stable de consommation d'oxygène (marche avec ou sans charge d'une durée de 3 ou 6 min), et au cours des exercices sans état stable de consommation d'oxygène (marche avec ou sans charge d'une minute ou exercice intermittent). Un autre résultat intéressant est observé lorsque les différentes activités des sujets sont

regroupées (marche sans charge + marche avec charge + exercice intermittent). Ainsi, pour 10 des 12 sujets, le coefficient de détermination r^2_{sujet} de la relation $\dot{V}O_2 = f(\dot{V}_E)$ était plus élevé que le r^2_{sujet} de la relation $\dot{V}O_2 = f(\text{FC})$ (Tableau 8). Enfin, le coefficient moyen de la relation $\dot{V}O_2 = f(\dot{V}_E)$ était également significativement plus élevé que le coefficient moyen de la relation $\dot{V}O_2 = f(\text{FC})$ (Tableau 8).

Les différences de r^2_{session} et r^2_{sujets} des relations $\dot{V}O_2 = f(\dot{V}_E)$ et $\dot{V}O_2 = f(\text{FC})$ s'expliquent probablement par des différences au niveau des mécanismes de contrôle de \dot{V}_E et FC (Mateika et Duffin 1995; Strange et al., 1993; Whipp et Ward 1982). De nombreuses études ont montré que \dot{V}_E est en partie contrôlée par $\dot{V}CO_2$ (Adams et al., 1984; Strange et al., 1993; Wasserman et al., 1990; Whipp et Ward 1982). Pour autant il existe une étroite relation entre l'augmentation de \dot{V}_E et celle de $\dot{V}O_2$ ce qui autorise selon nous l'utilisation de \dot{V}_E comme témoin de $\dot{V}O_2$ (Durnin et Edwards 1955; Ford et Hellerstein 1959). Deux paramètres physiologiques peuvent en effet varier étroitement l'un par rapport à l'autre, sans pour autant que l'évolution de l'un soit contrôlée par l'évolution de l'autre. La même réflexion peut être menée à propos de la relation liant $\dot{V}O_2$ et FC ($\dot{V}O_2 = (\text{FC} \times V_{\text{es}}) \times (C_aO_2 - C_{\bar{v}}O_2)$). En effet, la fréquence cardiaque n'est pas régulée par $\dot{V}O_2$, mais par d'autres facteurs tels que le système nerveux autonome (fibres sympathiques et parasympathiques) ou par des substances chimiques (catécholamines). Pourtant, de nombreuses études (Garet et al., 2005; Hiilloskorpi et al., 2003; Kurpad et al., 2006; Li et al., 1993; Livingstone et al., 1992; Livingstone et al., 1990) se sont intéressées à la relation liant $\dot{V}O_2$ et FC pour estimer la dépense énergétique, à partir de la mesure de FC, au cours d'activités de différentes intensités. Au vue des études précédemment menées, il est donc légitime de s'intéresser à \dot{V}_E comme indice de $\dot{V}O_2$ ($\dot{V}O_2 = \dot{V}_E \times (F_{I}O_2 - F_{E}O_2)$) et de dépense énergétique. Néanmoins, à ce jour, aucune étude n'a permis de montrer, sur le plan strictement physiologique, l'intérêt préférentiel d'utiliser FC comparativement à \dot{V}_E pour estimer $\dot{V}O_2$.

Conclusion : De nombreux arguments semblent montrer que \dot{V}_E est un paramètre mieux corrélé à $\dot{V}O_2$ que FC, en particulier au cours d'activités d'intensités faibles à modérées (Durnin et Edwards 1955; Ford et Hellerstein 1959; Myrtek et Spital 1986; Roth et al., 1990; Rousselle et al., 1995; Siconolfi et al., 1984; Turner et Carroll 1985). Il est par conséquent légitime de penser qu'une relation entre \dot{V}_E et $\dot{V}O_2$ pourrait être établie pour estimer une dépense énergétique à partir de la seule mesure de \dot{V}_E . En effet, Durnin et Edwards, indiquent que la mesure de \dot{V}_E est particulièrement intéressante pour des niveaux inférieurs à $50 \text{ l}\cdot\text{min}^{-1}$, c'est-à-dire, lorsque $\dot{V}O_2$ est directement proportionnelle à \dot{V}_E . Les auteurs suggèrent également la construction d'une régression linéaire entre \dot{V}_E et DE pour chacun des sujets. La construction de cette relation individuelle ($\dot{V}_E = f(\text{DE})$) est importante car elle s'étend sur la grande majorité des activités physiques de la vie quotidienne. Il serait alors intéressant de développer un nouvel appareil léger, portable et non invasif de mesure de \dot{V}_E sans l'utilisation d'un masque facial. Cet appareil portable permettrait de mesurer \dot{V}_E en condition de vie quotidienne (intensités d'exercices faibles à modérées). Actuellement, il est envisageable de mesurer avec précision V_T , T_I et T_E à partir d'un appareil non-invasif utilisant le couplage de 4 magnétomètres (McCool et al., 2002). C'est à partir des travaux de McCool et al. (2002) que nous avons élaboré un nouveau système d'estimation de \dot{V}_E . L'objectif des études suivantes était donc de développer un appareil plus léger et portable qui permettrait *in fine* d'estimer une dépense énergétique en condition de vie quotidienne à partir de l'estimation de la ventilation.

Etude 2 : un nouvel appareil portable et non invasif d'estimation de la ventilation

a. Hypothèse et but de l'étude

La grande majorité des publications scientifiques qui tente de valider un nouvel appareil de mesure ne présente aucune hypothèse de travail (Bassett et al., 2000; Bertoli et al., 2008; Campbell et al., 2002; Fruin et Rankin 2004; Hendelman et al., 2000; Jakicic et al., 2004; King et al., 2004; Papazoglou et al., 2006). L'hypothèse sous-jacente est toujours la même : le nouvel appareil testé permet de réaliser des mesures d'une précision comparable au système de référence. Notre seconde étude ne présente donc aucune hypothèse, mais sous-entend que le couplage des magnétomètres permet d'estimer la ventilation avec un niveau de précision comparable à celui du spiromètre de référence. Le but de notre seconde étude était donc de valider le couplage des magnétomètres comme appareil d'estimation de la ventilation.

b. Réflexion sur le protocole expérimental

La première partie de notre étude avait pour objectif de calibrer le nouvel appareil pour chacun des sujets de l'étude. Cette manœuvre de calibration comprenait trois périodes de mesure : une période en position assis, une période en position debout et une dernière période de marche sur tapis roulant. À partir de ces trois périodes, nous étions capables de développer trois équations par sujet, qui nous permettaient de déterminer les paramètres T_I , T_E , V_T et \dot{V}_E à partir des variations des distances thoraciques, abdominales et longitudinales (distances antérieure et postérieure). Par la suite, nous devons vérifier la validité de la manœuvre de calibration. Une seconde série de mesures était donc réalisée en position assis, debout et au cours d'un exercice de marche sur tapis roulant. Nos résultats montrent que chacune des équations individuelles permet de déterminer la ventilation des sujets avec une précision satisfaisante. Ces résultats semblent valider la manœuvre de calibration, et démontre la capacité de notre prototype à estimer la ventilation en position assis, debout et en condition d'exercice. De plus, notre prototype présente peu de contraintes, avec un poids et des dimensions faibles et une capacité de transmission radio de 30 mètres. Il pourrait permettre à terme d'estimer la ventilation d'un sujet dans une maison ou un appartement.

Notre étude s'appuie sur celle de McCool et al. qui déjà en 2002 propose, à l'aide du couplage de 4 magnétomètres, d'estimer la ventilation à partir de la mesure de variations de distances à la surface du corps. Le principe est donc le même mais notre prototype ainsi que notre méthode de calibration sont différents en plusieurs points. 1/ Le prototype utilisé dans notre étude est plus léger (298g vs 430g), plus petit ($2 \times 10.5 \times 12.5$ cm vs $4 \times 18 \times 12.5$ cm), porté par le sujet au niveau de la taille (Figure 68) et préserve la liberté de mouvement du sujet. 2/ Un logiciel permet de visualiser en temps réel la variation des quatre distances (Figure 70). 3/ La méthode de calibration est également différente. En effet, la méthode de McCool est basée sur des séries de 15 à 20 respirations en position assis et debout (respiration thoracique puis abdominale), et sur des séries de flexions et extensions du tronc. Notre méthode de calibration se base directement sur les activités étudiées (assis et debout au repos, marche à 4, 5 et 6 km.h⁻¹). 4/ Les activités étudiées dans notre étude sont clairement identifiées (assis et debout au repos, marche 4, 5 et 6 km.h⁻¹), alors que le protocole de McCool et al. est mal défini (condition de repos, exercice de 6 minutes sur tapis roulant avec une pente maximale de 3° et

une vitesse maximale de $5.6 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$). 5/ Enfin, les équations de régression utilisées dans notre étude intègrent la mesure d'une distance additionnelle dénommée L4 (voir équation 1, page 108), comparativement aux études menées par Smith et Mead (1986) et McCool et al. (2002). Cette quatrième distance prend en compte les mouvements de la colonne vertébrale. La mesure de cette quatrième distance pourrait permettre dans une prochaine étude, de différencier les différentes activités de la vie quotidienne. En effet, la distance dans le dos est différente en position assis (dos courbé), en position debout (dos droit) et pendant un exercice de marche (variations constantes). La distinction automatique entre ces différentes conditions pourrait alors permettre à l'appareil de sélectionner l'équation de régression correspondant à la posture ou à l'activité dans laquelle se trouve le sujet. Cette distance additionnelle pourrait permettre d'améliorer et d'optimiser l'estimation de la ventilation par le couplage des magnétomètres.

Au cours de notre étude, nous avons comparé les valeurs de ventilation obtenues par le couplage des magnétomètres à un spiromètre de référence comme précédemment réalisé par McCool et al. (2002). Nous montrerons, dans la partie suivante, que les valeurs de ventilation obtenues à partir du couplage des magnétomètres sont bien corrélées avec les valeurs obtenues par le spiromètre de référence. Nous aurions pu également comparer les valeurs de ventilation obtenues par le couplage de magnétomètres à d'autres systèmes de mesure de la ventilation tels que le Respirace[®] ou Respirace Plus[®] (pléthysmographie respiratoire par inductance, PRI) (Heldt 1988; Leino et al., 2001; Neumann et al., 1998; Stick et al., 1992), le LifeShirt[®] (vêtements intégrant un PRI) (Clarenbach et al., 2005; Witt et al., 2006) ou un système de pléthysmographie optoélectronique (Aliverti et al., 2000; Mazzoleni et al., 2008; Romagnoli et al., 2008). Néanmoins, chacune de ces techniques a été comparée et validée à la méthode de référence par spirométrie. Ainsi, l'ensemble de ces études montre que la technique de la spirométrie est considérée comme le «gold standard» pour valider les dispositifs de mesure ou d'estimation de la ventilation.

c. Présentation et discussion des principaux résultats

Les valeurs moyennes de \dot{V}_{Emag} et \dot{V}_{Espi} (Tableau 9) correspondent aux valeurs moyennes de ventilation au repos en position assis et debout (Saltin et Astrand 1967) et au cours d'activité de faibles intensités (Saltin et Astrand 1967; Wasserman et al., 1986). Il est important de rappeler qu'au dessus du second seuil ventilatoire, \dot{V}_E augmente de manière disproportionnée à \dot{V}_{O_2} , 1/ À cause de la production accrue de dioxyde de carbone provenant du tamponnage de l'acide lactique par les ions bicarbonate (Wasserman et al., 1967), et 2/ À cause de l'augmentation disproportionnée de la consommation d'oxygène des muscles respiratoires avec l'augmentation de l'hyperpnée (Aaron et al., 1992). Toutefois, les gammes de ventilation étudiées dans notre étude sont inférieures à $50 \text{ l}\cdot\text{min}^{-1}$, et correspondent à des activités d'intensités faibles à modérées, où la consommation d'oxygène d'un individu est directement proportionnelle à sa ventilation (Durnin et Edwards 1955). Nous sommes également conscients que les sujets de notre étude sont jeunes et que la réponse ventilatoire à l'exercice varie avec l'âge en raison des changements des propriétés élastiques du système respiratoire (Gibson et al., 1976; Turner et al., 1968), et de la diminution de la compliance du système respiratoire avec l'avancée en âge (Mittman et al., 1965). En effet, de nombreux auteurs ont étudié les effets de l'âge sur la réponse ventilatoire au cours d'un exercice. Ils ont montré que la réponse ventilatoire était plus importante chez des personnes âgées par rapport à des sujets jeunes (Brischetto et al., 1984; De Vries et Adams 1972; Mc Connel et Davies 1992; Poulin et al., 1994). D'autre part, de nombreuses

études (Grimby et Sodderholm 1962; Hanson et al., 1968; Montoye 1982; Prioux et al., 2000) indiquent que l'équivalent respiratoire en oxygène ($\dot{V}_E / \dot{V}O_2$) atteint au cours d'un exercice sous maximal augmente avec l'avancée en âge. De plus, Johnson et Dempsey (1991) montrent que les sujets âgés présentent une réponse ventilatoire plus élevée que les sujets jeunes pour une demande métabolique sous maximal donnée (Johnson et Dempsey 1991). Ainsi, les rapports ventilation/consommation d'oxygène ($\dot{V}_E / \dot{V}O_2$) et ventilation/production de dioxyde de carbone ($\dot{V}_E / \dot{V}CO_2$) sont augmentés chez les sujets âgés. Malgré les différences de réponses ventilatoires observées entre des sujets jeunes et des personnes âgées, notre système de couplage de magnétomètres pourrait quand même être utilisé pour différents types de populations. En effet, la calibration individuelle permet d'adapter les équations de régression à différents types de respirations, et ainsi d'utiliser cet appareil sur des populations d'âges différents : enfants, adolescents, adultes, sportif ou personnes âgées.

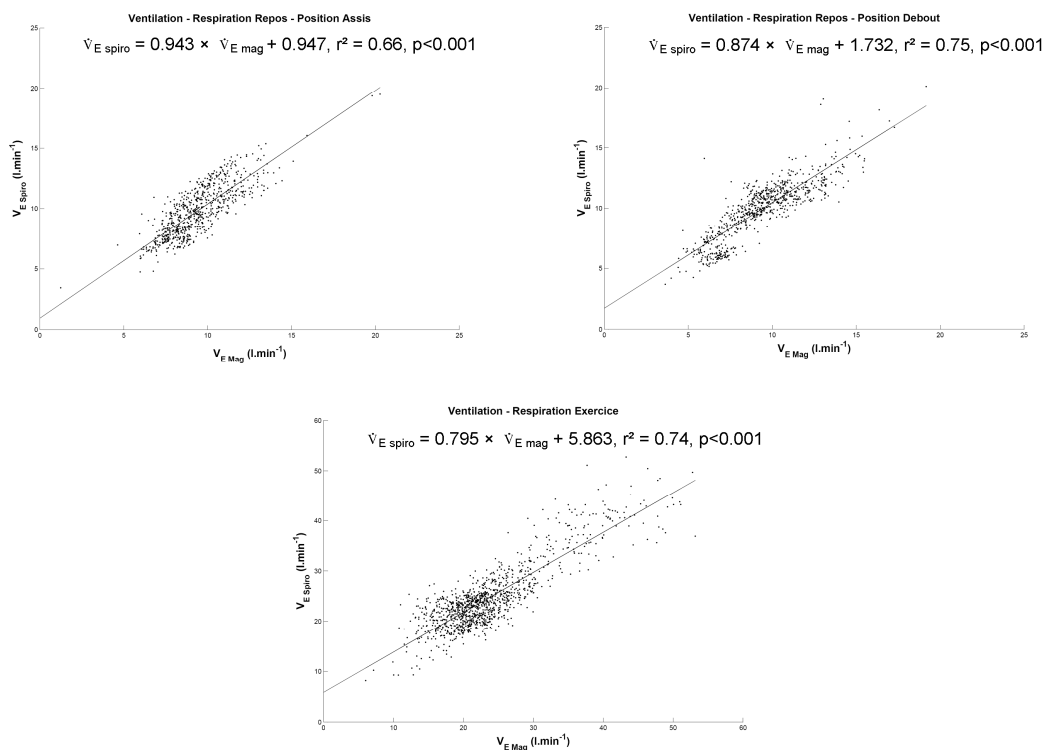


Figure 72 : Ensemble des données de \dot{V}_E en position assis (707 cycles respiratoires), debout (732 cycles respiratoires) et en condition d'exercice (1138 cycles respiratoires)

Nos résultats montrent que les coefficients de détermination de \dot{V}_E en condition debout ($r^2 = 0.75$) et en condition d'exercice ($r^2 = 0.74$) sont similaires. Le coefficient de détermination en condition assis est légèrement inférieur ($r^2 = 0.66$) (Figure 72). Cette différence peut s'expliquer par la posture adoptée par les sujets. En effet, lorsque le sujet est en position assis, les capteurs placés au niveau de l'abdomen peuvent être dans une position ne permettant plus de rapporter précisément les mouvements abdominaux associés à la respiration. Ces erreurs de configuration peuvent être associées aux éventuels plis cutanés localisés au niveau de l'abdomen.

Les relations entre \dot{V}_{Emag} et \dot{V}_{Espi} sont significatives ($p < 0.001$) et les différences moyennes entre \dot{V}_{Emag} et \dot{V}_{Espi} sont faibles : 10.44% (± 5.58), 10.74% (± 5.85) et 12.06% (± 7.82) en position assis, debout et en condition d'exercice (Tableau 9). Ces différences entre \dot{V}_{Emag} et \dot{V}_{Espi} en condition de repos et d'exercice sont similaires à celles retrouvées par McCool et al. en 2002. Néanmoins, ces auteurs ne précisent pas les différences moyennes entre \dot{V}_{Emag} et \dot{V}_{Espi} mais uniquement les différences moyennes entre V_{Tmag} et V_{Tspiro} : elles étaient respectivement de 10.1% (± 6.6) et 13.5% (± 8.6) en condition de repos et d'exercice. Ces résultats montrent qu'une méthode basée sur le couplage des magnétomètres permet des mesures satisfaisantes des paramètres ventilatoires (\dot{V}_{E} et V_{T}) en condition assis, debout et exercice.

Tableau 9 : Différence moyenne entre \dot{V}_{Espi} et \dot{V}_{Emag} en position assis, debout et en condition d'exercice

Sujet	Respiration de Repos Position Assis		Respiration de Repos Position Debout		Respiration Exercice Marche sur tapis roulant		
	Différence moyenne (%)	\pm SD	Différence moyenne (%)	\pm SD	Vitesse de marche	Différence moyenne (%)	\pm SD
1	17.31	3.81	5.72	3.69	4 kmh ⁻¹	9.00	6.82
2	9.61	9.82	5.44	5.92	5 kmh ⁻¹	12.64	7.18
3	9.66	7.95	15.70	5.99	4 kmh ⁻¹	20.81	11.48
4	16.96	5.35	15.15	7.49	4 kmh ⁻¹	16.64	10.71
5	7.64	5.90	10.20	6.79	6 kmh ⁻¹	9.32	7.12
6	17.95	5.50	4.50	3.24	6 kmh ⁻¹	7.74	5.09
7	4.45	3.20	11.24	5.10	5 kmh ⁻¹	10.56	7.78
8	15.42	9.81	14.22	10.19	6 kmh ⁻¹	11.53	8.97
9	5.10	3.58	17.63	5.81	5 kmh ⁻¹	14.31	9.42
10	5.45	3.73	8.46	4.14	4 kmh ⁻¹	10.21	5.67
11	4.19	3.73	12.54	7.61	6 kmh ⁻¹	11.72	8.80
12	11.57	4.60	8.04	4.19	5 kmh ⁻¹	10.30	4.76
Moyenne	10.44	5.58	10.74	5.85		12.06	7.82

Différence moyenne (%) : Différence entre \dot{V}_{Espi} et \dot{V}_{Emag} = $(1 - [\text{magnétomètre} / \text{spiromètre}]) \times 100$, SD : Déviation Standard

La précision de notre prototype a été évaluée sur l'ensemble des valeurs de \dot{V}_{E} des 12 sujets en position assis, debout et en condition d'exercice de marche sur tapis roulant. La Figure 73 et le Tableau 9 montrent la tendance des magnétomètres à sous-estimer \dot{V}_{E} . Les intervalles de confiance à 95% de \dot{V}_{E} sont respectivement de -2.48 à 2.07 l.min⁻¹ et de -3.01 à 1.91 l.min⁻¹ en position assis et debout dans des conditions de repos. L'intervalle de confiance à 95% de \dot{V}_{E} en condition d'exercice de marche est légèrement supérieur (-8.23 à 6.17 l.min⁻¹). Lorsque les résultats sont analysés de manière individuelle, certains sujets présentent des valeurs de \dot{V}_{Emag} surestimées par rapport \dot{V}_{Espi} .

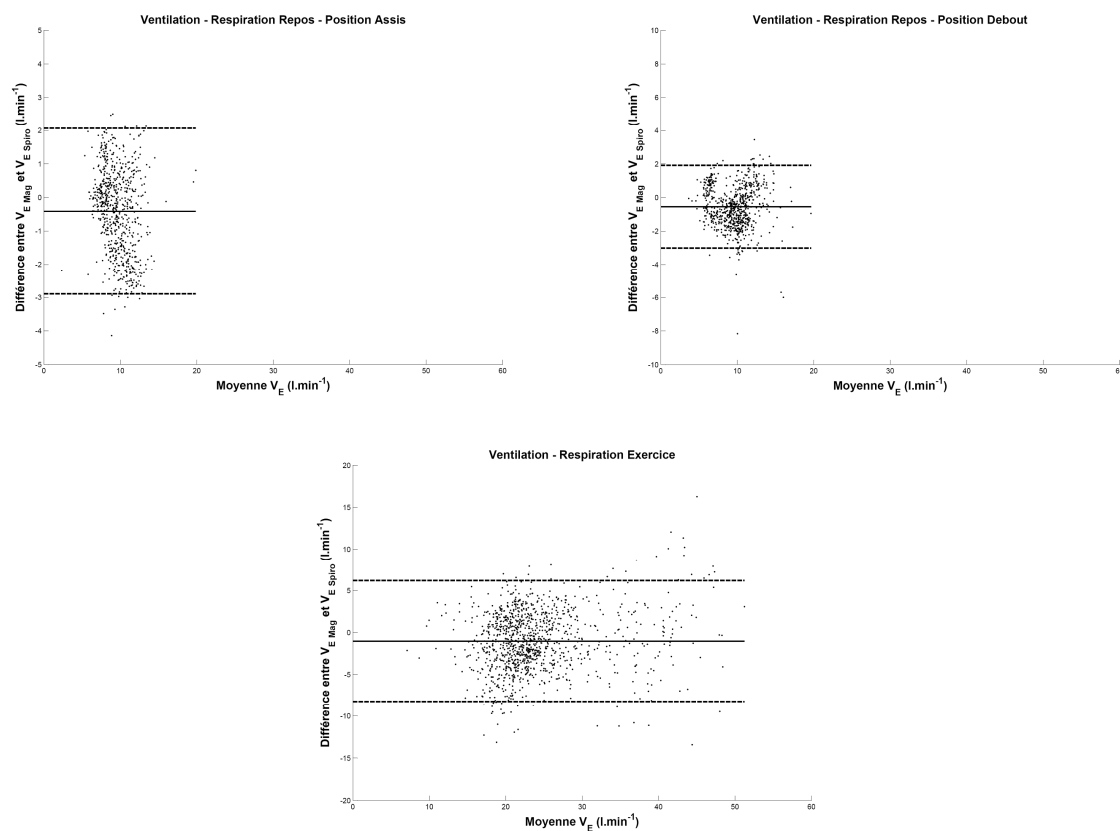


Figure 73 : Différence entre $\dot{V}_{E\text{mag}}$ et $\dot{V}_{E\text{Spiro}}$ en position assis, debout et en condition d'exercice. La différence moyenne entre $\dot{V}_{E\text{mag}}$ et $\dot{V}_{E\text{Spiro}}$ est représentée par la ligne continue et l'intervalle de confiance à 95% (± 2 SD) est délimité par les deux lignes en pointillées

Tableau 10 : Ventilation, différence moyenne et intervalle de confiance entre spirométrie et le couplage des magnétomètres

Variabiles	Valeurs moyennes (l.min ⁻¹ \pm SD) (Magnétomètre)	Valeurs moyennes (l.min ⁻¹ \pm SD) (Spiromètre)	Différence moyenne (l.min ⁻¹ \pm SD) ($\dot{V}_{E\text{mag}} - \dot{V}_{E\text{Spiro}}$)	SD \times 2	Intervalle de confiance
\dot{V}_{E_r} assis au repos	9.41 (\pm 1.81)	9.82 (\pm 2,11)	- 0.41 (\pm 1.24)	2.48	- 2.48 / 2.07
\dot{V}_{E_r} debout au repos	9.37 (\pm 2.36)	9.92 (\pm 2.38)	- 0.55 (\pm 1.23)	2.46	- 3.01 / 1.91
\dot{V}_{E_r} exercice	23.57 (\pm 6.98)	24.60 (\pm 6.46)	- 1.03 (\pm 3.6)	7.20	- 8.23 / 6.17

$\dot{V}_{E\text{Spiro}}$: Ventilation mesurée par le spiromètre, $\dot{V}_{E\text{mag}}$: Ventilation estimée par les magnétomètres, SD = Déviation Standard

Conclusion : Notre prototype et sa méthode de calibration semblent être valides pour estimer la ventilation en position assis et debout au repos et au cours d'exercice de marche sur tapis roulant. Ce nouvel appareil léger, portable, non-invasif, préservant la liberté de mouvements des sujets et fonctionnant par transmission radio peut-il permettre d'estimer une dépense énergétique à partir de la mesure des distances thoraciques, abdominales et longitudinales ? C'est la question à laquelle nous allons essayer de répondre dans le cadre de notre troisième étude.

Etude 3 : un nouvel appareil portable d'estimation de la dépense énergétique

a. Hypothèse et but de l'étude

Comme pour l'étude 2, et pour les mêmes raisons, cette troisième étude ne présente pas d'hypothèse de travail. Son objectif était de valider notre prototype comme appareil d'estimation de la dépense énergétique, en condition de repos et d'exercice d'intensités faibles à modérées.

b. Réflexion sur le protocole expérimental

Cette étude, réalisée exclusivement en condition de laboratoire, est la première à tester la validité d'un prototype, basé sur le couplage de magnétomètres, pour estimer une dépense énergétique. La première partie de notre étude avait pour objectif d'établir une relation individuelle entre la dépense énergétique (mesurée par un système de calorimétrie indirecte) et la ventilation des sujets (mesurée par un système de calorimétrie indirecte et estimée à l'aide du couplage des magnétomètres). Nous obtenions deux relations : la relation $DE_{CI-calib} = f(\dot{V}_{ECI-calib})$ et la relation $DE_{CI-calib} = f(\dot{V}_{Emag-calib})$ (Test 1). Cette dernière relation était utilisée pour le Test 2, dans le but de déterminer la dépense énergétique à partir du couplage des magnétomètres. Les activités suivantes étaient réalisées au cours du Test 2 : assis au repos, debout au repos, marche à 4, 5 et 6 km.h⁻¹. Chacune des activités était réalisée pendant une période de 5 minutes.

Les valeurs de masses grasses des sujets de notre étude sont situées entre 20.3% et 8.6% du poids corporel. Ces résultats coïncident avec ceux de la littérature pour des sujets masculins sains âgés entre 22 et 37 ans (Jackson et al., 2002). Dans notre étude, les sujets présentant les pourcentages de masses grasses les plus importants (sujet n°1 = 20.3%, sujet n°8 = 19.0% et sujet n°10 = 18.2%) sont en léger surpoids (WHO 1995). Leurs indices de masses corporelles (IMC) sont respectivement de 23.2, 24.2 et 26.9 kg.m⁻². Les plis cutanés présents au niveau de l'abdomen sont toutefois faibles chez tous les sujets de notre étude, et n'affectent pas l'estimation de la ventilation à partir du couplage des magnétomètres. Nos bons résultats en termes de dépense énergétique sont probablement liés, au moins en partie, aux faibles pourcentages de masses grasses et à l'absence de plis cutanés important au niveau de l'abdomen de nos sujets. Il est en effet probable que l'estimation de la dépense énergétique à partir du couplage des magnétomètres pourrait être plus difficile chez des sujets présentant un important surpoids. Les déplacements des plis cutanés au niveau de l'abdomen peuvent entraîner des variations importantes de la distance abdominale sans être en relation directe avec la respiration. Ces déplacements sont encore plus accentués au cours des activités de marche. En effet, les mouvements de la hanche au cours de la marche entraînent des oscillations au niveau des plis cutanés. Il sera donc nécessaire de prendre en considération ces oscillations pour permettre d'estimer la ventilation des sujets en surpoids. Ainsi, au regard de la masse grasse et du nombre de sujet, une des limites de notre travail pourrait être la taille et l'homogénéité de l'échantillon choisi pour cette étude.

c. Présentation et discussion des principaux résultats

Les valeurs de ventilation estimées dans les conditions assis et debout et au cours des activités de marche à 4, 5 et 6 km.h⁻¹ correspondent aux valeurs de ventilation communément trouvées dans la littérature (Saltin et Astrand 1967; Wasserman et al., 1986). Il en est de même pour les valeurs de

dépense énergétique estimées dans les conditions assis et debout et au cours des activités de marche à 4, 5 et 6 km.h⁻¹ qui correspondent également aux valeurs de dépense énergétique communément trouvées dans la littérature (Dwyer et al., 2009; St-Onge et al., 2007). Les relations individuelles $DE_{CI-calib} = f(\dot{V}_{E,CI-calib})$ et $DE_{CI-calib} = f(\dot{V}_{E,Emag-calib})$ sont linéaires et correspondent aux relations décrites dans la littérature (Durnin et Edwards 1955; Ford et Hellerstein 1959; Saltin et Astrand 1967). De plus, il existe des corrélations fortes pour chacun des sujets ($r^2 = 0.98$ ou 0.99 , Tableau 11) expliquant ainsi les bons résultats retrouvés en termes de \dot{V}_E et DE.

Tableau 11 : Relation individuelle entre la ventilation et la dépense énergétique mesurées par calorimétrie indirecte $DE_{CI-calib} = f(\dot{V}_{E,CI-calib})$ et entre la ventilation mesurée par le couplage des magnétomètres et la dépense énergétique mesurée par calorimétrie indirecte $DE_{CI-calib} = f(\dot{V}_{E,Emag-calib})$

Sujets	Relation $DE_{CI-calib} = f(\dot{V}_{E,CI-calib})$	r^2	Relation $DE_{CI-calib} = f(\dot{V}_{E,Emag-calib})$	r^2
1	$DE_{CI-calib} = 0.2626 \times \dot{V}_{E,CI-calib} - 0.7600$	$r^2 = 0.99$	$DE_{CI-calib} = 0.2613 \times \dot{V}_{E,Emag-calib} - 0.7624$	$r^2 = 0.99$
2	$DE_{CI-calib} = 0.2348 \times \dot{V}_{E,CI-calib} - 0.8441$	$r^2 = 0.99$	$DE_{CI-calib} = 0.2336 \times \dot{V}_{E,Emag-calib} - 0.7285$	$r^2 = 0.99$
3	$DE_{CI-calib} = 0.2625 \times \dot{V}_{E,CI-calib} - 0.9841$	$r^2 = 0.99$	$DE_{CI-calib} = 0.2613 \times \dot{V}_{E,Emag-calib} - 0.9665$	$r^2 = 0.99$
4	$DE_{CI-calib} = 0.2541 \times \dot{V}_{E,CI-calib} - 0.6648$	$r^2 = 0.99$	$DE_{CI-calib} = 0.2692 \times \dot{V}_{E,Emag-calib} - 0.8511$	$r^2 = 0.99$
5	$DE_{CI-calib} = 0.2227 \times \dot{V}_{E,CI-calib} - 0.4173$	$r^2 = 0.99$	$DE_{CI-calib} = 0.2155 \times \dot{V}_{E,Emag-calib} - 0.2014$	$r^2 = 0.99$
6	$DE_{CI-calib} = 0.2253 \times \dot{V}_{E,CI-calib} - 0.3050$	$r^2 = 0.99$	$DE_{CI-calib} = 0.2232 \times \dot{V}_{E,Emag-calib} - 0.1088$	$r^2 = 0.99$
7	$DE_{CI-calib} = 0.2313 \times \dot{V}_{E,CI-calib} - 0.1089$	$r^2 = 0.99$	$DE_{CI-calib} = 0.2080 \times \dot{V}_{E,Emag-calib} + 0.3419$	$r^2 = 0.99$
8	$DE_{CI-calib} = 0.2303 \times \dot{V}_{E,CI-calib} - 0.2980$	$r^2 = 0.99$	$DE_{CI-calib} = 0.2279 \times \dot{V}_{E,Emag-calib} - 0.3080$	$r^2 = 0.99$
9	$DE_{CI-calib} = 0.2033 \times \dot{V}_{E,CI-calib} - 0.5300$	$r^2 = 0.99$	$DE_{CI-calib} = 0.1991 \times \dot{V}_{E,Emag-calib} - 0.4991$	$r^2 = 0.99$
10	$DE_{CI-calib} = 0.2288 \times \dot{V}_{E,CI-calib} - 0.2974$	$r^2 = 0.99$	$DE_{CI-calib} = 0.2376 \times \dot{V}_{E,Emag-calib} - 0.4899$	$r^2 = 0.99$
11	$DE_{CI-calib} = 0.2542 \times \dot{V}_{E,CI-calib} - 1.1720$	$r^2 = 0.98$	$DE_{CI-calib} = 0.2523 \times \dot{V}_{E,Emag-calib} - 1.1792$	$r^2 = 0.98$

r^2 = coefficient de détermination

Les valeurs de ventilation, estimées à partir du couplage des magnétomètres, ne sont pas différentes des valeurs mesurées par le système de référence (Figure 74). Il n'existe en effet aucune différence significative entre $\dot{V}_{E,CI-valid-moy}$ et $\dot{V}_{E,Emag-valid-moy}$ pour chacune des activités. Nos résultats montrent également que la ventilation ($\dot{V}_{E,CI-valid}$ et $\dot{V}_{E,Emag-valid}$) est progressivement croissante avec l'intensité d'exercice ($p < 0.001$).

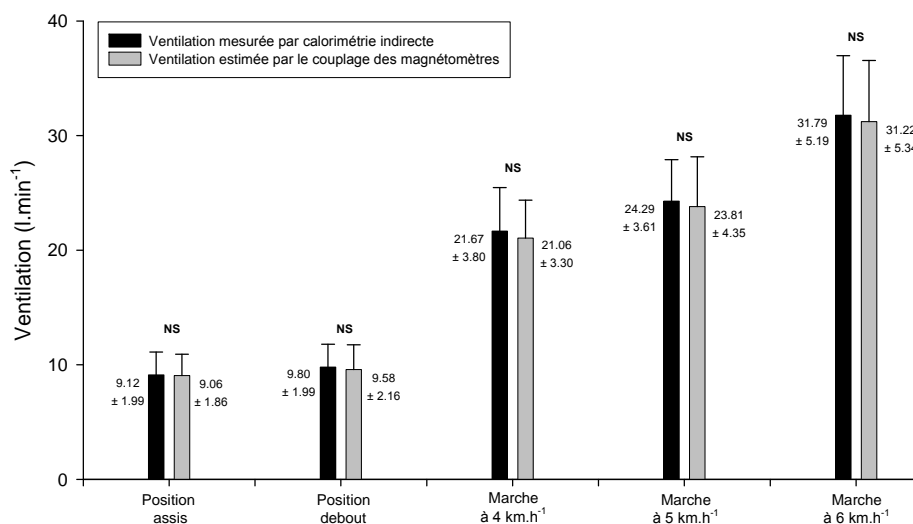


Figure 74 : Ventilation mesurée par calorimétrie indirecte ($\dot{V}_{E,CI-valid-moy}$) et par le couplage des magnétomètres ($\dot{V}_{E,Emag-valid-moy}$) au cours des cinq activités différentes, pour l'ensemble du groupe

D'autres systèmes non invasifs et portables, basés sur la technique de la pléthysmographie respiratoire par inductance (PRI), permettent l'estimation de la ventilation de manière relativement précise (Ancoli-Israel et al., 1985; Fiamma et al., 2007; Heldt 1988; Leino et al., 2001; Neumann et al., 1998; Stick et al., 1992). Néanmoins, ces systèmes restent cantonnés à une utilisation en milieu clinique (surveillance de paramètres vitaux) et ne permettent pas d'estimer la dépense énergétique.

Le résultat le plus intéressant de notre dernière étude est qu'il n'existe aucune différence significative de dépense énergétique obtenue par le couplage des magnétomètres en comparaison à la méthode de référence par calorimétrie indirecte (Figure 75). Il n'existe en effet aucune différence significative entre $DE_{CI-valid-moy}$ et $DE_{mag-valid-moy}$ pour chacune des activités. Nos résultats montrent également que la dépense énergétique ($DE_{IC-valid}$ et $DE_{mag-valid}$) est progressivement croissante avec l'intensité d'exercice ($p < 0.001$).

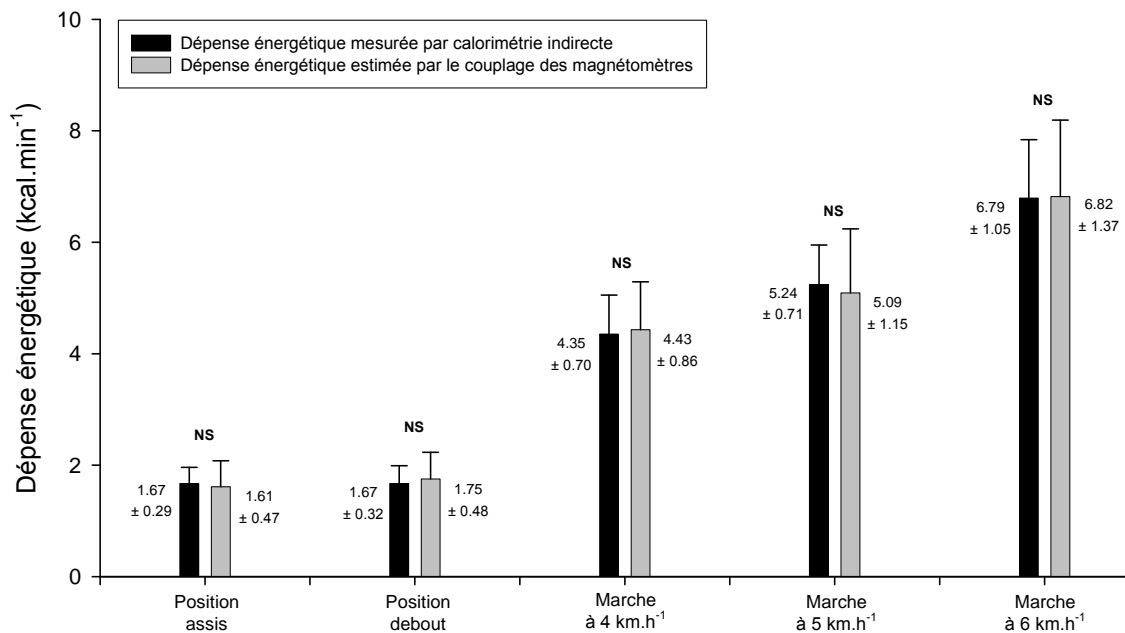


Figure 75 : Dépense énergétique mesurée par calorimétrie indirecte ($DE_{IC-valid-moy}$) et estimée par le couplage des magnétomètres ($DE_{mag-valid-moy}$) au cours des cinq activités différentes, pour l'ensemble du groupe

Ce résultat est confirmé par les faibles intervalles de confiance calculés par la méthode de Bland et Altman (Tableau 12). La faible dispersion démontre la proximité des valeurs entre notre prototype et la méthode de référence. En effet, les intervalles de confiance à 95 % pour $DE_{mag-valid}$ sont respectivement de -0.339 à 0.453 kcal.min⁻¹ et de -0.4 à 0.242 kcal.min⁻¹ en position assis et debout au repos. Les intervalles de confiance à 95 % pour $DE_{mag-valid}$ au cours des exercices de marche étaient légèrement supérieurs : respectivement de -0.788 à 0.622 kcal.min⁻¹, -0.883 à 1.181 kcal.min⁻¹ et de -0.979 à 0.925 kcal.min⁻¹ à 4, 5 et 6 km.h⁻¹.

Tableau 12 : Dépense énergétique, différence moyenne et intervalle de confiance entre calorimétrie indirecte et le couplage des magnétomètres (Test 2)

Variables	Valeurs moyennes (kcal.min ⁻¹ ± SD) (Cal. indirecte)	Valeurs moyennes (kcal.min ⁻¹ ± SD) (mag)	Différence moyenne (kcal.min ⁻¹ ± SD) (DE _{CI-valid} – DE _{mag-valid})	SD × 2	Intervalle de confiance
DE, Assis Repos	1.67 (± 0.29)	1.61 (± 0.47)	0.057 (± 0.396)	0.792	-0.339 / 0.453
DE, Debout Repos	1.67 (± 0.32)	1.75 (± 0.48)	-0.079 (± 0.321)	- 0.642	-0.4 / 0.242
DE, Marche à 4 km.h ⁻¹	4.35 (± 0.70)	4.43 (± 0.86)	-0.083 (± 0.705)	- 1.401	-0.788 / 0.622
DE, Marche à 5 km.h ⁻¹	5.24 (± 0.71)	5.09 (± 1.15)	0.149 (± 1.032)	2.064	-0.883 / 1.181
DE, Marche à 6 km.h ⁻¹	6.79 (± 1.05)	6.82 (± 1.37)	-0.027 (± 0.952)	- 1.904	-0.979 / 0.925

Cal. Indirecte : calorimétrie indirecte, Mag : Couplage des magnétomètres, DE : dépense énergétique

DE_{CI-valid}: Dépense énergétique mesurée par calorimétrie indirecte, DE_{mag-valid}: Dépense énergétique estimée par le couplage des magnétomètres, SD: Déviation Standard

La Figure 76 présente les différences individuelles de dépense énergétique entre notre prototype et la calorimétrie indirecte pour les activités assis et debout au repos et les exercices de marche à 4, 5 et 6 km.h⁻¹. Les différences individuelles de dépense énergétique sont situées entre +0.74 et -0.63 kcal.min⁻¹ pour les activités de repos (assis et debout). Elles sont légèrement supérieures pour les activités de marche (+ 1.70 à -1.35 kcal.min⁻¹) et s'expliquent par les gammes de dépense énergétique plus importantes au cours des exercices de marche à 4, 5 et 6 km.h⁻¹. Cette figure présente donc de faibles différences entre la dépense énergétique estimée par notre prototype et la dépense énergétique mesurée par le système de calorimétrie indirecte.

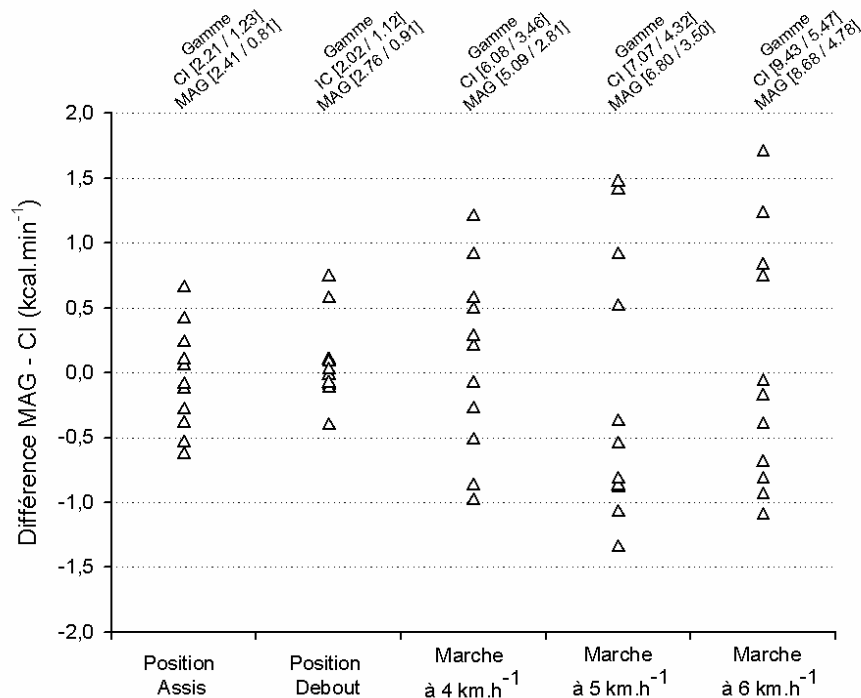
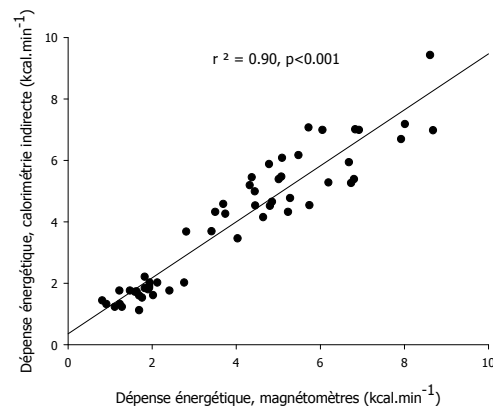


Figure 76 : Différence individuelle (MAG – CI) de dépense énergétique (kcal.min⁻¹) entre le couplage des magnétomètres (MAG) et le système de calorimétrie indirecte (CI) pour chaque activité. La gamme de dépense énergétique estimée par le couplage des magnétomètres (MAG) et mesurée par le système de calorimétrie indirecte (CI) est indiquée au dessus du graphique [max / min]

Enfin, il existe une forte corrélation ($DE_{CI\text{-valid}} = 0,351 + 0,912 \times DE_{mag\text{-valid}}$, $r^2 = 0.90$, $p < 0.001$) entre l'ensemble des données de $DE_{CI\text{-valid}}$ et $DE_{mag\text{-valid}}$ (Figure 77).

Figure 77 : Corrélation entre $DE_{IC\text{-valid}}$ mesurée par calorimétrie indirecte et $DE_{mag\text{-valid}}$ estimée par le couplage des magnétomètres (Test 2)



Conclusion : L'ensemble des résultats de notre étude (1/ Valeurs moyennes de \dot{V}_E et DE, 2/ Intervalles de confiance à 95%, 3/ Différences de valeurs de dépense énergétique entre le système de référence et notre prototype et 4/ Coefficients de détermination) semble valider l'utilisation de notre prototype pour estimer la dépense énergétique, à partir de l'estimation de la ventilation, dans des conditions de repos (assis et debout) et de marche à 4, 5 et 6 km.h⁻¹.

Conclusion & Perspectives

L'objectif principal de cette thèse était de mettre en place une nouvelle méthode d'estimation de la dépense énergétique à partir de la mesure de distances à la surface du corps. L'ensemble de nos travaux ont ainsi montré que notre prototype était capable d'estimer la dépense énergétique dans différentes postures (assis et debout au repos) et lors d'activités de marche à 4, 5 et 6 km.h⁻¹. La différence des valeurs de dépense énergétique entre notre nouvel appareil et le système de référence est inférieure à ± 0.74 kcal.min⁻¹ au cours des activités de repos et à ± 1.70 kcal.min⁻¹ pour les activités de marche. L'estimation de la dépense énergétique par notre prototype est satisfaisante en termes de précision en comparaison aux autres méthodes portables utilisées en condition de vie quotidienne (SensorWear Armband[®], Actiheart[®], Tableau 1).

Les perspectives dans le domaine des méthodes de quantification de l'activité physique sont nombreuses. La recherche d'une méthode précise d'estimation de la dépense énergétique est aujourd'hui une préoccupation majeure du monde scientifique, et s'inscrit dans un cadre de santé publique et de lutte contre la sédentarité. En outre, la quantification précise de l'activité physique est indispensable pour évaluer le niveau d'activité des individus et mieux comprendre la relation existant entre la dose (niveau d'activité physique) et la réponse (effet protecteur de l'activité physique sur l'organisme). Les nouveaux appareils portables couplant la mesure de plusieurs paramètres (Actiheart[®] : fréquence cardiaque + accéléromètre ou SensorWear Armband[®] : flux de chaleur + accéléromètre), ont déjà démontré leur valeur ajoutée par rapport aux actimètres simples, et représentent très certainement les futures solutions pour estimer une dépense énergétique en condition de vie quotidienne. La mesure de distances à la surface du corps, capable d'estimer la ventilation, pourrait être associée à la mesure de la fréquence cardiaque. L'association de ces paramètres permettrait de développer un nouvel appareil d'estimation de la dépense énergétique.

En effet, au cours de nos travaux nous nous sommes intéressés à l'estimation de la dépense énergétique au cours d'activités d'intensités faibles à modérées. La relation linéaire existant entre \dot{V}_E et DE (Ford et Hellerstein 1959) permet d'estimer la dépense énergétique avec une précision satisfaisante ($\dot{V}_E < 50$ l.min⁻¹). De plus, la faible variabilité de la ventilation par rapport à la fréquence cardiaque au cours d'activités faibles à modérées (Rousselle et al., 1995), nous incite fortement à utiliser \dot{V}_E comme indice de dépense énergétique. Par contre, pour des activités d'intensités plus élevées ($\dot{V}_E > 50$ l.min⁻¹) FC serait peut-être un indice plus pertinent que \dot{V}_E pour estimer une dépense énergétique. En effet, pour des valeurs de ventilation supérieures à 50 l.min⁻¹, la relation entre \dot{V}_E et $\dot{V}O_2$ devient non linéaire. Ainsi, la fréquence cardiaque pourrait alors être un paramètre complémentaire pour améliorer l'estimation de la dépense énergétique au cours des activités modérées et élevées, sollicitant des masses musculaires importantes. L'objectif à terme serait d'intégrer dans un même appareil la mesure à la fois de la ventilation et de la fréquence cardiaque. Néanmoins, des améliorations seront à apporter pour aboutir à cette nouvelle méthode d'estimation de la dépense énergétique à partir de ces deux paramètres. Deux grandes étapes seront à mener en parallèle :

I/ Une simplification du protocole de calibration individuelle du couplage des magnétomètres. La procédure à réaliser par le sujet pourrait être la suivante. 1/ Le sujet installe lui-même l'appareil, sans l'aide d'un expérimentateur 2/ Il réalise une série de respiration 3/ Les données mesurées par les magnétomètres sont traitées automatiquement par un logiciel qui permet de calibrer le système. Il est important de préciser que la calibration individuelle de l'appareil reste une étape essentielle pour pouvoir obtenir des valeurs précises de \dot{V}_E et DE.

II/ L'intégration des magnétomètres et d'un système de mesure de la fréquence cardiaque dans un vêtement de type T-shirt ou veste. Cette étape est indispensable pour envisager des mesures en condition de vie quotidienne sur différents types de populations (enfants, adolescents, adultes, sportifs, personnes âgées). Des manufacturiers ont déjà commencé à développer des vêtements capables de mesurer différents paramètres physiologiques, mais ces solutions restent à l'heure actuelle sans application pour l'estimation de la dépense énergétique (LifeShirt[®], Vivometrics ; Smartshirt[®], Sensatex) (Grossman 2004; Park et Jayaraman 2005).

Références



- Aaron, EA;Seow, KC;Johnson, BD.Dempsey, JA (1992). "Oxygen cost of exercise hyperpnea: implications for performance". J Appl Physiol 72: 1818-1825.
- Abbot, BC.Bigland, B (1953). "The effects of force and speed changes on the rate of oxygen consumption during negative work". J Physiol 120: 319-325.
- Achten, J.Jeukendrup, AE (2003). "Heart rate monitoring: applications and limitations". Sports Med 33: 517-538.
- Adams, L;Frankel, H;Garlick, J;Guz, A;Murphy, K.Semple, SJ (1984). "The role of spinal cord transmission in the ventilatory response to exercise in man". J Physiol 355: 85-97.
- Ainslie, P;Reilly, T.Westerterp, K (2003). "Estimating human energy expenditure: a review of techniques with particular reference to doubly labelled water". Sports Med 33: 683-698.
- Ainsworth, BE;Haskell, WL;Whitt, MC;Irwin, ML;Swartz, AM;Strath, SJ;O'Brien, WL;Bassett, DR, Jr.;Schmitz, KH;Emplaincourt, PO;Jacobs, DR, Jr.Leon, AS (2000). "Compendium of physical activities: an update of activity codes and MET intensities". Med Sci Sports Exerc 32: S498-504.
- Aliverti, A;Dellacà, R.Pedotti, A (2001). "Optoelectronic plethysmography: a new tool in respiratory medicine". Recent Prog Med. 92: 644-647.
- Aliverti, A;Dellacà, R;Pelosi, P;Chiumello, D;Pedotti, A.Gattinoni, L (2000). "Optoelectronic plethysmography in intensive care patients". Am J Respir Crit Care Med 161: 1546-1552.
- Aliverti, A;Kayser, B.Macklem, PT (2004). "Breath-by-breath assessment of alveolar gas stores and exchange". J Appl Physiol 96: 1464-1469.
- Aliverti, A;Rodger, K;Dellacà, RL;Stevenson, N;Lo Mauro, A;Pedotti, A.Calverley, PMA (2005). "Effect of salbutamol on lung function and chest wall volumes at rest and during exercise in COPD". Thorax 60: 916-924.
- Ancoli-Israel, S;Kripke, DF;Mason, W.Kaplan, OJ (1985). "Sleep apnea and periodic movements in an aging sample". J Gerontol 40: 419-425.
- Anliker, U;Ward, JA;Lukowicz, P;Troster, G;Dolveck, F;Baer, M;Keita, F;Schenker, EB;Catarsi, F;Coluccini, L;Belardinelli, A;Shklarski, D;Alon, M;Hirt, E;Schmid, R.Vuskovic, M (2004). "AMON: a wearable multiparameter medical monitoring and alert system". IEEE Trans Inf Technol Biomed 8: 415-427.
- Arvidsson, D;Slinde, F;Larsson, S.Hulthen, L (2009). "Energy cost in children assessed by multisensor activity monitors". Med Sci Sports Exerc 41: 603-611.
- Arvidsson, D;Slinde, F;Larsson, S.Hulthen, L (2007). "Energy cost of physical activities in children: validation of SenseWear Armband". Med Sci Sports Exerc 39: 2076-2084.
- Astrand, PO.Rodahl, K (1994) "Textbook of Work Physiology". Masson, Paris

Astrand, PO.Ryhming, I (1954). "A nomogram for calculation of aerobic capacity (physical fitness) from pulse rate during sub-maximal work". J Appl Physiol 7: 218-221.

B

Baecke, JA;Burema, J.Frijters, JE (1982). "A short questionnaire for the measurement of habitual physical activity in epidemiological studies". Am J Clin Nutr 36: 936-942.

Banzett, RB;Mahan, ST;Garner, DM;Brughera, A.Loring, SH (1995). "A simple and reliable method to calibrate respiratory magnetometers and Resptrace". J Appl Physiol 79: 2169-2176.

Barsotti, A;Giannoni, A;Di Napoli, P.Emdin, M (2009). "Energy metabolism in the normal and in the diabetic heart". Curr Pharm Des 15: 836-840.

Bassett, DR;Ainsworth, BE.Swartz, AM (2000). "Validity of four motion sensors in measuring moderate intensity physical activity". Med Sci Sports Exerc 32: S471-S480.

Bassett, DR, Jr.;Ainsworth, BE;Leggett, SR;Mathien, CA;Main, JA;Hunter, DC.Duncan, GE (1996). "Accuracy of five electronic pedometers for measuring distance walked". Med Sci Sports Exerc 28: 1071-1077.

Bertoli, S;Posata, A;Battezzati, A;Spadafranca, A;Testolin, G.Bedogni, G (2008). "Poor agreement between a portable armband and indirect calorimetry in the assessment of resting energy expenditure". Clin Nutr 27: 307-310.

Bitar, A;Vermorel, M;Fellmann, N;Bedu, M;Chamoux, A.Coudert, J (1996). "Heart rate recording method validated by whole-body indirect calorimetry in 10-yr-old children". J Appl Physiol 81: 1169-1173.

Black, AE;Coward, WA;Cole, TJ.Prentice, AM (1996). "Human energy expenditure in affluent societies: an analysis of 574 doubly-labelled water measurements". Eur J Clin Nutr 50: 72-92.

Bock, AV;Vancaulaert, C;Dill, DB;Folling, A.Hurxthal, LM (1928). "Studies in muscular activity: III. Dynamical changes occurring in man at work". J Physiol 66: 136-161.

Boothby, WM (1915). "A determination of the circulation rate in man at rest and at work". Amer J Physiol 37: 383-417.

Bouchard, C (2001). "Physical activity and health: introduction to the dose-response symposium". Med Sci Sports Exerc 33: S347-350.

Bouten, CV;Westerterp, KR;Verduin, M.Janssen, JD (1994). "Assessment of energy expenditure for physical activity using a triaxial accelerometer". Med Sci Sports Exerc 26: 1516-1523.

Brage, S;Brage, N;Ekelund, U;Luan, J;Franks, PW;Froberg, K.Wareham, NJ (2006). "Effect of combined movement and heart rate monitor placement on physical activity estimates during treadmill locomotion and free-living". Eur J Appl Physiol 96: 517-524.

Brage, S;Brage, N;Franks, PW;Ekelund, U.Wareham, NJ (2005). "Reliability and validity of the combined heart rate and movement sensor Actiheart". Eur J Clin Nutr 59: 561-570.

- Brischetto, MJ;Millman, RP;Peterson, DD;Silage, DA.Pack, AI (1984). "Effect of aging on ventilatory response to exercise and CO₂". J Appl Physiol 56: 1143-1150.
- Buono, MJ;Clancy, TR.Cook, JR (1984). "Blood lactate and amonium ion accumulation during graded exercise in humans". J Appl Physiol 57: 135-139.
- Busse, MW.Maassen, N (1987). "Ventilation and plasma potassium concentration during exercise". Pflug Arch 408: S16.
- Bussé, MW;Scholz, J;Saxler, F;Maassen, N.Boning, D (1992). "Relationship between plasma potassium and ventilation during successive periods of exercise in men". Eur J Appl Physiol 64: 22-25.
- Bussmann, HBJ;Reuvekamp, PJ;Veltink, PH;Martens, WLJ.Stam, HJ (1998a). "Validity and reliability of measurements obtained with an "Activity Monitor" in people with and without a transtibial amputation." Physical Therapy 78: 989-998.
- Bussmann, JB;Hartgerink, I;van der Woude, LH.Stam, HJ (2000). "Measuring physical strain during ambulation with accelerometry". Med Sci Sports Exerc 32: 1462-1471.
- Bussmann, JB;Martens, WL;Tulen, JH;Schasfoort, FC;van den Berg-Emons, HJ.Stam, HJ (2001). "Measuring daily behavior using ambulatory accelerometry: the Activity Monitor". Behav Res Methods Instrum Comput 33: 349-356.
- Bussmann, JB;Tulen, JH;van Herel, EC.Stam, HJ (1998b). "Quantification of physical activities by means of ambulatory accelerometry: a validation study". Psychophysiology 35: 488-496.
- Bussmann, JB;van de Laar, YM;Neeleman, MP.Stam, HJ (1998c). "Ambulatory accelerometry to quantify motor behaviour in patients after failed back surgery: a validation study". Pain 74: 153-161.



- Caiozzo, VJ;Davis, JA;Ellis, JF;Azus, JL;Vandagriff, R;Prietto, CA.McMaster, WC (1982). "A comparison of gas exchange indices used to detect the anaerobic threshold". J Appl Physiol 53: 1184-1189.
- Calabro, MA;Welk, GJ.Eisenmann, JC (2009). "Validation of the SenseWear Pro Armband algorithms in children". Med Sci Sports Exerc 41: 1714-1720.
- Campbell, KL;Crocker, PR.McKenzie, DC (2002). "Field evaluation of energy expenditure in women using Tritrac accelerometers". Med Sci Sports Exerc 34: 1667-1674.
- Casaburi, R;Whipp, BJ;Wasserman, K.Koyal, SN (1978). "Ventilatory and gas exchange responses to cycling with sinusoidally varying pedal rate". J Appl Physiol 44: 97-103.
- Ceesay, SM;Prentice, AM;Day, KC;Murgatroyd, PR;Goldberg, GR;Scott, W.Spurr, GB (1989). "The use of heart rate monitoring in the estimation of energy expenditure: a validation study using indirect whole-body calorimetry". Br J Nutr 61: 175-186.
- Cereda, E;Turrini, M;Ciapanna, D;Marbello, L;Pietrobelli, A.Corradi, E (2007). "Assessing energy expenditure in cancer patients: a pilot validation of a new wearable device". JPEN J Parenter Enteral Nutr 31: 502-507.

Chadha, TS;Watson, H;Birch, S;Jenouri, GA;Schneider, AW;Cohn, MA.Sackner, MA (1982). "Validation of respiratory inductive plethysmography using different calibration procedures". Am Rev Respir Dis 125: 644-649.

Christensen, CC;Frey, HM;Foenstelien, E;Aadland, E.Refsum, HE (1983). "A critical evaluation of energy expenditure estimates based on individual O₂ consumption/heart rate curves and average daily heart rate". Am J Clin Nutr 37: 468-472.

Clarenbach, CF;Senn, O;Brack, T;Kohler, M.Bloch, KE (2005). "Monitoring of ventilation during exercise by a portable respiratory inductive plethysmograph". Chest 128: 1282-1290.

Clark, JM;Hagerman, FC.Gelfand, R (1983). "Breathing patterns during submaximal and maximal exercise in elite oarsmen". J Appl Physiol 55: 440-446.

Colditz, GA (1999). "Economic costs of obesity and inactivity". Med Sci Sports Exerc 31: S663-667.

Conway, JM;Seale, JL;Jacobs, DR, Jr.;Irwin, ML.Ainsworth, BE (2002). "Comparison of energy expenditure estimates from doubly labeled water, a physical activity questionnaire, and physical activity records". Am J Clin Nutr 75: 519-525.

Cooper, KH;Purdy, JG;White, SR;Pollock, ML.Linnerud, AC (1977) "Age-fitness adjusted maximal heart rates".

Corder, K;Brage, S;Mattocks, C;Ness, A;Riddoch, C;Wareham, NJ.Ekelund, U (2007). "Comparison of two methods to assess PAEE during six activities in children". Med Sci Sports Exerc 39: 2180-2188.

Corder, K;Brage, S;Wareham, NJ.Ekelund, U (2005). "Comparison of PAEE from combined and separate heart rate and movement models in children". Med Sci Sports Exerc 37: 1761-1767.

Craig, CL;Marshall, AL;Sjöström, M;Bauman, AE;Booth, ML;Ainsworth, BE;Pratt, M;Ekelund, U;Yngve, A;Sallis, JF.Oja, P (2003). "International physical activity questionnaire: 12-country reliability and validity". Med Sci Sports Exerc 35: 1381-1395.

Cranefield, PF.Greenspan, K (1960). "The rate of oxygen uptake of quiescent cardiac muscle". The Journal of General Physiology 44: 235-249.

Crespo, CJ;Keteyian, SJ;Heath, GW.Sempos, CT (1996). "Leisure-time physical activity among US adults. Results from the Third National Health and Nutrition Examination Survey". Arch Intern Med 156: 93-98.

Crouter, SE;Churilla, JR.Bassett, DR, Jr. (2008). "Accuracy of the Actiheart for the assessment of energy expenditure in adults". Eur J Clin Nutr 62: 704-711.

Crouter, SE;Schneider, PL;Karabulut, M.Bassett, DR, Jr. (2003). "Validity of 10 electronic pedometers for measuring steps, distance, and energy cost". Med Sci Sports Exerc 35: 1455-1460.

Cunningham, DJC (1974). "The control system regulating breathing in man". D Rev Biophys 6: 433-483.



Dauncey, MJ (1990). "Activity and energy expenditure". Can J Physiol Pharmacol 68: 17-27.

- Davidson, L;McNeill, G;Haggarty, P;Smith, JS.Franklin, MF (1997). *"Free-living energy expenditure of adult men assessed by continuous heart-rate monitoring and doubly-labelled water"*. Br J Nutr 78: 695-708.
- Davis, JA;Vodak, P;Wilmore, JH;Vodak, J.Kurtz, P (1976). *"Anaerobic threshold and maximal aerobic power for three modes of exercise"*. J Appl Physiol 41: 544-550.
- De Vries, HA.Adams, GM (1972). *"Comparison of exercise responses in old and young men. II. Ventilatory mechanics"*. J Gerontol 27: 349-352.
- Dejours, P (1964) *"Control of respiration in muscular exercise"*. American Physiological Society, Washington,
- Dejours, P;Teillac, A;Girard, F.Lacaisse, A (1958). *"Etude du rôle de l'hyperthermie centrale modérée dans la régulation de la ventilation de l'exercice musculaire chez l'homme"*. Rev Franc Etudes Clin Biol 3: 755-761.
- Dempsey, JA;Vidruk, EH.Mitchell, GS (1985). *"Pulmonary control systems in exercise: update"*. Fed Proc 44: 2260-2270.
- Deriaz, O (2007) *"Measurement of energy expenditure"*. In: réinsertion, Idrer- (ed), Switzerland
- di Prampero, PE.Ferretti, G (1990). *"Factors limiting maximal oxygen consumption in humans"*. Respir Physiol 80: 113-127.
- Di Rienzo, M;Rizzo, F;Meriggi, P;Bordoni, B;Brambilla, G;Ferratini, M.Castiglioni, P (2006). *"Applications of a textile-based wearable system for vital signs monitoring"*. Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc 1: 2223-2226.
- Di Rienzo, M;Rizzo, F;Meriggi, P;Castiglioni, P;Mazzoleni, P;Ferrarin, M.Ferratini, M (2007). *"MagIC: a textile system for vital signs monitoring. Advancement in design and embedded intelligence for daily life applications"*. Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc 2007: 3958-3961.
- Di Rienzo, M;Rizzo, F;Parati, G;Brambilla, G;Ferratini, M.Castiglioni, P (2005). *"MagIC System: a New Textile-Based Wearable Device for Biological Signal Monitoring. Applicability in Daily Life and Clinical Setting"*. Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc 7: 7167-7169.
- Dorminy, CA;Choi, L;Akohoue, SA;Chen, KY.Buchowski, MS (2008). *"Validity of a multisensor armband in estimating 24-h energy expenditure in children"*. Med Sci Sports Exerc 40: 699-706.
- Dunton, GF;Whalen, CK;Jamner, LD;Henker, B.Floro, JN (2005). *"Using ecologic momentary assessment to measure physical activity during adolescence"*. Am J Prev Med 29: 281-287.
- Durnin, JV.Edwards, RG (1955). *"Pulmonary ventilation as an index of energy expenditure"*. Q J Exp Physiol Cogn Med Sci 40: 370-377.
- Dwyer, TJ;Alison, JA;McKeough, ZJ;Elkins, MR.Bye, PT (2009). *"Evaluation of the SenseWear activity monitor during exercise in cystic fibrosis and in health"*. Respir Med



Eberhard, A;Calabrese, P;Baconnier, P.Benchetrit, G (2001). *"Comparison between the respiratory inductance plethysmography signal derivative and the airflow signal"*. Adv Exp Med Biol. 499: 489-494.

Eldridge, FL;Millhorn, DE.Waldrop, TG (1981). "*Exercise hyperpnea and locomotion: parallel activation from the hypothalamus*". Science 211: 844-846.

England, P;Powers, SK;Dodd, S;Callender, T.Brooks, E (1984). "*The effect of acute thermal dehydration on blood lactate accumulation during incremental exercise*". Journal of Sports Sciences 2: 105-111.

English, MJ;Farmer, C.Scott, WA (1990). "*Heat loss in exposed volunteers*". J Trauma 30: 422-425.

Eston, RG;Rowlands, AV.Ingledeu, DK (1998). "*Validity of heart rate, pedometry, and accelerometry for predicting the energy cost of children's activities*". J Appl Physiol 84: 362-371.

F

Fehling, PC;Smith, DL;Warner, SE.Dalsky, GP (1999). "*Comparison of accelerometers with oxygen consumption in older adults during exercise*". Med Sci Sports Exerc 31: 171-175.

Ferretti, G.di Prampero, PE (1995). "*Factors limiting maximal O₂ consumption: effects of acute changes in ventilation*". Respir Physiol 99: 259-271.

Fiamma, MN;Samara, Z;Baconnier, P;Similowski, T.Straus, C (2007). "*Respiratory inductive plethysmography to assess respiratory variability and complexity in humans*". Respir Physiol Neurobiol 156: 234-239.

Finn, KJ.Specker, B (2000). "*Comparison of Actiwatch activity monitor and Children's Activity Rating Scale in children*". Med Sci Sports Exerc 32: 1794-1797.

Fogelholm, MG;Hiilloskorpi, HK;Laukkanen, RM;Oja, P;van Marken Lichtenbelt, W.Westerterp, KR (1998). "*Assessment of energy expenditure in overweight women*". Med Sci Sports Exerc 30: 1191-1197.

Ford, AB.Hellerstein, HK (1959). "*Estimation of energy expenditure from pulmonary ventilation*". J Appl Physiol 14: 891-893.

Fox, EL.Mathews, DK (1981) "*Physiological Basis of Physical Education and Athletics*". W.B. Saunders Company, Philadelphia

Fox, SM;Naughton, JP.Haskell, WL (1971). "*Physical activity in coronary disease*". Annals of Clinical Research 3: 404-432.

Friedlander, AL;Jacobs, KA;Fattor, JA;Horning, MA;Hagobian, TA;Bauer, TA;Wolfel, EE.Brooks, GA (2007). "*Contributions of working muscle to whole body lipid metabolism are altered by exercise intensity and training*". Am J Physiol Endocrinol Metab 292: E107-116.

Fruin, ML.Rankin, JW (2004). "*Validity of a multi-sensor armband in estimating rest and exercise energy expenditure*". Med Sci Sports Exerc 36: 1063-1069.

G

Gamelin, F-X;Berthoin, S.Bosquet, L (2006). "*Validity of the polar S810 heart rate monitor to measure R-R intervals at rest*". Med Sci Sports Exerc 38: 887-893.

Garet, M;Boudet, G;Montaurier, C;Vermorel, M;Coudert, J;Chamoux, A (2005). "Estimating relative physical workload using heart rate monitoring: a validation by whole-body indirect calorimetry". Eur J Appl Physiol 94: 46-53.

Garry, RC;Passmore, R;Warnock, GM;Durnin, JV (1955). "The expenditure of energy and the consumption of food by miners and clerks, Fife, Scotland, 1952". Spec Rep Ser Med Res Counc (G B) 289:

Gastinger, S;Sefati, H;Nicolas, G;Sorel, A;Gratas-Delamarche, A;Prioux, J (2010a). "Estimates of ventilation from measurements of rib cage and abdominal distances: A portable device". Eur J Appl Physiol In press:

Gastinger, S;Sorel, A;Nicolas, G;Gratas-Delamarche, A;Prioux, J (2010b). "A comparison between ventilation and heart rate as indicator of oxygen uptake during different intensities of exercise". Journal of Sports Science and Medicine 9: 110-118.

Gibson, GJ;Pride, NB;O'Cain, C;Quagliato, R (1976). "Sex and age differences in pulmonary mechanics in normal nonsmoking subjects". J Appl Physiol 41: 20-25.

Goodrich, S;Orr, WC (2009). "An investigation of the validity of the Lifeshirt in comparison to standard polysomnography in the detection of obstructive sleep apnea". Sleep Med 10: 118-122.

Green, JF;Schertel, ER;Coleridge, HM;Coleridge, JC (1986). "Effect of pulmonary arterial PCO₂ on slowly adapting pulmonary stretch receptors". J Appl Physiol 60: 2048-2055.

Grimby, G;Sodderholm, B (1962). "Energy expenditure of men in different age groups during level walking and bicycle ergometry". Scand J Clin Lab Invest 14: 321-328.

Grodins, FS (1950). "Analysis of factors concerned in regulation of breathing in exercise". Physiol Rev 30: 220-239.

Grossman, P (2004). "The LifeShirt: a multi-function ambulatory system monitoring health, disease, and medical intervention in the real world". Stud Health Technol Inform 108: 133-141.

Gujic, M;Houssière, A;Xhaët, O;Argacha, JF;Denewet, N;Noseda, A;Jespers, P;Melot, C;Naeije, R;van de Borne, P (2007). "Does endothelin play a role in chemoreception during acute hypoxia in normal men? " Chest 131: 1467-1472.



Halin, N;Junnila, M;Loula, P;Aarnio, P (2005). "The LifeShirt system for wireless patient monitoring in the operating room". J Telemed Telecare 11 Suppl 2: S41-43.

Hanson, JS;Tabakin, BS;Levy, AM;Hill, DB (1968). "Comparative exercise-cardiorespiratory performance of normal men in the third, fourth and fifth decades of life". Circulation 37: 345-360.

Harrell, JS;McMurray, RG;Baggett, CD;Pennell, ML;Pearce, PF;Bangdiwala, SI (2005). "Energy costs of physical activities in children and adolescents". Med Sci Sports Exerc 37: 329-336.

Harris, JA;Benedict, FG (1919). "A biometric study of basal metabolism in man". Washington DC: Carnegie Institute of Washington 279:

Hart, MC;Orzalesi, MM.Cook, CD (1963). "*Relation between anatomic respiratory dead space and body size and lung volume*". J Appl Physiol 18: 519-522.

Haskell, WL;Yee, MC;Evans, A.Irby, PJ (1993). "*Simultaneous measurement of heart rate and body motion to quantitate physical activity*". Med Sci Sports Exerc 25: 109-115.

Heldt, GP (1988). "*Simultaneous quantification of chest wall distortion by multiple methods in preterm infants*". Am Rev Respir Dis 138: 20-25.

Hendelman, D;Miller, K;Baggett, C;Debold, E.Freedson, P (2000). "*Validity of accelerometry for the assessment of moderate intensity physical activity in the field*". Med Sci Sports Exerc 32: S442-449.

Hiilloskorpi, HK;Pasanen, ME;Fogelholm, MG;Laukkanen, RM.Manttari, AT (2003). "*Use of heart rate to predict energy expenditure from low to high activity levels*". Int J Sports Med 24: 332-336.

Hoos, MB;Plasqui, G;Gerver, WJ.Westerterp, KR (2003). "*Physical activity level measured by doubly labeled water and accelerometry in children*". Eur J Appl Physiol 89: 624-626.

Hoyt, RW;Reifman, J;Coster, TS.Buller, MJ (2002). "*Combat medical informatics: present and future*". Proc AMIA Symp 335-339.



Itoh, M;Fukuoka, Y;Grassi, B;Marconi, C;Cerretelli, P;Araki, H.Nishi, K (2002). "*VE response to VCO₂ during exercise is unaffected by exercise training and different exercise limbs*". Jpn J Physiol 52: 489-496.

Jackson, AS;Stanforth, PR;Gagnon, J;Rankinen, T;Leon, AS;Rao, DC;Skinner, JS;Bouchard, C.Wilmore, JH (2002). "*The effect of sex, age and race on estimating percentage body fat from body mass index: The Heritage Family Study*". Int J Obesity 26: 789-796.

Jakicic, JM;Kang, J;Robertson, RJ;Wing, RR.Goss, FL (1993). "*Validity of a portable heat sensing system to measure energy expenditure*". Med Sci Sports Exerc 25:

Jakicic, JM;Marcus, M;Gallagher, KI;Randall, C;Thomas, E;Goss, FL.Robertson, RJ (2004). "*Evaluation of the SenseWear Pro Armband to assess energy expenditure during exercise*". Med Sci Sports Exerc 36: 897-904.

Jakicic, JM;Winters, C;Lagally, K;Ho, J;Robertson, RJ.Wing, RR (1999). "*The accuracy of the TriTrac-R3D accelerometer to estimate energy expenditure*". Med Sci Sports Exerc 31: 747-754.

Jensen, RA;Vejby-Christensen, H.Petersen, ES (1971). "*Ventilation in man at onset of work employing different standardized starting orders*". Respir Physiol 13: 209-220.

Jequier, E.Felber, JP (1987). "*Indirect calorimetry*". Baillieres Clin Endocrinol Metab 1: 911-935.

Johnson, BD.Dempsey, JA (1991). "*Demand vs. capacity in the aging pulmonary system*". Exerc Sport Sci Rev 19: 171-210.

K

- Karvonen, J;Chwalbinska-Moneta, J.Saynajakangas, S (1984). *"Comparison of heart rates measured by ECG and microcomputer"*. Physician Sportsmed 12: 65-69.
- Kent, L;O'Neill, B;Davison, G;Nevill, A;Elborn, JS.Bradley, JM (2009). *"Validity and reliability of cardiorespiratory measurements recorded by the LifeShirt during exercise tests"*. Respir Physiol Neurobiol 167: 162-167.
- Kesaniemi, YK;Danforth, E, Jr.;Jensen, MD;Kopelman, PG;Lefebvre, P.Reeder, BA (2001). *"Dose-response issues concerning physical activity and health: an evidence-based symposium"*. Med Sci Sports Exerc 33: S351-358.
- King, GA;Torres, N;Potter, C;Brooks, TJ.Coleman, KJ (2004). *"Comparison of activity monitors to estimate energy cost of treadmill exercise"*. Med Sci Sports Exerc 36: 1244-1251.
- Knowler, WC;Barrett-Connor, E;Fowler, SE;Hamman, RF;Lachin, JM;Walker, EA.Nathan, DM (2002). *"Reduction in the incidence of type 2 diabetes with lifestyle intervention or metformin"*. N Engl J Med 346: 393-403.
- Konno, K.Mead, J (1967). *"Measurement of the separate volume changes of rib cage and abdomen during breathing"*. J Appl Physiol 22: 407-422.
- Koyal, SN;Whipp, BJ;Huntsman, D;Bray, GA.Wasserman, K (1976). *"Ventilatory responses to the metabolic acidosis of treadmill and cycle ergometry"*. J Appl Physiol 40: 864-867.
- Kriska, A (2000). *"Physical activity and the prevention of type 2 diabetes mellitus: how much for how long?"* Sports Med 29: 147-151.
- Kriska, AM;Knowler, WC;LaPorte, RE;Drash, AL;Wing, RR;Blair, SN;Bennett, PH.Kuller, LH (1990). *"Development of questionnaire to examine relationship of physical activity and diabetes in Pima Indians"*. Diabetes Care 13: 401-411.
- Krogh, A.Lindhard, J (1913). *"The regulation of respiration and circulation during the initial stages of muscular work"*. J Physiol (Lond.) 47: 112-136.
- Kumahara, H;Tanaka, H.Schutz, Y (2009). *"Are pedometers adequate instruments for assessing energy expenditure?"* Eur J Clin Nutr 63: 1425-1432.
- Kurpad, AV;Raj, R;Maruthy, KN.Vaz, M (2006). *"A simple method of measuring total daily energy expenditure and physical activity level from the heart rate in adult men"*. Eur J Clin Nutr 60: 32-40.

L

- Layton, RP;Mints, WH, Jr.;Annis, JF;Rack, MJ.Webb, P (1983). *"Calorimetry with heat flux transducers: comparison with a suit calorimeter"*. J Appl Physiol 54: 1361-1367.
- Le Masurier, GC.Tudor-Locke, C (2003). *"Comparison of pedometer and accelerometer accuracy under controlled conditions"*. Med Sci Sports Exerc 35: 867-871.

- Leenders, NY;Sherman, WM;Nagaraja, HN.Kien, CL (2001). "Evaluation of methods to assess physical activity in free-living conditions". *Med Sci Sports Exerc* 33: 1233-1240.
- Leino, K;Nunes, S;Valta, P.Takala, J (2001). "Validation of a new respiratory inductive plethysmograph". *Acta Anaesthesiol Scand* 45: 104-111.
- Levine, J;Melanson, EL;Westerterp, KR.Hill, JO (2001). "Measurement of the components of nonexercise activity thermogenesis". *Am J Physiol Endocrinol Metab* 281: E670-675.
- Levine, JA (2004). "Nonexercise activity thermogenesis (NEAT): environment and biology". *Am J Physiol Endocrinol Metab* 286: E675-685.
- Levine, JA;Eberhardt, NL.Jensen, MD (1999). "Role of nonexercise activity thermogenesis in resistance to fat gain in humans". *Science* 283: 212-214.
- Li, G;Arora, N;Xie, H;Ning, H;Lu, W;Low, D;Citrin, D;Kaushal, A;Zach, L;Camphausen, K.Miller, RW (2009). "Quantitative prediction of respiratory tidal volume based on the external torso volume change: a potential volumetric surrogate". *Physics in Medicine and Biology* 54: 1963-1978.
- Li, R;Deurenberg, P.Hautvast, JG (1993). "A critical evaluation of heart rate monitoring to assess energy expenditure in individuals". *Am J Clin Nutr* 58: 602-607.
- Lifson, N;Gordon, GB.Mc, CR (1955). "Measurement of total carbon dioxide production by means of D₂O¹⁸". *J Appl Physiol* 7: 704-710.
- Linnarsson, D (1974). "Dynamics of pulmonary gas exchange and heart rate changes at start and end of exercise". *Acta Physiol Scand* 415: 1-68.
- Livingstone, MB (1997). "Heart-rate monitoring: the answer for assessing energy expenditure and physical activity in population studies?" *Br J Nutr* 78: 869-871.
- Livingstone, MB;Coward, WA;Prentice, AM;Davies, PS;Strain, JJ;McKenna, PG;Mahoney, CA;White, JA;Stewart, CM.Kerr, MJ (1992). "Daily energy expenditure in free-living children: comparison of heart-rate monitoring with the doubly labeled water (2H₂(18)O) method". *Am J Clin Nutr* 56: 343-352.
- Livingstone, MB;Prentice, AM;Coward, WA;Ceesay, SM;Strain, JJ;McKenna, PG;Nevin, GB;Barker, ME.Hickey, RJ (1990). "Simultaneous measurement of free-living energy expenditure by the doubly labeled water method and heart-rate monitoring". *Am J Clin Nutr* 52: 59-65.
- Livingstone, MB;Robson, PJ.Totton, M (2000). "Energy expenditure by heart rate in children: an evaluation of calibration techniques". *Med Sci Sports Exerc* 32: 1513-1519.
- Livingstone, MB;Strain, JJ;Prentice, AM;Coward, WA;Nevin, GB;Barker, ME;Hickey, RJ;McKenna, PG.Whitehead, RG (1991). "Potential contribution of leisure activity to the energy expenditure patterns of sedentary populations". *Br J Nutr* 65: 145-155.
- Lorussi, F;Scilingo, EP;Tesconi, M;Tognetti, A.De Rossi, D (2005a). "Strain sensing fabric for hand posture and gesture monitoring". *IEEE Trans Inf Technol Biomed* 9: 372-381.
- Lorussi, F;Tognetti, A;Tesconi, M;Zupone, G;Bartalesi, R.De Rossi, D (2005b). "Electroactive fabrics for distributed, comfortable and interactive systems". *Stud Health Technol Inform* 117: 17-24.

Loveridge, B;West, P;Anthonisen, NR.Kryger, MH (1983). "Single-position calibration of the respiratory inductance plethysmograph". J Appl Physiol 55: 1031-1034.

M

Macfarlane, DJ (2001). "Automated metabolic gas analysis systems: a review". Sports Med 31: 841-861.

Mahler, DA;Shuhart, CR;Brew, E.Stukel, TA (1991). "Ventilatory responses and entrainment of breathing during rowing". Med Sci Sports Exerc 23: 186-192.

Malavolti, M;Pietrobelli, A;Dugoni, M;Poli, M;Romagnoli, E;De Cristofaro, P.Battistini, NC (2007). "A new device for measuring resting energy expenditure (REE) in healthy subjects". Nutr Metab Cardiovasc Dis 17: 338-343.

Manini, TM;Everhart, JE;Patel, KV;Schoeller, DA;Colbert, LH;Visser, M;Tylavsky, F;Bauer, DC;Goodpaster, BH.Harris, TB (2006). "Daily activity energy expenditure and mortality among older adults". Jama 296: 171-179.

Martin, T;Jovanov, E.Raskovic, D (2000) "Issues in wearable computing for medical monitoring applications: a case study of a wearable ECG monitoring device". 4th IEEE international symposium on wearable computers, pp 43-49

Masamoto, K.Tanishita, K (2009). "Oxygen transport in brain tissue". J Biomech Eng 131:

Mateika, JH.Duffin, J (1995). "A review of the control of breathing during exercise". Eur J Appl Physiol Occup Physiol 71: 1-27.

Mazzoleni, P;Rabuffetti, M;Castiglioni, P;Di Rienzo, M.Ferrarin, M (2008). "Optoelectronic plethysmography and locomotion : identification and filtering of the movement artefacts". Gait & Posture

Mc Connel, AK.Davies, CTM (1992). "A comparison of the ventilatory responses to exercise of elderly and younger humans". J Gerontol Biol Sci 47: B137-B141.

McCool, FD;Kelly, KB;Loring, SH;Greaves, IA.Mead, J (1986). "Estimates of ventilation from body surface measurements in unrestrained subjects". J Appl Physiol 61: 1114-1119.

McCool, FD.Paek, D (1993). "Measurements of ventilation in freely ranging subjects". Res Rep Health Eff Inst 1-17; discussion 57-69.

McCool, FD;Wang, J.Ebi, KL (2002). "Tidal volume and respiratory timing derived from a portable ventilation monitor". Chest 122: 684-691.

McKenzie, TL;Marshall, SJ;Sallis, JF.Conway, TL (2000). "Leisure-time physical activity in school environments: an observational study using SOPLAY". Prev Med 30: 70-77.

McLellan, TM (1987). "The anaerobic threshold: concept and controversy". Aust J Sci Med Sport 19: 3-8.

Melanson, EL, Jr..Freedson, PS (1996). "Physical activity assessment: a review of methods". Crit Rev Food Sci Nutr 36: 385-396.

- Mitchell, RA;Berger, AJ (1975). *"Neural regulation of respiration"*. Am Rev Respir Dis 111: 206-224.
- Mittman, C;Edelman, NH;Norris, AH;Shock, NW (1965). *"Relationship between chest wall and pulmonary compliance and age"*. J Appl Physiol 20: 1211-1216.
- Montagnon, B;Rigaud, D (1989). *"[Double labeling of water with stable isotopes for measuring energy expenditure in man]"*. Gastroenterol Clin Biol 13: 208-216.
- Montoye, H;Kemper, H;Saris, W (1996) *"Measuring physical activity and energy expenditure"*. Human Kinetics
- Montoye, HJ (1982). *"Age and oxygen utilization during submaximal treadmill exercise in males"*. J Gerontol 37: 396-402.
- Moreau-Gaudry, A;Sabil, A;Baconnier, P;Benchetrit, G;Franco, A (2005a). *"Use of computer and respiratory inductance plethysmography for the automated detection of swallowing in the elderly."* Stud Health Technol Inform. 116: 95-100.
- Moreau-Gaudry, A;Sabil, A;Benchetrit, G;Franco, A (2005b). *"Use of respiratory inductance plethysmography for the detection of swallowing in the elderly"*. Dysphagia 20: 297-302.
- Moy, ML;Mentzer, SJ;Reilly, JJ (2003). *"Ambulatory monitoring of cumulative free-living activity"*. IEEE Eng Med Biol Mag 22: 89-95.
- Mundt, CW;Montgomery, KN;Udoh, UE;Barker, VN;Thonier, GC;Tellier, AM;Ricks, RD;Darling, RB;Cagle, YD;Cabrol, NA;Ruoss, SJ;Swain, JL;Hines, JW;Kovacs, GT (2005). *"A multiparameter wearable physiologic monitoring system for space and terrestrial applications"*. IEEE Trans Inf Technol Biomed 9: 382-391.
- Myrtek, M;Spital, S (1986). *"Psychophysiological response patterns to single, double and triple stressors"*. Psychophysiology 23: 663-671.
-
- N*
-
- Nagy, KA (1980). *"CO₂ production in animals: analysis of potential errors in the doubly labeled water method"*. Am J Physiol 238: R466-473.
- Neumann, P;Zinserling, J;Haase, C;Sydow, M;Burchardi, H (1998). *"Evaluation of respiratory inductive plethysmography in controlled ventilation: measurement of tidal volume and PEEP-induced changes of end-expiratory lung volume"*. Chest 113: 443-451.
- Nichols, JF;Morgan, CG;Sarkin, JA;Sallis, JF;Calfas, KJ (1999). *"Validity, reliability, and calibration of the Tritrac accelerometer as a measure of physical activity"*. Med Sci Sports Exerc 31: 908-912.
- Noury, N;Barralon, P;Couturier, P;Favre-Reguillon, F;Guillemaud, R;Mestais, C;Caritu, Y;David, D;Moine, S;Franco, A;Guiraud-By, F;Berenguer, M;Provost, H (2004). *"ACTIDOM--a microsystem based on MEMS for activity monitoring of the frail elderly in their daily life"*. Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc 5: 3305-3308.



- Oppert, JM (2004). "[Why and how to evaluate physical activity?]", Journ Annu Diabetol Hotel Dieu 47-59.
- Paek, D.McCool, FD (1992). "Breathing patterns during varied activities". J Appl Physiol 73: 887-893.
- Paffenbarger, RS, Jr.;Brand, RJ;Sholtz, RI.Jung, DL (1978). "Energy expenditure, cigarette smoking, and blood pressure level as related to death from specific diseases". Am J Epidemiol 108: 12-18.
- Pandian, PS;Mohanavelu, K;Safeer, KP;Kotresh, TM;Shakunthala, DT;Gopal, P.Padaki, VC (2008). "Smart Vest: wearable multi-parameter remote physiological monitoring system". Med Eng Phys 30: 466-477.
- Papazoglou, D;Augello, G;Tagliaferri, M;Savia, G;Marzullo, P;Maltezos, E.Liuzzi, A (2006). "Evaluation of a multisensor armband in estimating energy expenditure in obese individuals". Obesity (Silver Spring) 14: 2217-2223.
- Park, S;Gopalsamy, C;Rajamanickam, R.Jayaraman, S (1999). "The Wearable Motherboard: a flexible information infrastructure or sensate liner for medical applications". Stud Health Technol Inform 62: 252-258.
- Park, S.Jayaraman, S (2004). "e-Health and quality of life: the role of the Wearable Motherboard". Stud Health Technol Inform 108: 239-252.
- Park, S.Jayaraman, S (2003). "Enhancing the quality of life through wearable technology". IEEE Eng Med Biol Mag 22: 41-48.
- Park, S.Jayaraman, S (2005). "Wearable sensor systems: opportunities and challenges". Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc 4: 4153-4155.
- Passmore, R;Thomson, JG.Warnock, GM (1952). "A balance sheet of the estimation of energy intake and energy expenditure as measured by indirect calorimetry". Brit J Nutr 6: 253-264.
- Paterson, DJ (1992). "Potassium and ventilation in exercise". J Appl Physiol 72: 811-820.
- Pathak, A;Velez-Roa, S;Xhaët, O;Najem, B.van de Borne, P (2006). "Dose-dependent effect of dobutamine on chemoreflex activity in healthy volunteers". Br J Clin Pharmacol 62: 272-279.
- Paysant, J;Beyaert, C;Datie, A;Martinet, N.André, J-M (2007). "Évaluation des capacités et des performances : contribution des monitorages de la locomotion en situation d'exercice et de vie réelle". Annales de Réadaptation et de Médecine Physique 50: 156-164.
- Pearce, DH.Milhorn Jr, HT (1977). "Dynamic and steady state respiratory responses to bicycle exercise". J Appl Physiol 42: 959-967.
- Peronnet, F.Massicotte, D (1991). "Table of nonprotein respiratory quotient: an update". Can J Sport Sci 16: 23-29.
- Pinna, GD;Maestri, R;La Rovere, MT;Gobbi, E.Fanfulla, F (2006). "Effect of paced breathing on ventilatory and cardiovascular variability parameters during short-term investigations of autonomic function". Am J Physiol Heart Circ Physiol 290: 424-433.

Plasqui, G;Joosen, AM;Kester, AD;Goris, AH.Westerterp, KR (2005). "Measuring free-living energy expenditure and physical activity with triaxial accelerometry". *Obes Res* 13: 1363-1369.

Plasqui, G.Westerterp, KR (2007). "Physical activity assessment with accelerometers: an evaluation against doubly labeled water". *Obesity (Silver Spring)* 15: 2371-2379.

Poulin, MJ;Cunningham, DA;Paterson, DH;Rechnitzer, PA;Ecclestone, NA.Koval, JJ (1994). "Ventilatory response to exercise in men and women aged 55 to 86 years of age". *Am J Respir Crit Care Med* 149: 408-415.

Powell, KE.Blair, SN (1994). "The public health burdens of sedentary living habits: theoretical but realistic estimates". *Med Sci Sports Exerc* 26: 851-856.

Powell, SM.Rowlands, AV (2004). "Intermonitor variability of the RT3 accelerometer during typical physical activities". *Med Sci Sports Exerc* 36: 324-330.

Pratt, M;Macera, CA.Blanton, C (1999). "Levels of physical activity and inactivity in children and adults in the United States: current evidence and research issues". *Med Sci Sports Exerc* 31: S526-533.

Prioux, J;Ramonatxo, M;Hayot, M;Mucci, P.Préfaut, C (2000). "Effect of ageing on the ventilatory response and lactate kinetics during incremental exercise in man". *Eur J Appl Physiol* 81: 100-107.

R

Rahn, H (1955). "Respiration". *Annu Rev Physiol* 17: 107-128.

Ravussin, E.Gautier, JF (2002). "[Determinants and control of energy expenditure]". *Ann Endocrinol (Paris)* 63: 96-105.

Ravussin, E;Lillioja, S;Anderson, TE;Christin, L.Bogardus, C (1986). "Determinants of 24-hour energy expenditure in man. Methods and results using a respiratory chamber". *J Clin Invest* 78: 1568-1578.

Rayson, MP;Davies, A;Bell, DG.Rhodes-James, ES (1995). "Heart rate and oxygen uptake relationship: a comparison of loaded marching and running in women". *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 71: 405-408.

Remiche, G;Lo Mauro, A;Aliverti, A;Tarsia, P;Comi, GP;Bresolin, N.D'Angelo, MG (2008). "Evaluation of optoelectronic plethysmography (OEP) in assessment of respiratory function in patients with type II glycogenosis (adult form)". *Neuromuscular Disorders* 18: 724-833.

Rigaud, D.Melchior, J (1992) "La dépense énergétique : le tout et ses parties. Le Métabolisme énergétique chez l'homme". Paris

Roberts, SB (1989). "Use of the doubly labeled water method for measurement of energy expenditure, total body water, water intake, and metabolizable energy intake in humans and small animals". *Can J Physiol Pharmacol* 67: 1190-1198.

Rodenstein, DO.Levy, P (1999). "To sleep, perchance to leak". *Eur Respir J* 14: 1241-1243.

Roetenberg, D;Baten, CT.Veltink, PH (2007a). "Estimating body segment orientation by applying inertial and magnetic sensing near ferromagnetic materials". *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng* 15: 469-471.

Roetenberg, D;Luinge, HJ;Baten, CT.Veltink, PH (2005). "Compensation of magnetic disturbances improves inertial and magnetic sensing of human body segment orientation". IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng 13: 395-405.

Roetenberg, D;Slycke, PJ.Veltink, PH (2007b). "Ambulatory position and orientation tracking fusing magnetic and inertial sensing". IEEE Trans Biomed Eng 54: 883-890.

Romagnoli, I;Lanini, B;Binazzi, B;Bianchi, R;Coli, C;Stendardi, L;Gigliotti, F.Scano, G (2008). "Optoelectronic plethysmography has improved our knowledge of respiratory physiology and pathophysiology". Sensors 8: 7951-7972.

Romei, M;D'Angelo, MG;Gandossini;Bonato, S;Comi, GP;Colombo, D;Marchi, E;Lo Mauro, A;Turconi, AC;Aliverti, A.Bresolin, N (2009). "Optoelectronic plethysmography for respiratory assessment in muscular duchenne dystrophy". Gait & Posture 30 S: S1-S25.

Roth, DL;Bachtler, SD.Fillingim, RB (1990). "Acute emotional and cardiovascular effects of stressful mental work during aerobic exercise". Psychophysiology 27: 694-701.

Rousselle, JG;Blascovich, J.Kelsey, RM (1995). "Cardiorespiratory response under combined psychological and exercise stress". Int J Psychophysiol 20: 49-58.

Roza, AM.Shizgal, HM (1984). "The Harris Benedict equation reevaluated: resting energy requirements and the body cell mass". Am J Clin Nutr 40: 168-182.

S

Saaresranta, T.Polo, O (2002). "Hormones and Breathing". Chest 122: 2165-2182.

Sabil, A (2005) "La pléthysmographie respiratoire par inductance sans étalonnage. Développements en exploration, surveillance et assistance respiratoires". Université Joseph Fourier-Grenoble 1, Grenoble

Sabil, A;Eberhard, A;Baconnier, P.Benchetrit, G (2004). "A physical model of inspiratory flow limitation in awake healthy subjects". Adv Exp Med Biol 551: 211-216.

Sackner, MA;Watson, H;Belsito, AS;Feinerman, D;Suarez, M;Gonzalez, G;Bizousky, F.Krieger, B (1989). "Calibration of respiratory inductive plethysmograph during natural breathing". J Appl Physiol 66: 410-420.

Saltin, B.Astrand, PO (1967). "Maximal oxygen uptake in athletes". J Appl Physiol 23: 353-358.

Savell, CT;Borsotto, M;Reifman, J.Hoyt, RW (2004). "Life sign decision support algorithms". Stud Health Technol Inform 107: 1453-1457.

Schasfoort, FC;Bussmann, JB;Martens, WL.Stam, HJ (2006). "Objective measurement of upper limb activity and mobility during everyday behavior using ambulatory accelerometry: the upper limb activity monitor". Behav Res Methods 38: 439-446.

Schasfoort, FC;Bussmann, JB.Stam, HJ (2002). "Ambulatory measurement of upper limb usage and mobility-related activities during normal daily life with an upper limb-activity monitor: a feasibility study". Med Biol Eng Comput 40: 173-182.

- Schasfoort, FC;Bussmann, JB.Stam, HJ (2005). *"Correlation between a novel upper limb activity monitor and four other instruments to determine functioning in upper limb complex regional pain syndrome type I"*. J Rehabil Med 37: 108-114.
- Schasfoort, FC;Bussmann, JB.Stam, HJ (2004). *"Impairments and activity limitations in subjects with chronic upper-limb complex regional pain syndrome type I"*. Arch Phys Med Rehabil 85: 557-566.
- Schmitz, KH;Treuth, M;Hannan, P;McMurray, R;Ring, KB;Catellier, D.Pate, R (2005). *"Predicting energy expenditure from accelerometry counts in adolescent girls"*. Med Sci Sports Exerc 37: 155-161.
- Schneider, PL;Crouter, SE.Bassett, DR (2004). *"Pedometer measures of free-living physical activity: comparison of 13 models"*. Med Sci Sports Exerc 36: 331-335.
- Schneider, PL;Crouter, SE;Lukajic, O.Bassett, DR, Jr. (2003). *"Accuracy and reliability of 10 pedometers for measuring steps over a 400-m walk"*. Med Sci Sports Exerc 35: 1779-1784.
- Schoeller, DA (1999). *"Recent advances from application of doubly labeled water to measurement of human energy expenditure"*. J Nutr 129: 1765-1768.
- Schoeller, DA;Ravussin, E;Schutz, Y;Acheson, KJ;Baertschi, P.Jequier, E (1986). *"Energy expenditure by doubly labeled water: validation in humans and proposed calculation"*. Am J Physiol 250: R823-830.
- Schoeller, DA.van Santen, E (1982). *"Measurement of energy expenditure in humans by doubly labeled water method"*. J Appl Physiol 53: 955-959.
- Schultz, S;Westerterp, KR.Bruck, K (1989). *"Comparison of energy expenditure by the doubly labeled water technique with energy intake, heart rate, and activity recording in man"*. Am J Clin Nutr 49: 1146-1154.
- Seale, JL;Conway, JM.Canary, JJ (1993). *"Seven-day validation of doubly labeled water method using indirect room calorimetry"*. J Appl Physiol 74: 402-409.
- Segal, KR (1987). *"Comparison of indirect calorimetric measurements of resting energy expenditure with a ventilated hood, face mask, and mouthpiece"*. Am J Clin Nutr. 45: 1420-1423.
- Sharp, JT;Goldberg, NB;Druz, WS.Danon, J (1975). *"Relative contributions of rib cage and abdomen to breathing in normal subjects"*. J Appl Physiol 39: 608-618.
- Sherman, SE;D'Agostino, RB;Cobb, JL.Kannel, WB (1994). *"Does exercise reduce mortality rates in the elderly? Experience from the Framingham Heart Study"*. Am Heart J 128: 965-972.
- Siafakas, N;Morris, AJ.Prime, FJ (1979). *"The rate of change of mouth occlusion pressure during exercise"*. Clin Sci (Lond) 56: 455-461.
- Siconolfi, SF;Garber, CE;Baptist, GD;Cooper, FS.Carleton, RA (1984). *"Circulatory effects of mental stress during exercise in coronary artery disease patients"*. Clin Cardiol 7: 441-444.
- Smith, GD.Morris, JN (1992). *"Assessment of physical activity, and physical fitness, in population surveys"*. J Epidemiol Community Health 46: 89-91.
- Smith, HM (1922). *"Gaseous exchange and physiological requirements for level and grade walking"*. Publ Carneg Instn 309:

Smith, JC;Mead, J (1986). *"Three degree of freedom description of movement of the human chest wall"*. J Appl Physiol 60: 928-934.

Speakman, JR (1998). *"The history and theory of the doubly labeled water technique"*. Am J Clin Nutr 68: 932S-938S.

Spiro, SG (1977). *"Exercise testing in clinical medicine"*. Br J Dis Chest 71: 145-172.

Spurr, GB;Prentice, AM;Murgatroyd, PR;Goldberg, GR;Reina, JC.Christman, NT (1988). *"Energy expenditure from minute-by-minute heart-rate recording: comparison with indirect calorimetry"*. Am J Clin Nutr 48: 552-559.

St-Onge, M;Mignault, D;Allison, DB.Rabasa-Lhoret, R (2007). *"Evaluation of a portable device to measure daily energy expenditure in free-living adults"*. Am J Clin Nutr 85: 742-749.

Starling, RD;Matthews, DE;Ades, PA.Poehlman, ET (1999). *"Assessment of physical activity in older individuals: a doubly labeled water study"*. J Appl Physiol 86: 2090-2096.

Stewart, TE;Meade, MO;Cook, DJ;Granton, JT;Hodder, RV;Lapinsky, SE;Mazer, CD;McLean, RF;Rogovein, TS;Schouten, BD;Todd, TR.Slutsky, AS (1998). *"Evaluation of a ventilation strategy to prevent barotrauma in patients at high risk for acute respiratory distress syndrome. Pressure- and Volume-Limited Ventilation Strategy Group"*. N Engl J Med 338: 355-361.

Stick, SM;Ellis, E;LeSouef, PN.Sly, PD (1992). *"Validation of respiratory inductance plethysmography ("Respirace") for the measurement of tidal breathing parameters in newborns"*. Pediatr Pulmonol 14: 187-191.

Stradling, JR;Chadwick, GA;Quirk, C.Phillips, T (1985). *"Respiratory inductance plethysmography: calibration techniques, their validation and the effects of posture"*. Bull Eur Physiopathol Respir 21: 317-324.

Strange, S;Secher, NH;Pawelczyk, JA;Karpakka, J;Christensen, NJ;Mitchell, JH.Saltin, B (1993). *"Neural control of cardiovascular responses and of ventilation during dynamic exercise in man"*. J Physiol 470: 693-704.

Strath, SJ;Swartz, AM;Bassett, DR, Jr.;O'Brien, WL;King, AG.Ainsworth, BE (2000). *"Evaluation of heart rate as a method for assessing moderate intensity physical activity"*. Med Sci Sports Exerc 32: S465-S470.

Swain, DP.Franklin, BA (2006). *"Comparison of cardioprotective benefits of vigorous versus moderate intensity aerobic exercise"*. Am J Cardiol 97: 141-147.

T

Takano, N (1993). *"Ventilatory responses during arm and leg exercise at varying speeds and forces in untrained female humans"*. J Physiol 468: 413-424.

Taylor, C (1941). *"Studies in exercise physiology - effect of work load and training on heart rate"*. Amer J Physiol 135: 27-42.

Taylor, HL;Buskirk, E.Henschel, A (1955). *"Maximal oxygen intake as an objective measure of cardio-respiratory performance"*. J Appl Physiol 8: 73-80.

Thivierge, M.Léger, L (1988). *"Validité des cardiofréquencesmètres"*. Sci Sports 3: 211-221.

Thomas, E (2005) *"Validation of heat flux technology to assess energy expenditure during exercise"*. University of Pittsburgh, Pittsburgh

Thomas, EL;Jakicic, JM;Otto, AD.McDermott, MD (2006). *"Validation of a Portable Device to Estimate Energy Expenditure during Exercise using Heat Flux Technology"*. Med Sci Sports Exerc 38: 102.

Tognetti, A;Lorussi, F;Bartalesi, R;Quaglini, S;Tesconi, M;Zupone, G.De Rossi, D (2005a). *"Wearable kinesthetic system for capturing and classifying upper limb gesture in post-stroke rehabilitation"*. J Neuroeng Rehabil 2: 8.

Tognetti, A;Lorussi, F;Tesconi, M;Bartalesi, R;Zupone, G.De Rossi, D (2005b). *"Wearable kinesthetic systems for capturing and classifying body posture and gesture"*. Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc 1: 1012-1015.

Treiber, FA;Musante, L;Hartdagan, S;Davis, H;Levy, M.Strong, WB (1989). *"Validation of a heart rate monitor with children in laboratory and field settings"*. Med Sci Sports Exerc 21: 338-342.

Tuomilehto, J;Lindstrom, J;Eriksson, JG;Valle, TT;Hamalainen, H;Ilanne-Parikka, P;Keinanen-Kiukaanniemi, S;Laakso, M;Louheranta, A;Rastas, M;Salminen, V.Uusitupa, M (2001). *"Prevention of type 2 diabetes mellitus by changes in lifestyle among subjects with impaired glucose tolerance"*. N Engl J Med 344: 1343-1350.

Turner, JM;Mead, J.Wohl, ME (1968). *"Elasticity of human lungs in relation to age"*. J Appl Physiol 25: 664-671.

Turner, JR.Carroll, D (1985). *"Heart rate and oxygen consumption during mental arithmetic, a video game, and graded exercise"*. Psychophysiology 22: 261-267.



van den Berg-Emons, HJ;Bussmann, JB;Balk, AH.Stam, HJ (2000). *"Validity of ambulatory accelerometry to quantify physical activity in heart failure"*. Scand J Rehabil Med 32: 187-192.

van den Berg-Emons, HJ;Saris, WH;de Barbanson, DC;Westerterp, KR;Huson, A.van Baak, MA (1995). *"Daily physical activity of school children with spastic diplegia and of healthy control subjects"*. J Pediatr 127: 578-584.

van den Berg-Emons, RJ;Saris, WH;Westerterp, KR.van Bank, MA (1996). *"Heart rate monitoring to assess energy expenditure in children with reduced physical activity"*. Med Sci Sports Exerc 28: 496-501.

Verschakelen, JA;Deschepper, K;Jiang, TX.Demedts, M (1989). *"Diaphragmatic displacement measured by fluoroscopy and derived by RespiTrace"*. J Appl Physiol 67: 694-698.

Vogiatzis, I;Stratakos, G;Athanasopoulos, D;Georgiadou, O;Golemati, S;Koutsoukou, A;Weisman, I;Roussos, C.Zakyntinos, S (2008). *"Chest wall volume regulation during exercise in COPD patients with GOLD stages II to IV"*. Eur Respir J 32: 42-52.

Vuillemin, A;Oppert, JM;Guillemin, F;Essemeant, L;Fontvieille, AM;Galan, P;Kriska, AM.Hercberg, S (2000). *"Self-administered questionnaire compared with interview to assess past-year physical activity"*. Med Sci Sports Exerc 32: 1119-1124.



- Wang, WC;Ledoux, WR;Huang, CY;Huang, CS;Klute, GK.Reinhall, PG (2008). "Development of a microfabricated optical bend loss sensor for distributive pressure measurement". IEEE Trans Biomed Eng 55: 614-625.
- Wang, WC;Ledoux, WR;Sangeorzan, BJ.Reinhall, PG (2005). "A shear and plantar pressure sensor based on fiber-optic bend loss". J Rehabil Res Dev 42: 315-325.
- Ward, SA (1979). "The effects of sudden airway hypercapnia on the initiation of exercise hyperpnoea in man". J Physiol 296: 203-214.
- Wasserman, DH;Whipp, BJ.Davis, G (1981a) "Respiratory Physiology III". MD: University Park, Baltimore
- Wasserman, K (1977) "CO₂ flow to the lungs and ventilatory control". In: Dempsey J., RC (ed) Muscular exercise and the lung, Paris
- Wasserman, K;Beaver, WL.Whipp, BJ (1990). "Gas exchange theory and the lactic acidosis (anaerobic) threshold". Circulation 81: II14-30.
- Wasserman, K;Hansen, J;Sue, D.Whipp, B (1987) "Principes of exercise testing and interpretations". Philedelphia
- Wasserman, K.Koike, A (1992). "Is the anaerobic threshold truly anaerobic". Chest 101: 211S-217S.
- Wasserman, K.Mac Iroy, MB (1964). "Detecting the threshold of anaerobic metabolism in cardiac patients during exercise". Am J Cardiol 14: 844-852.
- Wasserman, K;Van Kessel, AL.Burton, GG (1967). "Interactions of physiological mechanisms during exercise". J Appl Physiol 22: 71-85.
- Wasserman, K;Whipp, B.Casaburi, R (1986) "Respiratory control during exercise". In: Fishman, A, Cherniak, NS., and Widdicombe, JG., (ed) Handbook of Physiology: The Respiratory System, a Control of breathing. Bethesda MD: Am. Physiol. Soc, pp 595-620
- Wasserman, K.Whipp, BJ (1975). "Exercise physiology in health and disease". Am Rev Respir Dis 112: 219-249.
- Wasserman, K;Whipp, BJ;Casaburi, R.Beaver, WL (1977). "Carbon dioxide flow and exercise hyperpnea. Cause and effect". Am Rev Respir Dis 115: 225-237.
- Wasserman, K;Whipp, BJ.Davis, JA (1981b). "Respiratory physiology of exercise: metabolism, gas exchange, and ventilatory control". Int Rev Physiol 23: 149-211.
- Wasserman, K;Whipp, BJ;Koyal, SN.Beaver, WL (1973). "Anaerobic threshold and respiratory gas exchange during exercise". J Appl Physiol 35: 236-243.
- Welk, GJ;Almeida, J.Morss, G (2003). "Laboratory calibration and validation of the Biotrainer and Actitrac activity monitors". Med Sci Sports Exerc 35: 1057-1064.

Welk, GJ;Blair, SN;Wood, K;Jones, S.Thompson, RW (2000). "A comparative evaluation of three accelerometry-based physical activity monitors". *Med Sci Sports Exerc* 32: S489-497.

Weltman, A;Wood, CM;Wornack, CJ;Davis, SE;Blumer, JL.Alvarez, J (1994). "Catecholamine and blood lactate responses to incremental rowing and running exercise". *J Appl Physiol* 76: 1144-1149.

West, JB (1990) "*Respiratory Physiology. The essentials*". Williams & Wilkins, Baltimore, USA

Westerterp, KR;Brouns, F;Saris, WH.ten Hoor, F (1988). "Comparison of doubly labeled water with respirometry at low- and high-activity levels". *J Appl Physiol* 65: 53-56.

Whipp, BJ (1977). "*The hyperpnea of dynamic muscular exercise*". *Exerc Sport Sci Rev* 5: 295-311.

Whipp, BJ;Davis, JA;Torres, F.Wasserman, K (1981). "A test to determine parameters of aerobic function during exercise". *J Appl Physiol* 50: 217-221.

Whipp, BJ.Mahler, DA (1980) "*Dynamics of gas exchange during exercise*". Pulmonary physiology and pathophysiology, pp 33-96

Whipp, BJ.Ward, SA (1982). "*Cardiopulmonary coupling during exercise*". *J Exp Biol* 100: 175-193.

Whipp, BJ;Ward, SA;Lamarra, N;Davis, JA.Wasserman, K (1982). "*Parameters of ventilatory and gas exchange dynamics during exercise*". *J Appl Physiol* 52: 1506-1513.

Whipp, BJ.Wasserman, K (1970). "*Effect of body temperature on the ventilatory response to exercise*". *Respir Physiol* 8: 357-360.

Whipp, BJ;Wasserman, K;Davis, JA;Lamarra, N.Ward, SA (1980) "*Determinants of O₂ and CO₂ kinetics during exercise in man*". Exercise Bioenergetics and Gas Exchange. Elsevier, Amsterdam, pp 175-185

WHO (1995). "*Physical status: the use and interpretation of anthropometry. Report of a WHO Expert Committee*". World Health Organ Tech Rep Ser. 854: 1-452.

Wilhelm, FH;Roth, WT.Sackner, MA (2003). "*The lifeShirt. An advanced system for ambulatory measurement of respiratory and cardiac function*". *Behav Modif* 27: 671-691.

Winters, C;Legally, K;Jakicic, JM;Wing, RR.Robertson, RJ (1998). "*Estimated energy expenditure using KAL-X heat flux monitor during several modes of physical activity*". *Med Sci Sports Exerc* 30:

Witt, JD;Fisher, JR;Guenette, JA;Cheong, KA;Wilson, BJ.Sheel, AW (2006). "*Measurement of exercise ventilation by a portable respiratory inductive plethysmograph*". *Respir Physiol Neurobiol* 154: 389-395.

Wüst, RCI;Aliverti, A;Capelli, C.Kaysere, B (2008). "*Breath-by-breath changes of lung oxygen stores at rest and during exercise in humans*". *Respiratory Physiology & Neurobiology* 164: 291-299.



Zakeri, I;Adolph, AL;Puyau, MR;Vohra, FA.Butte, NF (2008). "*Application of cross-sectional time series modeling for the prediction of energy expenditure from heart rate and accelerometry*". *J Appl Physiol* 104: 1665-1673.

Zhang, K;Pi-Sunyer, FX.Boozer, CN (2004). *"Improving energy expenditure estimation for physical activity"*. Med Sci Sports Exerc 36: 883-889.

Zhang, K;Werner, P;Sun, M;Pi-Sunyer, FX.Boozer, CN (2003). *"Measurement of human daily physical activity"*. Obes Res 11: 33-40.

Zimmerman, PV;Connellan, SJ;Middleton, HC;Tabona, MV;Goldman, MD.Pride, N (1983). *"Postural changes in rib cage and abdominal volume-motion coefficients and their effect on the calibration of a respiratory inductance plethysmograph"*. Am Rev Respir Dis 127: 209-214.

Zinman, B;Ruderman, N;Campaigne, BN;Devlin, JT.Schneider, SH (2004). *"Physical activity/exercise and diabetes"*. Diabetes Care 27 Suppl 1: S58-62.

Liste des Figures

Figure 1 : La dépense énergétique humaine (d'après Levine 2004)	9
Figure 2 : Courbes dose/réponse entre niveau habituel d'activité physique et bénéfiques pour la santé	11
Figure 3 : La chambre calorimétrique « Phoenix » de 19.000 litres (d'après Ravussin et al., 1986)	17
Figure 4 : Représentation schématisée du système de chambre calorimétrique « Phoenix »	18
Figure 5 : Méthode de mesure de la consommation d'oxygène et de la production de gaz carbonique en circuit ouvert	19
Figure 6 : Mesure des échanges gazeux en laboratoire (ergocycle) ou sur le terrain (course à pied et roller en ligne)	20
Figure 7 : Cinétique de disparition des isotopes ^2H et ^{18}O	21
Figure 8 : Interface observable sur l'écran tactile de l'appareil EMA [®] (d'après Dunton et al 2005)	28
Figure 9 : Plusieurs modèles de podomètres disponibles sur le marché, dont le Yamax SW [®] (à droite)	29
Figure 10 : Deux accéléromètres de type uniaxial à gauche, et un accéléromètre de type triaxial à droite	29
Figure 11 : Plusieurs modèles d'actimètres, de gauche à droite, l'Actical [®] et l'Actiwatch [®] de type uniaxial, et le RT3 [®] de type triaxial	30
Figure 12 : Deux modèles de cardiofréquencemètre, dont le Polar RS 800 [®] muni d'une transmission infrarouge permettant l'exploitation des résultats par un logiciel informatique	31
Figure 13 : Relation linéaire entre le pourcentage de la consommation maximale d'oxygène et le pourcentage de la fréquence cardiaque maximale	32
Figure 14 : Nomogramme d'Astrand et Ryhming (1967)	32
Figure 15 : L'équilibre thermique chez l'homme, peut être comparé à celui d'une balance	37
Figure 16 : Le LifeCheck KAL-X Sensor [®] et son placement sur le sujet	38
Figure 17 : Le SenseWear Pro Armband [®] son placement sur le bras droit d'un sujet	40
Figure 18 : Le système IDEEA et son placement sur le sujet	41
Figure 19 : Le moniteur d'activité (MA) constitué	42
Figure 20 : Relation entre la motilité (unité arbitraire), mesurée par le moniteur d'activité, et la consommation d'oxygène mesurée par un système de référence	43
Figure 21 : Diagramme de classements des conditions d'usage et de non-usage du membre supérieur à partir du Contrôle d'activité des Membres Supérieurs (CAMS) (d'après Schasfoort et al. 2006)	44
Figure 22 : Descriptif des principaux modules composants un système de monitoring par vêtement équipé. 1/ Acquisition des données, 2/ Transmission des données, 3/ Traitement des informations.	45
Figure 23 : Modèles de vêtements équipés destinés à la surveillance des paramètres vitaux des sujets : le "LifeShirt [®] " à gauche et le "SmartShirt [®] " au centre et à droite	46
Figure 24 : Le "ULKG [®] " prototype (en rouge) et la combinaison "Moven [®] " (en noir et orange), permettent de réaliser des captures de mouvements en environnement extérieur.	47
Figure 25 : Semelle équipée de capteurs de pression et principe de mesure des forces	48
Figure 26 : Le Sensor Wear Pro Armband [®] et l'ensemble des capteurs et des paramètres mesurés	49
Figure 27 : L'actiheart [®] , son placement sur le sujet et son logiciel permettant de visualiser la dépense énergétique du sujet	52
Figure 28 : À l'inspiration, la coupole diaphragmatique se contracte, le contenu abdominal est refoulé en bas et en avant, et les côtes s'élèvent. Ces deux mouvements augmentent le volume thoracique. À l'expiration, les muscles abdominaux se contractent et refoulent le diaphragme vers le haut (d'après West, 1990)	57
Figure 29 : Les effets de l'exercice sur la ventilation minute (BTPS) chez des sujets entraînés et non entraînés. La relation entre \dot{V}_E et $\dot{V}O_2$ à gauche et la relation entre \dot{V}_E et $\dot{V}CO_2$ à droite. À des niveaux élevés d'exercice, $\dot{V}CO_2$ est proportionnelle à \dot{V}_E , mais non au $\dot{V}O_2$. Pour les activités légères et modérées les deux relations sont linéaires (d'après Fox et Mathews, 1981)	59
Figure 30 : Définitions graphiques des seuils ventilatoires (SV1 = seuil ventilatoire 1 et SV2 = seuil ventilatoire 2) (d'après Wasserman et Mc Ilroy, 1964)	60
Figure 31 : Evolution de la ventilation pendant l'exercice et la récupération (d'après Wasserman et al., 1986)	61
Figure 32 : Mesure continue de la ventilation et des échanges gazeux chez un sujet pendant un exercice réalisé à 50 W et 150 W. Les sujets commencent à partir du repos au temps 0 et doivent s'arrêter à 4 min. La vitesse de pédalage était de 60 tr.min ⁻¹ quand le sujet commençait, de façon à ne pas avoir à lutter contre l'inertie du système. La fraction de la réponse ventilatoire totale attribuable à la phase I diminue pour les puissances élevées. $P_{ET}CO_2$, $P_{ET}O_2$ et QR sont inchangés lors du passage du repos à l'exercice. Il faut noter une baisse transitoire de QR et $P_{ET}O_2$, commençant à 20 secs (d'après Wasserman et al. 1986)	62
Figure 33 : Augmentation, pendant un exercice à charge croissante réalisé sur une bicyclette ergométrique, des niveaux de la ventilation, des échanges gazeux et du lactate, tandis que le bicarbonate et le pH diminuent. Le seuil ventilatoire 1 est indiqué par une augmentation de l'équivalent ventilatoire en oxygène ($\dot{V}_E / \dot{V}O_2$) sans augmentation simultanée de l'équivalent ventilatoire en dioxyde de carbone ($\dot{V}_E / \dot{V}CO_2$) et une augmentation de la	

pression partielle d'oxygène de fin d'expiration ($P_{ET}O_2$) sans une diminution simultanée de la pression partielle de dioxyde de carbone de fin d'expiration ($P_{ET}CO_2$). Cela intervient au même moment que les changements réciproques de lactate (La^-) et des bicarbonates (HCO_3^-). Le début de la compensation respiratoire de l'acidose métabolique devient évident quand l'équivalent ventilatoire en CO_2 commence à augmenter (d'après Wasserman et al. 1987).	63
Figure 34 : Centres nerveux contrôlant la respiration dans le tronc cérébral (coupe sagittale) (d'après Billat 1998)	66
Figure 35 : Résumé schématique de l'interprétation de la régulation de la ventilation au cours de l'exercice (d'après Astrand et Rodahl, 1994)	68
Figure 36 : Débit ventilatoire en fonction de la consommation d'oxygène pour des exercices d'intensités croissantes (d'après Saltin et Astrand, 1967). La relation est linéaire pour des intensités d'exercices faibles à modérées. Au cours d'exercice plus intense, il existe des variations individuelles, et la ventilation augmente de manière disproportionnée par rapport à la consommation d'oxygène. La relation entre ces deux paramètres devient non-linéaire et s'apparente à une parabole (Grodins 1950).	69
Figure 37 : Ventilation maximale en fonction de la consommation maximale d'oxygène, mesurée lors d'une course d'environ 5 min sur tapis roulant	70
Figure 38 : Ventilation mesurée pendant la sixième minute d'un exercice (course ou pédalage) dont l'intensité était définie de façon à amener le sujet à sa consommation maximale d'oxygène. Valeurs moyennes obtenues sur environ 350 sujets masculins (●) et féminins (○), et 80 sujets entraînés masculins (▲) et féminins (Δ).	70
Figure 39 : Régression linéaire d'un sujet définie à partir de six points obtenue au cours d'expérimentations réalisées sur le terrain	72
Figure 40 : Exemples de deux relations individuelles obtenues à partir des expérimentations menées dans les conditions de travail des mineurs et des ouvriers (Garry et al. 1955). La droite de régression est déterminée à partir de six points (cercles noirs). Les valeurs de ventilation et de dépense énergétique de l'ensemble de l'expérimentation sont représentées par les croix noires. À noter les valeurs pour les intensités faibles situées en dessous de la droite de régression linéaire (d'après Durnin et Edwards, 1955)	73
Figure 41 : Relation entre la dépense énergétique et la ventilation au cours de 272 observations chez 52 ouvriers. La droite continue représente la droite de régression de la relation et les deux droites pointillées représentent les écarts à $\pm 2SD$ (d'après Ford et Hellerstein, 1959)	74
Figure 42 : Relation linéaire entre la ventilation et la consommation d'oxygène d'un ouvrier de 44 ans calculée à partir de mesures réalisées en condition de travail.	74
Figure 43 : Disposition des bandes piézo-résistives sur le gilet. P est le périmètre de la bande textile du gilet, D est la distance entre deux bandes et r est le rayon de chacun des cercles formés à partir des bandes piézo-résistives (d'après Dériaz, 2007)	75
Figure 44 : Réponses ventilatoires (\dot{V}_E et $\dot{V}O_2$) et cardiaques (FC) au cours de trois conditions différentes : stress mental (exercice d'arithmétique), stress physique (exercice sur ergocycle), combinaison stress physique et mental	77
Figure 45 : Variation de la fréquence cardiaque au cours de quatre situations différentes (exercice avec et sans stress mental, stress mental et condition de repos)	78
Figure 46 : Schéma d'un spiromètre type Benedict	79
Figure 47 : Représentation des volumes pulmonaires mesurés par spirométrie (d'après Astrand et Rodahl, 1994)	79
Figure 48 : Méthode de mesure des mouvements antéropostérieurs de la cage thoracique et de l'abdomen. Les transducteurs permettent de mesurer des variations de distances enregistrées par un boîtier central. Les transducteurs sont reliés à un dispositif placé à la surface du corps du sujet, composé d'une balle de Ping-pong reliée à une pompe à vide permettant de maintenir la structure immobile (partie B). L'ensemble est maintenu solidaire grâce à une capsule en argile. Le volume pulmonaire du sujet est mesuré par l'intermédiaire d'un spiromètre relié à un manomètre (d'après Konno et Mead 1967)	81
Figure 49 : La manœuvre isovolume. En maintenant un volume pulmonaire constant, le sujet doit faire passer un maximum de volume du compartiment thoracique vers le compartiment abdominal (à gauche) et du compartiment abdominal vers le compartiment thoracique (à droite). La photographie du centre représente le sujet au repos (d'après Konno et Mead 1967)	82
Figure 50 : Le pléthysmographe respiratoire par inductance est composé de deux bandes élastiques placées au niveau de la cage thoracique (1) et de l'abdomen (2), d'un oscillateur (3), et d'un boîtier d'acquisition du signal	84
Figure 51 : Système de mesure de la ventilation par le Visuresp®. Les capteurs du gilet sont reliés à un boîtier oscillateur. Les signaux passent ensuite dans un boîtier de traitement électronique relié à un PC muni d'un logiciel permettant de piloter le système (d'après Sabil, 2005)	86
Figure 52 : Signaux mesurés (Thorax et Abdomen) et calculés (Volume et Débit) avec délimitation des cycles réalisée par le logiciel d'exploitation du Visuresp®. Les différents cycles respiratoires sont délimités par des lignes verticales en pointillées (d'après Sabil 2005)	86
Figure 53 : Le pléthysmographe respiratoire par inductance intégré à la veste Lifeshirt®	87
Figure 54 : Régressions linéaires entre les données du Lifeshirt® et du spiromètre de référence. La droite d'identité est tracée pour chacun des paramètres (V_T , FR et \dot{V}_E)	88
Figure 55 : Analyse de Bland et Altman sur l'ensemble des données (V_T , FR et \dot{V}_E) de l'expérimentation. L'axe des X représente la moyenne entre les valeurs du Lifeshirt® et du spiromètre. L'axe des Y représente la différence entre les valeurs du Lifeshirt® et du spiromètre. Les lignes pointillées représentent l'intervalle de confiance à 95% et la ligne	

continue représente le biais (différence moyenne) _____	88
Figure 56 : Régression linéaire entre les données de ventilation du Lifeshirt [®] et du spiromètre. La droite d'identité a été tracée, ainsi que les droites à $\pm 10\%$ de la droite d'identité (à gauche). Analyse de Bland et Altman sur l'ensemble des données de ventilation (à droite). 10 sujets sains sans sac à dos (\circ), 10 sujets sains avec sac à dos (\bullet), 6 patients souffrant de BPCO (\blacktriangle), 5 patients souffrant de troubles cardiaques (Δ). _____	89
Figure 57 : Schéma représentatif de l'appareil développé par McCool et al., (2002) _____	90
Figure 58 : Comparaison du volume courant mesuré par spirométrie ($V_{T\text{Spiro}}$) et par le couplage des magnétomètres ($V_{T\text{Mag}}$). Corrélation entre $V_{T\text{Spiro}}$ et $V_{T\text{Mag}}$ en condition de repos à gauche ($r^2=0.90$) et en condition d'exercice à droite ($r^2=0.79$) (d'après McCool et al., 2002) _____	91
Figure 59 : Distinction des différents compartiments de la cage thoracique et de l'abdomen, à partir de l'OEP System, BTS Bioengineering _____	91
Figure 60 : Ensemble des capteurs réfléchissants placé sur le torse et le dos du sujet (à gauche), et reconstruction en 3 dimensions du buste à partir du logiciel de l'OEP System, BTS Bioengineering (à droite) _____	92
Figure 61 : L'OEP System commercialisé par BTS Bioengineering _____	92
Figure 62 : Image volumétrique du torse d'un patient obtenu à partir de la méthode de tomographie à 4 dimensions (A). Variation de la hauteur des 5 marqueurs placés sur la cage thoracique et l'abdomen au cours de la respiration de 14 sujets différents (B). Description volumétrique de la respiration (C) (d'après Li G. et al., 2009) _____	93
Figure 63 : Description des quatre jours d'expérimentation (J1, J2, J3 et J4) et détails de l'activité marche avec charge _____	101
Figure 64 : Détails du protocole expérimental : arborescence des marche avec et sans charge (68 marches) _____	102
Figure 65 : Variations de la distance (cm) thoracique, abdominale, antérieure et postérieure, mesurées par le couplage des magnétomètres, en position debout au repos _____	106
Figure 66 : Détails du protocole expérimental et les différentes étapes du traitement des données _____	107
Figure 67 : Détails du protocole expérimental (Tests 1 et 2) _____	113
Figure 68 : Configuration et placement du boîtier central et des 4 magnétomètres sur le sujet _____	117
Figure 69 : Une paire de bobine électromagnétique ou magnétomètre (receveur et transmetteur) et les encoches plastiques _____	117
Figure 70 : Le logiciel Chestosoft [®] (Nomics [®]), permettant de visualiser les variations des distances en temps réel. Exemple d'une marche sur tapis roulant à 6 km.h^{-1} _____	118
Figure 71 : Régressions linéaires (r^2 , p et ESE : erreur standard d'estimation) des relations $\dot{V}O_2 = f(\dot{V}_E)$ et $\dot{V}O_2 = f(\text{FC})$ de l'ensemble des données du groupe 1 (marche avec et sans charge, durée 3 minutes, 20 marches), du groupe 2 (marche avec et sans charge, durée 6 minutes, 26 marches), du groupe 3 (marche avec et sans charge, durée 1 minute, 22 marches) et du groupe 4 (exercice intermittent, 12 exercices) _____	123
Figure 72 : Ensemble des données de \dot{V}_E en position assis (707 cycles respiratoires), debout (732 cycles respiratoires) et en condition d'exercice (1138 cycles respiratoires) _____	128
Figure 73 : Différence entre $\dot{V}_{E\text{Mag}}$ et $\dot{V}_{E\text{Spiro}}$ en position assis, debout et en condition d'exercice. La différence moyenne entre $\dot{V}_{E\text{Mag}}$ et $\dot{V}_{E\text{Spiro}}$ est représentée par la ligne continue et l'intervalle de confiance à 95% ($\pm 2 \text{ SD}$) est délimité par les deux lignes en pointillées _____	130
Figure 74 : Ventilation mesurée par calorimétrie indirecte ($\dot{V}_{E\text{IC-valid-moy}}$) et par le couplage des magnétomètres ($\dot{V}_{E\text{Mag-valid-moy}}$) au cours des cinq activités différentes, pour l'ensemble du groupe _____	132
Figure 75 : Dépense énergétique mesurée par calorimétrie indirecte ($DE_{\text{IC-valid-moy}}$) et estimée par le couplage des magnétomètres ($DE_{\text{mag-valid-moy}}$) au cours des cinq activités différentes, pour l'ensemble du groupe _____	133
Figure 76 : Différence individuelle (MAG - CI) de dépense énergétique (kcal.min^{-1}) entre le couplage des magnétomètres (MAG) et le système de calorimétrie indirecte (CI) pour chaque activité. La gamme de dépense énergétique estimée par le couplage des magnétomètres (MAG) et mesurée par le système de calorimétrie indirecte (CI) est indiquée au dessus du graphique [max / min] _____	134
Figure 77 : Corrélation entre $DE_{\text{IC-valid}}$ mesurée par calorimétrie indirecte et $DE_{\text{mag-valid}}$ estimée par le couplage des magnétomètres (Test 2) _____	135

Liste des Tableaux

Tableau 1 : Résultats et précision de la mesure et de l'estimation de la dépense énergétique _____	13
Tableau 2 : Quelques exemples d'activités évaluées en METs (adapté d'Ainsworth et al. 2000) _____	23
Tableau 3 : Exemples de questionnaires d'activité physique (d'après Oppert 2004) _____	25
Tableau 4 : Formules d'estimation du métabolisme de base d'un individu à partir de données anthropométriques simples _____	26
Tableau 5 : Prédiction globale du NAP (d'après Black et al., 1996) _____	27
Tableau 6 : Appareils de mesure et logiciels utilisés au cours des différentes études _____	115
Tableau 7 : Intensité ($\dot{V}O_{2\text{moy}}$, % $\dot{V}O_{2\text{max}}$, \dot{V}_E moy, FC moy) et coefficients de détermination (r^2_{session}) des relations $\dot{V}O_2 = f(\dot{V}_E)$ et $\dot{V}O_2 = f(\text{FC})$. Les données sont moyennées (\pm SD) _____	122
Tableau 8 : Coefficients de détermination (r^2_{sujet}) des relations $\dot{V}O_2 = f(\dot{V}_E)$ et $\dot{V}O_2 = f(\text{FC})$, par sujet sur le temps totale des sept sessions d'activité _____	122
Tableau 9 : Différence moyenne entre \dot{V}_{Espiro} et \dot{V}_{Emag} en position assis, debout et en condition d'exercice _____	129
Tableau 10 : Ventilation, différence moyenne et intervalle de confiance entre spirométrie et le couplage des magnétomètres _____	130
Tableau 11 : Relation individuelle entre la ventilation et la dépense énergétique mesurées par calorimétrie indirecte $DE_{\text{Cl-calib}} = f(\dot{V}_{E\text{Cl-calib}})$ et entre la ventilation mesurée par le couplage des magnétomètres et la dépense énergétique mesurée par calorimétrie indirecte $DE_{\text{Cl-calib}} = f(\dot{V}_{E\text{mag-calib}})$ _____	132
Tableau 12 : Dépense énergétique, différence moyenne et intervalle de confiance entre calorimétrie indirecte et le couplage des magnétomètres (Test 2) _____	134

Publications et Communications

Gastinger S., Nicolas G., Sorel A., Gratas-Delamarche A., Zouhal H., Delamarche P., Prioux J. (2008) Ventilation: a reliable indicator of oxygen consumption during physical activities of various intensities ? In Estivalet M. & Brisson P. (Eds.), "The Engineering of Sport 7", p. 383-392, vol. 2, ISEA, Springer.

Gastinger S., Sorel A., Nicolas G., Gratas-Delamarche A., Prioux J. (2010) A comparison between ventilation and heart rate as an indicator of oxygen uptake during physical activities of different intensities. *Journal of Sports Science and Medicine (JSSM)*, **9**, 110-118.

Gastinger S., Sefati H., Nicolas G., Sorel A., Gratas-Delamarche A., Prioux J. (2010) Estimates of ventilation from measurements of rib cage and abdominal distances: a portable device. Accepté le 25 mars 2010 à l'European Journal of Applied Physiology.

Gastinger S., Sefati H., Nicolas G., Sorel A., Gratas-Delamarche A., Prioux J. Energy expenditure: comparison between indirect calorimetry and a new portable device to measure ventilation. Article soumis le 5 avril 2010 à *Medicine & Science in Sports & Exercise*

Gastinger S., Sorel A., Nicolas G., Gratas-Delamarche A., Prioux J. (2008) La ventilation : un indicateur fiable de la consommation d'oxygène lors d'activités de différentes intensités ? Congrès de Physiologie, de Pharmacologie et de Thérapeutique (P2T) : Clermont-Ferrand. Poster commenté oralement.

Gastinger S., Nicolas G., Sorel A., Gratas-Delamarche A., Zouhal H., Delamarche P., Prioux J. (2008) Ventilation: a reliable indicator of oxygen consumption during physical activities of various intensities ? 7^{ème} conférence de l'international sport engineering association, Biarritz. Poster commenté oralement.

Gastinger S., Sefati H., Nicolas G., Sorel A., Gratas-Delamarche A., Prioux J. (2009) Estimates of ventilation from measurements of rib cage and abdominal distances: a portable device. 14^{ème} congrès de l'European College of Sport Science : Oslo (Norvège). Poster commenté oralement.

Gastinger S., Sefati H., Nicolas G., Sorel A., Gratas-Delamarche A., Prioux J. (2010) Estimates of ventilation from measurements of rib cage and abdominal distances: a portable device. 15^{ème} congrès de l'European College of Sport Science : Antalya (Turquie). Poster commenté oralement.

Ventilation: a reliable indicator of oxygen consumption during physical activities of various intensities?

Gastinger, S.⁽¹⁾, Nicolas, G.⁽¹⁾, Sorel, A.⁽¹⁾, Gratas-Delamarche, A.⁽¹⁾, Zouhal, H.⁽¹⁾, Delamarche, P.⁽¹⁾, Prioux, J. ⁽²⁾

⁽¹⁾ : Laboratoire Mouvement, Sport, Santé (M2S) : Physiologie et Biomécanique. UFR APS Université Rennes 2. Avenue Charles Tillon – CS 24414 – 35044 Rennes Cedex. Tél : 02.99.14.17.75. Fax : 02.99.12.17.74.

- Gastinger Steven: gastingersteven@yahoo.fr
steven.gastinger@univ-rennes2.fr
- Gratas-Delamarche Arlette : arlette.delamarche@univ-rennes2.fr
- Zouhal Hassane: hassane.zouhal@univ-rennes2.fr
- Nicolas Guillaume: guillaume.nicolas@univ-rennes2.fr
- Sorel Anthony: anthony.sorel@univ-rennes2.fr
- Delamarche Paul: paul.delamarche@univ-rennes2.fr

⁽²⁾ : ENS – Cachan. Antenne de Bretagne, Campus de Ker-Lann. 35170 Bruz Cedex. Tél : 02.99.05.55.47. Fax : 02.99.05.93.29.

- Prioux Jacques: jacques.prioux@bretagne.ens-cachan.fr

Ventilation: a reliable indicator of oxygen consumption during physical activities of various intensities?

Several methods have tried to quantify physical activity using the relation between heart rate (HR) and oxygen consumption ($\dot{V}O_2$). Considering the limits of this relation, we focus our work on another physiological index: ventilation (\dot{V}_E). The aim of this study is to show that \dot{V}_E is more strongly correlated with $\dot{V}O_2$ than HR. Eight male subjects carried out four physical activities of various intensities: walking at 4 km.h⁻¹, walking at 4 km.h⁻¹ with load, running at 8 km.h⁻¹ and cycling at 60 W. The ventilatory parameters ($\dot{V}O_2$ and \dot{V}_E) were measured by a portable indirect calorimetry system (VO2000 MedGraphics) and HR was measured with a cardiofrequencemeter. Coefficients of determination (r^2 linear) of the relations $\dot{V}O_2 = f(\dot{V}_E)$ and $\dot{V}O_2 = f(HR)$ were calculated for each subject (on each activity [r^2_{Tot} : 64 regressions], on all the four activities [$r^2_{\text{4activities}}$: 16 regressions]) and then for the eight subjects joined together on all the four activities (r^2_{global} : 2 regressions). Results showed that the r^2_{Tot} of the relation $\dot{V}O_2 = f(\dot{V}_E)$ were significantly higher than those of the relation $\dot{V}O_2 = f(HR)$ for the tasks: walking at 4 km.h⁻¹ ($p < 0.001$), walking at 4 km.h⁻¹ with load ($p < 0.001$), running at 8 km.h⁻¹ ($p < 0.05$). The mean values of $r^2_{\text{4activity}}$ of the relation $\dot{V}O_2 = f(\dot{V}_E)$ were significantly higher than those of the relation $\dot{V}O_2 = f(HR)$ ($p \leq 0.001$). Finally, the r^2_{global} of the relation $\dot{V}O_2 = f(\dot{V}_E)$ were higher than those of the relation $\dot{V}O_2 = f(HR)$. In view of these results, it seems that \dot{V}_E is more strongly correlated with $\dot{V}O_2$ than HR. This approach seems very promising in order to develop a new method for the quantification of physical activity. Nevertheless, other experiments with a more significant number of subjects and activities have to be carried out to validate this first study.

Key words: Physical activity, ventilation, heart rate, oxygen consumption.

1. Introduction

Physical activity represents the most variable part of the human energy expenditure (Ravussin and Gautier 2002). This activity is mainly composed of NEAT (Not Exercise Activity Thermogenesis) which can be divided into body postures (sitting and standing), activities of ambulation and fidgeting (Levine, 1999). To consider total daily energy expenditure (TDEE) under free living conditions, one of the most current approaches consists in using the relation between heart rate (HR) and oxygen uptake ($\dot{V}O_2$) ($\dot{V}O_2 = (HR \times V_{es}) \times (CaO_2 - C\bar{v}O_2)$), where V_{es} represents the volume of systolic ejection ($ml \cdot min^{-1}$), CaO_2 is the amount of oxygen carried by arterial blood ($ml \cdot 100ml^{-1}$) and $C\bar{v}O_2$ is the amount of oxygen carried by venous blood ($ml \cdot 100ml^{-1}$). This method was very largely studied (Garet et al., 2005, Kurpad et al., 2005, Hiilloskorpi et al., 2003, Livingstone et al., 2000, Rayson et al., 1995) and proves to be adapted to estimate TDEE: the cardiofrequencemeter is an easily portable device which does not present any invasive character. Nevertheless, the use of HR to consider energy expenditure (EE) can be criticized, because of the variability of this parameter during activities of low and very high intensities (Achten and Jeukendrup, 2003, Haskell et al., 1993). The same way, many other studies (Davidson et al., 1997, Montoye et al., 1996, Melanson and Freedson 1996) showed that emotional stress, high ambient temperature, high water content, dehydration, body posture or diseases may imply HR variations without any $\dot{V}O_2$ variation. All these limits account for the difficulties of measuring a precise EE from HR measurements. Thus, we propose to explore another physiological parameter, complementary of HR, which is also in strong relation with $\dot{V}O_2$.

Ventilatory output or ventilation (\dot{V}_E) also varies during physical activity (Wasserman et al., 1986, Saltin and Astrand 1967). To the best of our knowledge, the use of \dot{V}_E to estimate EE, from its relation with $\dot{V}O_2$ ($\dot{V}O_2 = \dot{V}_E \times (FiO_2 - FeO_2)$), where FiO_2 represents the fractional concentration of O_2 in inspired air and FeO_2 is the fractional concentration of O_2 in expired air was never carried out, contrary to HR. However, \dot{V}_E does not necessarily require the use of a facial mask to be measured. McCool and al., (2002) indeed proposed a light and portable system to measure \dot{V}_E based on 4 coupled magnetometers. This system, compared with the measurement carried out by spirometry, enables a precise measurement of tidal volume (V_T), inspiratory (T_I) and expiratory time (T_E), in sitting and standing position and condition of exercise. Considering this new technology, it may now be possible to use \dot{V}_E in order to estimate TDEE. Such an approach may therefore provide new prospects to TDEE estimation, compared to the limitations of HR measurements. The use of \dot{V}_E seems justified since, in the field of psychophysiology, Rousselle and al. (1995) showed that a mental stress induced a sharp increase in cardiac performance (HR and cardiac flow: \dot{Q}) before its fast reduction, whereas the respiratory answer (\dot{V}_E and $\dot{V}O_2$) remained stable. Furthermore, this study showed that a physical exercise involved a concomitant increase in the cardiovascular and respiratory performances. Nevertheless, it may be questioned which of the two parameters \dot{V}_E or HR is better correlated with $\dot{V}O_2$. The purpose of this methodological study is to answer this question during daily life activities. In order to examine this problem, we postulate the following hypothesis: when the intensity of exercise is light to moderate, \dot{V}_E is more strongly correlated with $\dot{V}O_2$ than HR. Thus \dot{V}_E would be a parameter more reliable than HR, but also complementary of HR, to appreciate $\dot{V}O_2$ and estimate ultimately EE. This second point will not be investigated in this study and will be the subject of later experiments. To validate our assumption we compared the relations $\dot{V}O_2 = f(HR)$ and $\dot{V}O_2 = f(\dot{V}_E)$ during four physical activities of various intensities.

2. Materiel and methods

Subjects

Eight healthy males, aged 25.5 ± 0.96 years, voluntarily took part in this study. The mean size and weight (\pm their standard error (SE)) were 182 ± 1.78 cm and 74.5 ± 2.00 kg respectively. A written assent has been signed by each subject who had been informed about the development of the study. The protocol had been approved by the local ethics committee. The subjects did not present any pathological disorder and had a healthy diet.

General organization

Each subject carried out four different physical activities on a treadmill (Gymrol, Super 2500) and on a cycle ergometer (Ergomeca). Each activity was maintained for a 6 minutes period. The protocol began with a walk at $4 km \cdot h^{-1}$, interrupted by a 2 minutes rest period, then followed with a walk at $4 km \cdot h^{-1}$ with load. The load applied to the subject was a backpack stuffed with 5 kg. After 2 minutes of rest, each subject carried out a running exercise at $8 km \cdot h^{-1}$, followed by a 4 minutes rest period, and realized a cycling exercise at 60 W. Each subject had the instruction to remain silent during exercises or rests periods. Each subject was verbally encouraged to continue its effort.

Gas exchange and heart rate measurements

During each physical activity, gas exchange was measured using a portable system (VO2000 MedGraphics) in order to determine $\dot{V}O_2$ ($l \cdot min^{-1}$) and \dot{V}_E ($l \cdot min^{-1}$). These parameters were recorded breath-by-breath and all the seven cycles, the

two extreme values (maximum and minimal) were removed. Before each series of test, the gas analyser was calibrated in an automatic way. A pump enabled to take samples of room air, a valve generated the microsamples, and the sensors measured the content of oxygen (O_2) and carbon dioxide (CO_2). The ambient temperature and the barometric pressure were also measured by the device. A cardiofrequencemeter (Polar T31) placed on the thorax, monitored continuously the heart rate (HR), and was synchronized with the gas exchange measurements.

Estimate of maximal theoretical oxygen consumption ($\dot{V}O_{2max}$) of the subjects

The theoretical $\dot{V}O_{2max}$ of the subjects was calculated using the formula below (Wasserman et al., 1987). It corresponds to the theoretical $\dot{V}O_{2max}$ which would be obtained during a treadmill test. It applies to a non-obese male population and takes into account the age (in years) and the weight (in kg) of the subjects:

$$\dot{V}O_{2max} \text{ (theoretical)} = \text{weight} \times (56.36 - [0.413 \times \text{years}])$$

Statistical analyses and results expression

The calculation of the coefficients of determination (r^2) (see Table 1) was carried out from the following methodology. For each subject ($n=8$) and each activity ($n=4$), a linear regression was established between $\dot{V}O_2$ and \dot{V}_E on the one hand and between $\dot{V}O_2$ and HR on the other hand (*i.e.*, 64 regressions). From each regression, $\dot{V}O_2 = f(\text{HR})$ and $\dot{V}O_2 = f(\dot{V}_E)$, r^2 was calculated over the total time (T_{tot}) of each activity. At the end, two $r^2_{T_{tot}}$ were thus determined by activity for each subject. For each activity, all the individual values of $r^2_{T_{tot}}$ were averaged and are reported in Table 1.

In the second step of our analysis, the data set of $\dot{V}O_2$, \dot{V}_E and HR of the four activities were gathered for each subject. From the data collection of each subject, a linear regression was established between $\dot{V}O_2$ and \dot{V}_E on the one hand and between $\dot{V}O_2$ and HR on the other hand (*i.e.*, 16 regressions). The $r^2_{4activities}$ of each regression as well as the respective averages were calculated (Table 2).

Finally, the data set of $\dot{V}O_2$, \dot{V}_E and HR of the four activities was gathered. From this representation (see Graph 1), a linear regression was established between $\dot{V}O_2$ and \dot{V}_E on the one hand and $\dot{V}O_2$ and HR on the other hand (*i.e.*, 2 regressions).

The use of the Mann Whitney test enabled us to calculate the level of signification of the correlations and to specify if there exist a significant difference or not between the $r^2_{T_{tot}}$ from the relations $\dot{V}O_2 = f(\text{HR})$ and $\dot{V}O_2 = f(\dot{V}_E)$ during the same activity. The same test was applied to calculate the level of signification for the mean values of $r^2_{4activities}$.

The mean values of $\dot{V}O_2$ of the subjects during the four activities were calculated in the following way. For each subject, the mean value of $\dot{V}O_2$ of the four activities was calculated over the total time of exercise. These individual values of $\dot{V}O_2$ were then averaged to obtain the four $\dot{V}O_{2mean}$ of the studied activities. These values made it possible to determine the intensity level of the various activities. A one way repeated measures ANOVA test (followed by Tukey test) was carried out to compare the mean values of $\dot{V}O_2$ of the subjects. Values of $p < 0.05$ were considered significant.

3. Results

Coefficient of determination over the total duration of the four physical activities:

The mean values of the $r^2_{T_{tot}}$ from the relations $\dot{V}O_2 = f(\text{HR})$ and $\dot{V}O_2 = f(\dot{V}_E)$ for the four studied activities are represented in Table 1. The $r^2_{T_{tot}}$ of the linear regressions from the relation $\dot{V}O_2 = f(\dot{V}_E)$ are significantly higher than those obtained from the relation $\dot{V}O_2 = f(\text{HR})$ for the walk at 4 km.h^{-1} without ($p < 0.001$) and with load ($p < 0.001$), and for the running at 8 km.h^{-1} ($p < 0.05$). No significant difference is observed between the $r^2_{T_{tot}}$ of the linear regression, during cycling exercise at 60 W.

Coefficient of determination, by subject, over the total duration of all four physical activities:

The individual values of the $r^2_{4activities}$ from the relations $\dot{V}O_2 = f(\text{HR})$ and $\dot{V}O_2 = f(\dot{V}_E)$ for all four studied activities are represented in Table 2. The $r^2_{4activities}$ of the linear regressions from the relation $\dot{V}O_2 = f(\dot{V}_E)$ are always higher than those obtained from the relation $\dot{V}O_2 = f(\text{HR})$. The mean value of $r^2_{4activities}$ of the linear regression calculated for the relation $\dot{V}O_2 = f(\dot{V}_E)$ is significantly higher than that obtained from the relation $\dot{V}O_2 = f(\text{HR})$ ($p < 0.001$).

Coefficient of determination of the eight joined together subjects, over the total duration of all four physical activities:

The r^2_{global} from the relations $\dot{V}O_2 = f(\text{HR})$ and $\dot{V}O_2 = f(\dot{V}_E)$ for the four studied activities are respectively $r^2_{global} = 0.583$ and $r^2_{global} = 0.949$. Graph 1 represents the linear regressions from the relations $\dot{V}O_2 = f(\dot{V}_E)$ and $\dot{V}O_2 = f(\text{HR})$ for the eight joined together subjects.

	$\dot{V}O_2 = f(\dot{V}_E)$	$\dot{V}O_2 = f(HR)$
Subjects (n = 8)	r^2_{Ttot}	r^2_{Ttot}
Walking without load at 4 km.h ⁻¹	0.82 (***)	0.32
Walking with load at 4 km.h ⁻¹	0.85 (***)	0.28
Running at 8 km.h ⁻¹	0.95 (*)	0.79
Cycling at 60 W	0.79 ^{NS}	0.55

	$\dot{V}O_2 = f(\dot{V}_E)$	$\dot{V}O_2 = f(HR)$
Subjects (n = 8)	$r^2_{4activities}$	$r^2_{4activities}$
Subject 1	0.977	0.841
Subject 2	0.985	0.839
Subject 3	0.970	0.922
Subject 4	0.985	0.752
Subject 5	0.984	0.840
Subject 6	0.986	0.948
Subject 7	0.906	0.731
Subject 8	0.955	0.847
Mean	0.969 (^{†††})	0.84
SE	0.0097	0.0261

: Significant difference between the r^2_{Ttot} (: p<0.05, ***: p<0.001)
 NS: No significant difference

[†]: Significant difference between the $r^2_{4activities}$ (^{†††}: p<0.001)

Table 1 : Coefficients of determinations (r^2_{Ttot}) from the relations $\dot{V}O_2 = f(\dot{V}_E)$ and $\dot{V}O_2 = f(HR)$ over the total duration of each activity

Table 2 : Coefficient of determination ($r^2_{4activities}$) from the relations $\dot{V}O_2 = f(\dot{V}_E)$ and $\dot{V}O_2 = f(HR)$, for each subject, over the total duration of all four physical activities

Estimated mean values of $\dot{V}O_2$ max of the subjects and mean values of $\dot{V}O_2$ of all subjects during the four activities:

The mean value of the theoretical $\dot{V}O_2$ max of the subjects is 3.4 ± 0.10 l.min⁻¹. Our results show that the mean value of the highest $\dot{V}O_2$ is observed during running at 8 km.h⁻¹ ($\dot{V}O_{2mean} = 1.97 \pm 0.09$ l.min⁻¹). The mean values of $\dot{V}O_2$ during cycling, and walking at 4 km.h⁻¹ with and without load are respectively 1.15 ± 0.07 l.min⁻¹, 0.83 ± 0.06 l.min⁻¹ and 0.81 ± 0.06 l.min⁻¹. The mean values of $\dot{V}O_2$ of the walking activities at 4 km.h⁻¹ with and without load are not significantly different from each other (p=0.998). On the other hand, all the other mean values of $\dot{V}O_2$ are significantly different the ones from the others (p<0.05).

4. Discussion

The aim of this study was to compare the relations $\dot{V}O_2 = f(\dot{V}_E)$ and $\dot{V}O_2 = f(HR)$ during four physical activities of various intensities: walking with and without load, running at 8 km.h⁻¹ and cycling at 60 W. All these activities were studied because they correspond to intensities of physical activities found under free living conditions (Ainsworth et al., 2000). Our hypothesis was the following : when the intensity of exercise is light to moderate, \dot{V}_E is more strongly correlated with $\dot{V}O_2$ than HR. Usually, a light intensity exercise is considered at a level lower or equal to 45 % of $\dot{V}O_2$ max, and a moderate intensity exercise is between 45 and 65% of $\dot{V}O_2$ max (Friedlander et al., 2007). The mean values of $\dot{V}O_2$ observed during the activities of walking with and without load, running at 8 km.h⁻¹ and cycling at 60 W vouch for the light to moderate intensity level of these activities.

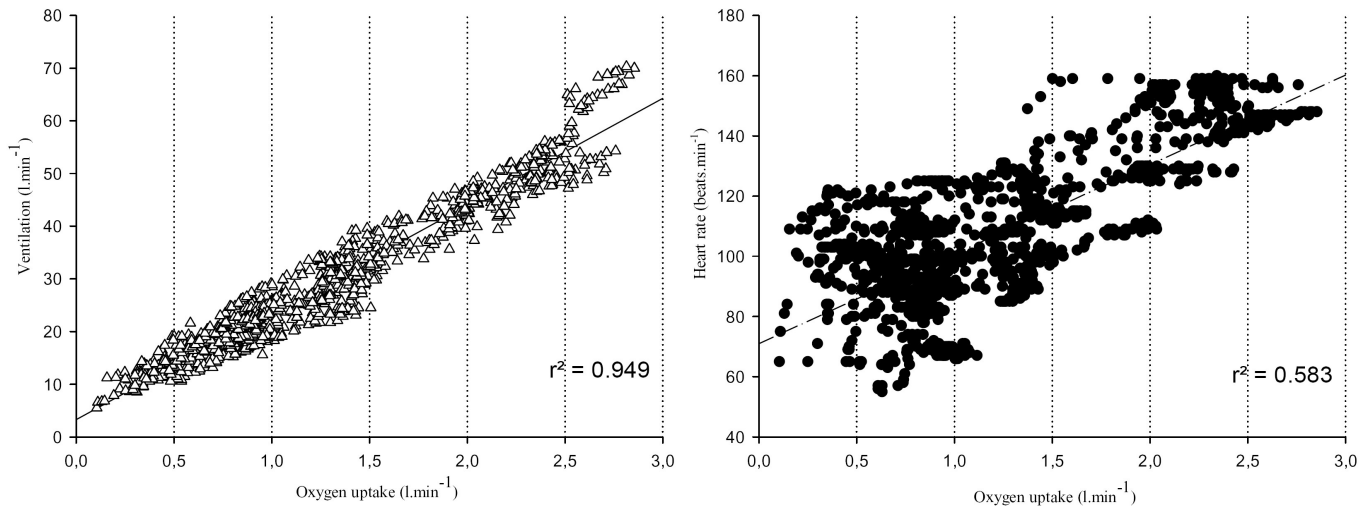
Our results show significant differences (Table 1) of r^2_{Ttot} in favour of the relation $\dot{V}O_2 = f(\dot{V}_E)$ compared to the relation $\dot{V}O_2 = f(HR)$ for walking with and without load and running at 8 km.h⁻¹. Moreover, a significant difference (Table 2) in $r^2_{4activities}$ in favour of the relation $\dot{V}O_2 = f(\dot{V}_E)$ compared to the relation $\dot{V}O_2 = f(HR)$ is established. At last, the r^2_{global} from the relation $\dot{V}O_2 = f(\dot{V}_E)$ is higher than that from the relation $\dot{V}O_2 = f(HR)$. Thus, our results seem to show that \dot{V}_E is more strongly correlated with $\dot{V}O_2$ than HR. \dot{V}_E would be thereby a more reliable indicator of the level of $\dot{V}O_2$ reached during physical activities of light to moderate intensities. Our hypothesis seems to be confirmed.

To check our hypothesis, we choose to use a linear regression and to compare the two relations $\dot{V}O_2 = f(\dot{V}_E)$ and $\dot{V}O_2 = f(HR)$.

The study of the relation $\dot{V}O_2 = f(\dot{V}_E)$ provides the following equation: $\dot{V}O_2 = \dot{V}_E \times (FiO_2 - FeO_2)$ where FiO_2 represents the fraction of oxygen in inspired air and FeO_2 is the fraction of oxygen in expired air. FiO_2 is a constant parameter ($FiO_2 = 20.95\%$ on the sea level). In 1967, Saltin and Astrand showed that the increase of \dot{V}_E in relation with $\dot{V}O_2$ is semi-linear, the progression of \dot{V}_E becoming relatively more important than $\dot{V}O_2$ when the intensities of exercises become high. An exponential increase is observed for high intensities of exercises (> to 65 % of $\dot{V}O_2$ max). The intensities of the activities

studied being light to moderate, the values of \dot{V}_E and $\dot{V}O_2$ remain located in the linear part of the curve. For this reason, we chose to characterize the relation $\dot{V}O_2 = f(\dot{V}_E)$ by a linear relation.

The relation $\dot{V}O_2 = f(HR)$ is also characterized by a linear relation. This relation is widely accepted for a physical exercise which is progressive, involves important muscular masses and long enough to allow the adaptation of the cardiovascular and ventilatory systems (Astrand and Ryhming 1954). Thus, a linear relation exists for a broad range of intensity of exercise, such as those presented in this study. Nevertheless, during light and very high intensities of activity this relation becomes non-linear (Achten and Jeukendrup 2003).



Graph 1: Linear regressions from the relations $\dot{V}O_2 = f(\dot{V}_E)$ and $\dot{V}O_2 = f(HR)$ on all four physical activities of the eight joined together subjects

The most interesting result of this study is that \dot{V}_E seems to be a parameter much better correlated with $\dot{V}O_2$ than HR. This is characterized by significant differences of r^2_{Tot} and $r^2_{4activities}$ in favour of the relation $\dot{V}O_2 = f(\dot{V}_E)$ compared to the relation $\dot{V}O_2 = f(HR)$, during the four physical activities of various intensities. This result is observed by the calculation of the linear regressions carried out on activities studied separately (Table 1), but also by the calculations realized by gathering the activities for each subject (Table 2). Thus, by calibrating the regression for a given individual, it might be possible in the long term to predict $\dot{V}O_2$ from the measurement of \dot{V}_E . Moreover, this result is also observed on the eight subjects joined together during the four studied activities (Graph 1).

The differences of r^2_{Tot} , $r^2_{4activities}$ and r^2_{global} from the relations $\dot{V}O_2 = f(\dot{V}_E)$ and $\dot{V}O_2 = f(HR)$ may be explained by the different mechanisms of control of \dot{V}_E and HR (Strange et al., 1993, Whipp and Ward 1982). To date, no study was able to prejudge, on a strictly physiological level, of the preferential interest to use HR compared to \dot{V}_E for estimating $\dot{V}O_2$. HR was so far the only usable cardiorespiratory parameter under free living conditions, because HR is easy to measure by means of a noninvasive device. The easy mode of measurement of HR, in free living condition, is always used in current studies (Kurpad et al. 2005). Nevertheless, it is currently possible to precisely measure V_T , f_r , T_I , T_E and to calculate \dot{V}_E thanks to a noninvasive device using magnetometry (Mc Cool et al., 2002). We currently develop a portable magnetometer system, which could permit to measure V_T , f_r , T_I , T_E and to calculate \dot{V}_E without any use of a facial mask. Moreover, ventilatory parameters seem less sensitive than HR to variable conditions of temperature and stress, which reinforces the interest to estimate EE in free living condition. It is probable that the use of \dot{V}_E and HR, at the same time, would increase the degree of accuracy in the estimation of EE. Additional work is still to realize to demonstrate this statement.

5. Conclusion

This study shows the innovative and fundamental result that \dot{V}_E is more strongly correlated with $\dot{V}O_2$ than HR during exercises of light to moderate intensities. This hypothesis was checked by comparing the relations $\dot{V}O_2 = f(\dot{V}_E)$ and $\dot{V}O_2 = f(HR)$ established by linear regression during four physical activities of various intensities. This study shows the interest of using at the same time \dot{V}_E and HR to characterize the physical activity of a subject. Nevertheless, other studies with a more significant number of subjects placed in various experimental situations must be realised to confirm our ventilatory hypothesis. Such studies could aim to test the relations $\dot{V}O_2 = f(\dot{V}_E)$ and $\dot{V}O_2 = f(HR)$ on varied intensities exercises (walking without and with load) and on intermittent exercises (walking / running transition).

6. References

- [AJ1] Achten, J., Jeukendrup, AE. Heart rate monitoring: applications and limitations. *Sports Med.* 33(7): 517-38. Review, 2003
- [AH1] Ainsworth, BE., Haskell, WL., Whitt, MC., Irwin, ML., Swartz, AM., Strath, SJ., O'Brien, WL., Bassett, DR. Jr., Schmitz, KH., Emplaincourt, PO., Jacobs, DR. Jr., Leon, AS. Compendium of physical activities : an update of activity codes and MET intensities. *Med. Sci. Sports Exerc.* 32(9): S498-504, 2000
- [AR1] Astrand, PO., Ryhming, I. A nomogram for calculation of aerobic capacity (physical fitness) from pulse rate during sub-maximal work. *J. Appl. Physiol.* 7 (2): 218-21, 1954
- [DM1] Davidson, L., McNeill, G., Haggarty, P., Smith, JS., Franklin, MF. Free-living energy expenditure of adult men assessed by continuous heart-rate monitoring and doubly-labelled water. *Br. J. Nutr.* 78: 695-708, 1997
- [FJ1] Friedlander, AL., Jacobs, KA., Fattor, JA., Horning, MA., Hagobian, TA., Bauer, TA., Wolfel, EE., Brooks, GA. Contributions of working muscle to whole body lipid metabolism are altered by exercise intensity and training. *Am J Physiol Endocrinol Metab.* 292 (1): E107-16, 2007
- [GB1] Garet, M., Boudet, G., Montaurier, C., Vermorel, M., Coudert, J., Chamoux, A. Estimating relative physical workload using heart rate monitoring: a validation by whole-body indirect calorimetry. *Eur. J. Appl. Physiol.* 94(1-2): 46-53, 2005
- [HY1] Haskell, WL., Yee, MC., Evans, A., Irby, PJ. Simultaneous measurement of heart rate and body motion to quantitate physical activity. *Med. Sci. Sports Exerc.* 25: 109-115, 1993
- [HP1] Hiilloskorpi, HK., Pasanen, ME., Fogelholm, MG., Laukkanen, RM., Manttari, AT. Use of heart rate to predict energy expenditure from low to high activity levels. *Int. J. Sports Med.* 24(5): 332-6, 2003
- [KR 1] Kurpad, AV., Raj, R., Maruthy, KN., Vaz, M. A simple method of measuring total daily energy expenditure and physical activity level from the heart rate in adult men. *Eur. J. Clin. Nutr.* 60(1): 32-40, 2005
- [L1] Levine, JA., Eberhardt, NL., Jensen, MD. Role of nonexercise activity thermogenesis in resistance to fat gain in humans. *Science* 283: 212-214, 1999
- [LR1] Livingstone, MB., Robson, PJ., Totton, M. Energy expenditure by heart rate in children: an evaluation of calibration techniques. *Med. Sci. Sports Exerc.* 32(8): 1513-9, 2000
- McCool, FD., Wang, J., Ebi, KL. Tidal volume and respiratory timing derived from a portable ventilation monitor. *Chest* 122(2): 684-91, 2002
- [MF1] Melanson, EL., Freedson, PS. Physical activity assessment: a review of the methods. *Crit. Rev. Food. Sci. Nutr.* 36: 385-96, 1996
- [MK1] Montoye, HJ., Kemper, HCG., Saris, WHM. Measuring physical activity and energy expenditure. Champaign (IL): Human Kinetics: 72-9, 1996
- [RG1] Ravussin, E., Gautier, JF. Determinants and control of energy expenditure. *Ann. Endocrinol.* 63: 96-105, 2002
- [RD1] Rayson, MP., Davies, A., Bell, DG., Rhodes-James, ES. Heart rate and oxygen uptake relationship: a comparison of loaded marching and running in women. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.* 71(5): 405-8, 1995
- [RB1] Rousselle, JG., Blascovich, J., Kelsey, RM. Cardiorespiratory response under combined psychological and exercise stress. *Int. J. Psychophysiol.* 20(1): 49-58, 1995
- [SA1] Saltin, B., Astrand, PO. Maximal oxygen uptake in athletes. *J. Appl. Physiol.* 23(3): 353-8, 1967
- [SS1] Strange, S., Secher, NH., Pawelczyk, JA., Karpakka, J., Christensen, NJ., Mitchell, JH., Saltin, B. Neural control of cardiovascular responses and of ventilation during dynamic exercise in man. *J. Physiol.* 470: 693-704, 1993
- [WW 1] Wasserman, K., Whipp, BJ., Casaburi, R. Respiratory control during exercise. In: *Handbook of Physiology: The Respiratory System, a Control of breathing*, sect. 3, Vol 2. Fishman, AP., Cherniak, NS., and Widdicombe, JG., (Eds). Bethesda MD: Am. Physiol. Soc., p. 595-620, 1986
- [WH1] Wasserman, K., Hansen, JE., Sue, DY., Whipp, BJ. Principles of exercise testing and interpretations. In *Lea and Febiger*, Philadelphia (Eds), p. 50-80, 1987
- [W1] Whipp, BJ., Ward, SA. Cardiopulmonary coupling during exercise. *J. Exp. Biol.* 100: 175-9, 1982

Research article

A comparison between ventilation and heart rate as indicator of oxygen uptake during different intensities of exercise

Steven Gastinger¹✉, Anthony Sorel¹, Guillaume Nicolas¹, Arlette Gratas-Delamarche¹ and Jacques Prioux²

¹M2S Laboratory, Physiology and Biomechanics, UFR APS University of Rennes 2, 35044 Rennes Cedex, France

²ENS – Cachan, Antenne de Bretagne, Campus de Ker-Lann, 35170 Bruz Cedex, France

Abstract

The aim of this study is to compare the relation between ventilation (V_E) and oxygen uptake (VO_2) [$VO_2=f(V_E)$] and between heart rate (HR) and VO_2 [$VO_2=f(HR)$]. Each one of the subjects performed three types of activities of different intensities (walking without load, walking with load and intermittent work). VO_2 , V_E , and HR were measured continuously by using indirect calorimetry and an electrocardiogram. Linear regressions and coefficients of determination (r^2) were calculated to compare the relation $VO_2 = f(V_E)$ and $VO_2 = f(HR)$ for two different regroupings: by session duration (r^2_{session}) and by subject (r^2_{subject}). Results showed that r^2_{session} of the relation $VO_2 = f(V_E)$ were significantly higher than those of the relation $VO_2 = f(HR)$ for steady state activities (walking with or without load during 3 or 6 min, $p < 0.01$) and for activities without oxygen consumption steady state (walking with or without load during 1 min, $p < 0.01$ and intermittent work, $p < 0.05$). V_E is more strongly correlated with VO_2 than with HR. This is a very promising approach to develop a new method to estimate energy expenditure.

Key words: Physical activities, light to moderate intensities, steady state activities, non-steady state activities.

Introduction

Physical activity represents the most variable part of the human energy expenditure (EE) (Ravussin and Gautier, 2002). The accurate measurement of EE associated with physical activity remains a difficult challenge. This difficulty increases when we look at light or intermittent activities. Many parameters have been explored to estimate EE, during physical activities of different intensities. Doubly labelled water (DLW) and indirect calorimetry techniques, considered as the gold standard measures of EE (Westerterp, 1999), are both limited in their assessment of free-living EE. Indirect calorimetry cannot assess free-living subjects easily, whereas DLW does not provide information on the pattern, frequency, or intensity of physical activity. Portable and less costly devices are emerging and also making it possible to estimate EE in free-living conditions. Electronic motion sensors attempt to analyze the movements of the human body in order to estimate "counts" and TEE (Total Energy Expenditure) (Bouchard and Trudeau, 2008; Corder et al., 2007; Nilsson et al., 2008; Plasqui and Westerterp, 2007). Unfortunately, they are unable to detect arm movements, or external work done in lifting or pushing objects, which

may represent a considerable component of lifestyle activity (Bassett et al., 2000). New portable devices are able to couple biomechanical and physiological parameters. The Actiheart[®] and the SensorWear Armband[®] coupled the measurement of physiological parameters (heart rate and heat flow respectively) with an accelerometer system. These devices provide better results compared to the classic electronic motion sensors, but differences are still measured in comparison with reference methods (Brage et al., 2005; Corder et al., 2005; Fruin and Rankin, 2004; King et al., 2004).

To consider EE under free-living conditions, one of the most current approaches in the field of physiology, consists in using the relation between heart rate (HR) and oxygen uptake (VO_2) ($VO_2 = (HR \times V_{es}) \times (CaO_2 - C\bar{v}O_2)$), where V_{es} represents the volume of systolic ejection ($\text{ml}\cdot\text{min}^{-1}$), CaO_2 is the amount of oxygen carried by arterial blood ($\text{ml}\cdot 100\text{ml}^{-1}$), and $C\bar{v}O_2$ is the amount of oxygen carried by venous blood ($\text{ml}\cdot 100\text{ml}^{-1}$). This method has been largely studied (Garet et al., 2005; Hiilloskorpi et al., 2003; Kurpad et al., 2006; Livingstone et al., 2000; Rayson et al., 1995) and proved to be adapted to estimate EE: the cardiofrequencemeter is an easily portable device that does not present any invasive character. Nevertheless, the use of HR to consider EE can be criticized because of the variability of this parameter during activities of low and very high intensities (Achten and Jeukendrup, 2003; Haskell et al., 1993). In the same way, many other studies (Davidson et al., 1997; Melanson and Freedson, 1996; Montoye et al., 1996) have showed that emotional stress, high ambient temperature, high degrees of humidity, dehydration, body posture, or disease may imply HR variations without any VO_2 variation. All these limits account for the difficulties of measuring a precise EE from HR measurements particularly during light physical activities. Therefore, we propose to explore another physiological parameter, complementary to HR, which is also in strong relation with VO_2 and EE.

Ventilatory output or ventilation (V_E) also varies during physical activity (Saltin and Astrand, 1967; Wasserman et al., 1986) and two studies suggest that pulmonary ventilation (V_E) could be an index of EE (Durnin and Edwards, 1955; Ford and Hellerstein, 1959). Indeed, V_E is a parameter directly related to oxygen consumption ($VO_2 = V_E \times [F_I O_2 - F_E O_2]$), where $F_I O_2$ represents the fractional concentration of O_2 in inspired air and $F_E O_2$ is the fractional concentration of O_2 in expired air

and thus indirectly with EE (Saltin and Astrand, 1967). V_E is especially interesting because Durnin and Edwards report that, during light and moderate exercise, when V_E is less than $50 \text{ l}\cdot\text{min}^{-1}$, VO_2 of any one individual is directly proportional to his V_E .

Furthermore, V_E does not necessarily require the use of a facial mask to be measured. McCool et al. (2002) in this case proposed a light and portable system to measure V_E based on four coupled magnetometers. This system, compared with the measurement carried out by spirometry, enables a precise measurement of tidal volume (V_T), inspiratory (T_I), and expiratory time (T_E) in sitting and standing positions and exercise conditions. Taking into consideration this new technology, it may now be possible to use V_E to estimate EE. Such an approach may therefore provide new prospects in EE estimation, compared with the limitations of HR measurements. Nevertheless, it may be questioned as to which of the two parameters V_E or HR is better correlated with VO_2 . The purpose of this methodological study is to answer this question during physical activities of different intensities. Then, we postulate the following hypothesis: during physical activities of different intensities V_E is more strongly correlated with VO_2 than HR. To validate our assumption, we compared the relations $\text{VO}_2 = f(\text{HR})$ and $\text{VO}_2 = f(V_E)$ during varied sequences of walking with and without load and intermittent work.

ters V_E and HR as an indicator of VO_2 and to show the interest of V_E to estimate EE. Moreover, it is important to note that this is the first study who choose to compare the two relationship, $\text{VO}_2 = f(\text{HR})$ and $\text{VO}_2 = f(V_E)$, during physical activities of different intensities.

Methods

Subjects

Twelve healthy males, aged 27.25 ± 4.33 years, voluntarily took part in this study. The mean values and standard errors of their physical characteristics, maximal oxygen uptake ($\text{VO}_{2\text{max}}$), and ventilatory threshold (VT) are shown in Table 1. This study was conducted according to the guidelines laid down in the Declaration of Helsinki and all procedures involving human subjects were approved by the local ethics committee of the University of Rennes 1. Written informed consent was obtained from all subjects. None of the subjects reported respiratory or cardiac disease, hypertension, or was known to be suffering from any other chronic disease.

Experiment design

The experimental protocol is schematized in Figure 1. The first day of experiments (D1) was devoted to laboratory testing, including anthropometric and body composition measures. Each subject performed a maximal

The interest of this work is to compare the parame-

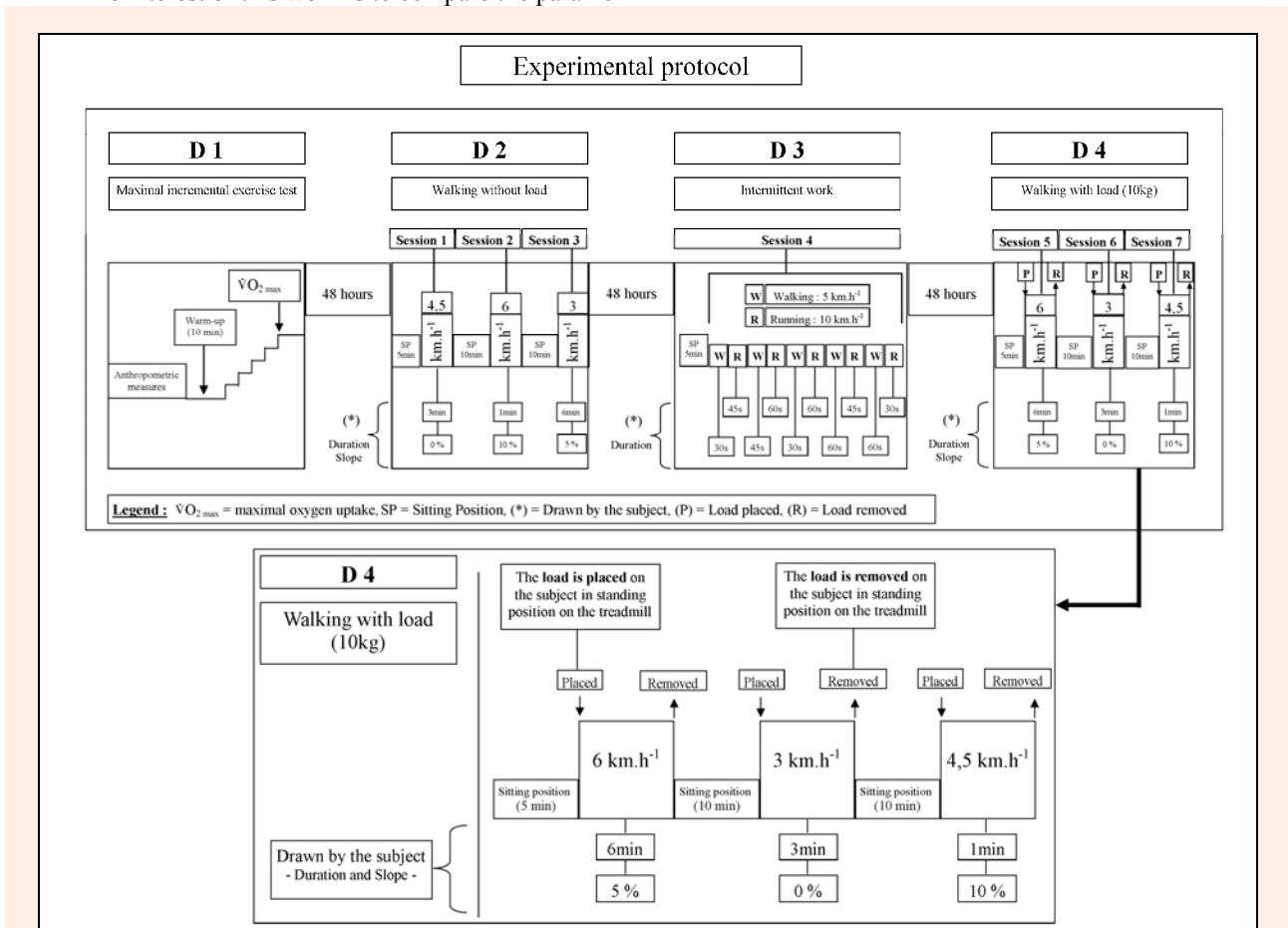


Figure 1. Description of the four days (D1, D2, D3 and D4) and details of the activity “walking with load” (example of the experimental protocol of the subject n°4).

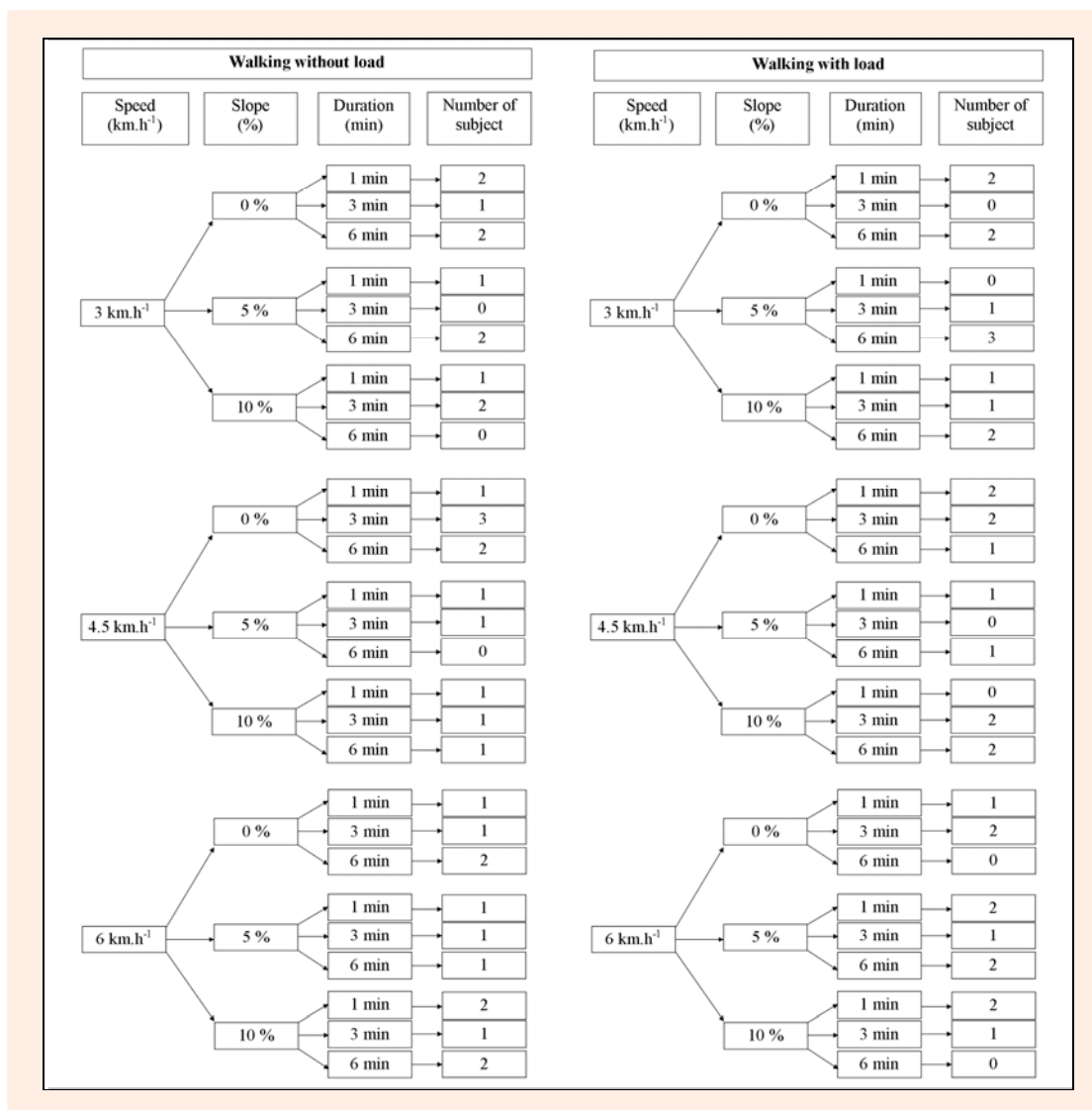


Figure 2. Details of the experimental protocol: walking with and without load (68 walks).

increment exercise test on the treadmill in order to appreciate the relative intensities of each exercise carried-out on D2, D3 or D4. A warm-up session was carried out for 10 min at 8 km·h⁻¹. The test started at an initial 10 km·h⁻¹. The incrementation of the test was 1 km·h⁻¹ every 3 min. The subjects were verbally encouraged to continue their efforts. It was estimated that the subjects had reached their VO_{2max} when three or more of the following criteria were met; a steady state of VO_2 despite increasing running speed (change in VO_2 at $VO_{2max} \leq 150 \text{ ml}\cdot\text{min}^{-1}$) (Taylor et al., 1955), a final respiratory exchange ratio (R_{max}) higher than 1.1, a visible exhaustion and a HR at the end of the exercise (HR_{max}) within the 10 bpm of the predicted maximum [$210 - (.65 \times \text{age})$; (Spiro, 1977)]. During the following three days (D2, D3, and D4) each of the subjects performed three different types of activities (walking without load, walking with load, intermittent work) over three distinct days. A period of 48 hours separated each activity. These activities were carried out randomly by each subject. Each day was initialized by 5 min of rest in a sitting position. All these activities were carried out on a treadmill (Gymrol, super 2500).

The first activity consisted in walking without load. Each subject carried out three sessions of walking (3, 4.5,

and 6 km·h⁻¹), the order being self-selected by the subject. Thereafter, each walking session was characterized by a time duration (1, 3, or 6 min) and a slope (0, 5, or 10 %) also self-selected by the subject. The detail of the walking session with and without load is presented in Figure 2. One 10-min period of rest (seated) was maintained between each session of walking. The second activity was walking with a load. The protocol was the same as that for walking without a load. The load applied to the subject was a backpack stuffed with 10 kg. The load was applied to the subject at the last minute, right before starting the walking session. During periods of rest and between the various steps, the backpack was removed from the subject. Finally, the third activity was intermittent work. This session consisted in alternating walking (5 km·h⁻¹) and running (10 km·h⁻¹) sequences. A session consisted of five consecutive sequences where the duration of each period of walking and running was chosen at random by the subject (30, 45, or 60 s).

The whole range of activities was carried out under ambient controlled conditions. For all activities, participants were asked to refrain from physical activity, medicine, alcohol, and tobacco 24 h before testing and to refrain from food 2 h beforehand. The Subjects were asked

Table 1. Physical characteristics, maximum oxygen uptake (VO_{2max}) and ventilatory threshold (VT) data.

Subjects	Age (yr)	Height (cm)	Weight (kg)	Fatty mass (%)	VO_{2max} (ml.min ⁻¹ .kg ⁻¹)	VT(% VO_{2max})
1	32	179	75.6	17.8	59	51.6
2	21	178	80.4	15.3	58	49.4
3	34	176	71.9	17.9	52	46.8
4	27	184	73.7	7.8	61	53.3
5	27	186	68.3	8.7	62	49.5
6	23	176	76.6	12.4	56	46.6
7	33	179	70.9	16.3	62	47.7
8	31	181	78.7	20.9	54	42.4
9	27	180	76.2	15.3	54	48.5
10	23	171	63.8	12.6	64	56.4
11	24	193	83.3	11.7	58	41.4
12	25	177	71.5	13	56	42.4
Mean	27.25	180	74.2	14.1	58	48
SD	4.33	5.64	5.40	3.85	3.74	4.53

VO_{2max} : Maximum oxygen uptake (ml.min⁻¹.kg⁻¹), % VO_{2max} : Percentage of maximum oxygen uptake, SD: Standard Deviation

to arrive at the laboratory 30 min before the beginning of the measurements. On D1, measurements (VO_2 , V_E , and HR) started at the beginning of the warm-up period. On D2, D3, and D4, the measurements started at the beginning of the sitting position period of 5 min.

Gas exchange and heart rate measurements

Breath-by-breath measurements of gas exchange were made using the MetaLyser 3B[®] (Cortex Biophysic, Leipzig, Germany). Expiratory airflow was measured with a volume transducer (Triple V[®] turbine, digital) connected to an O₂ analyser. Expired gases were analysed for oxygen (O₂) with electrochemical cells and for carbon dioxide (CO₂) output with the ND infrared analyser. Before each test, the MetaLyser 3B[®] was calibrated according to manufacturers' guidelines. After a 60-min warm-up period, the CO₂ and O₂ analysers were calibrated against room air as well as a reference gas of known composition (5% CO₂, 15% O₂, and 80% N₂), and the volume was calibrated by five inspiratory and expiratory strokes with a 3-litre pump. Oxygen uptake (VO_2) and ventilation (V_E) were measured and displayed continuously on the computer screen. The electrocardiogram (Delmar Reynolds Medical[®], CardioCollect 12) was also continuously monitored at both restful and active periods. Heart rate was derived from the R-R interval of the ECG. The ECG tracing was continuously displayed on the computer

screen. The entire data (VO_2 , V_E , and HR) during each breath was calculated, and the sampled data transferred breath-by-breath to a PC for immediate display. The recorded data was saved in the internal database of MetaSoft[®] for a precise performance analysis after the test. The data of VO_2 , V_E and HR was averaged every 5 s for statistical analysis.

Determination of ventilatory threshold (VT)

VT was determined on D1 during the maximal incremental exercise test. To determine VT for each subject, we used the criteria of Wasserman (Wasserman et al., 1990): the threshold corresponds to the breakpoint in the V_E / VO_2 relationship, whereas the relationship V_E / VCO_2 remains stable. VT was determined visually by two independent investigators.

Session intensity calculation

To evaluate the intensity of each session, we chose to express it as the mean value of VO_2 and as a percentage of VO_{2max} . The mean value of VO_2 was calculated over the total time of each session. These individual values of VO_2 were then averaged to obtain VO_{2mean} and the percentage of VO_{2max} for each activity group (Table 2). The mean value of V_E and HR were also calculated over the total time of each session. These individual values of V_E and HR were then averaged to obtain $V_{E mean}$ and HR_{mean} .

Table 2. Intensities (VO_{2mean} , % VO_{2max} , $V_{E mean}$, HR_{mean}) and coefficients of determinations ($r^2_{session}$) from the relations $VO_2 = f(V_E)$ and $VO_2 = f(HR)$. Data are means (\pm SD).

Part 1: Physical activities with oxygen consumption steady state

	Subjects (n = 12)	Intensities				$r^2_{session}$	
		VO_{2mean}	% VO_{2max}	$V_{E mean}$	HR_{mean}	$VO_2 = f(V_E)$	$VO_2 = f(HR)$
Group 1	20 % $VO_{2max} < I < 55$ % VO_{2max} 20 walks : 3 min	1.45 (.54)	33.4 (10.8)	30.3 (10.2)	96 (18)	.87 (**)	.61
Group 2	17 % $VO_{2max} < I < 62$ % VO_{2max} 26 walks : 6 min	1.42 (.56)	33.5 (13.1)	30.7 (12.3)	92 (19)	.80 (**)	.50

Part 2: Physical activities without oxygen consumption steady state

	Subjects (n = 12)	Intensities				$r^2_{session}$	
		VO_{2mean}	% VO_{2max}	$V_{E mean}$	HR_{mean}	$VO_2 = f(V_E)$	$VO_2 = f(HR)$
Group 3	13 % $VO_{2max} < I < 40$ % VO_{2max} 22 walks : 1 min	1.05 (.32)	24.2 (7.6)	23.6 (6.5)	89 (12)	.82 (**)	.63
Group 4	40 % $VO_{2max} < I < 60$ % VO_{2max} 12 intermittent work	2.02 (.20)	47.1 (4.5)	46.0 (4.7)	114 (13)	.82 (*)	.73

VO_{2mean} : Mean oxygen uptake (l.min⁻¹), SD: Standard deviation, % VO_{2max} : Percentage of maximum oxygen uptake, $V_{E mean}$: Mean ventilation (l.min⁻¹), HR_{mean} : Heart rate (beats.min⁻¹), VO_2 : oxygen uptake (l.min⁻¹), V_E : Ventilation (l.min⁻¹), HR : heart rate (beats.min⁻¹), I : intensity. * and ** denote $p < 0.05$ and 0.01 respectively.

Table 3. Coefficient of determination (r^2_{subject}) from the relations $\text{VO}_2 = f(V_E)$ and $\text{VO}_2 = f(\text{HR})$, by subject, over the total duration of the seven sessions.

Subjects (n = 12)	Coefficients of determination : r^2_{subject}	
	$\text{VO}_2 = f(V_E)$	$\text{VO}_2 = f(\text{HR})$
1	.954	.867
2	.854	.917
3	.871	.891
4	.906	.865
5	.879	.784
6	.939	.915
7	.919	.727
8	.928	.814
9	.921	.886
10	.945	.891
11	.874	.720
12	.886	.711
Mean	.906 (*)	.832
Standard Deviation	.033	.078

VO_2 : Oxygen uptake ($\text{l}\cdot\text{min}^{-1}$), V_E : Ventilation ($\text{l}\cdot\text{min}^{-1}$), HR: Heart rate ($\text{beats}\cdot\text{min}^{-1}$)

Session distribution of activities at various intensities within four principal groups

Eighty-four sessions were programmed as each subject had to carry out seven activity sessions (three walking activities without load + three walking activities with load + one intermittent work). Nevertheless, four of the sessions were not taken into account, as four of the walking activities of two subjects were removed because of errors of measurement. Therefore the full number of sessions included in this study was 80.

In order to analyse the results, the whole range of activities was classified into two different parts. Each part was devised into two different groups. This classification was carried out in accordance with the duration of each activity (Table 2).

- The part 1 includes activities with oxygen consumption steady state. The first group (Group 1) incorporated walking activities with or without load ($n=20$) for a duration of 3 min and at an intensity including between 20 and 55% of $\text{VO}_{2\text{max}}$. The second group (Group 2) incorporated walking sessions with or without load ($n=26$) for a duration of 6 min and at an intensity including between 17 and 62 % of $\text{VO}_{2\text{max}}$.

- The part 2 includes activities without oxygen consumption steady state. The third group (Group 3) incorporated walking activities with or without load ($n = 22$) at a duration of 1 min and with an intensity including between 13 and 40% of $\text{VO}_{2\text{max}}$. Finally, the fourth group (Group 4) is made up of the intermittent work ($n = 12$) with an intensity including between 40 and 60% of $\text{VO}_{2\text{max}}$.

Coefficients of determination calculation

To confirm our hypothesis (that V_E is more strongly correlated with VO_2 than HR), we proposed to compare the relations $\text{VO}_2 = f(\text{HR})$ and $\text{VO}_2 = f(V_E)$ during varied sessions of activities, using the coefficients of determination (r^2). The r^2 were calculated by combining the whole of the activities in two different ways. Firstly, for all of the activity sessions ($n=80$), a linear regression was established between parameters VO_2 and V_E and between VO_2 and HR ($n = 160$ regressions). The r^2 was calculated over the total time of each session (r^2_{session}). For the four different groups, all of the individual values of r^2_{session} were

averaged out and are reported in Table 2. Secondly, for each subject ($n = 12$), the data sets of VO_2 , V_E and HR of the seven individual sessions were incorporated. From the value sets of each subject, a linear regression was established between VO_2 and V_E and VO_2 and HR ($n = 24$ regressions). The r^2 was calculated over the total time of the seven individual sessions of each subject (r^2_{subject}). The r^2_{subject} is reported in Table 3.

Statistical analysis

We used the Mann Whitney test to calculate the level of significance of the correlations and to specify if there exists a significant difference between the r^2_{session} from the relations $\text{VO}_2 = f(\text{HR})$ and $\text{VO}_2 = f(V_E)$ of each group of activities. The same test was applied to calculate the level of significance of the average values of r^2_{subject} . Values of $p < 0.05$ were considered significant.

Results

Coefficient of determination from the four different groups of activities (Table 2 and Figure 3)

The mean values of the r^2_{session} from the relations $\text{VO}_2 = f(\text{HR})$ and $\text{VO}_2 = f(V_E)$ for the four different groups of activities are represented in Table 2. The r^2_{session} of the linear regressions from the relation $\text{VO}_2 = f(V_E)$ were significantly higher than those obtained from the relation $\text{VO}_2 = f(\text{HR})$ for the first (walking exercise with and without load, between 20 and 55% of $\text{VO}_{2\text{max}}$ and for a duration of 3 min, $p < 0.01$), second (walking exercise with and without load, between 17 and 62% of $\text{VO}_{2\text{max}}$ and for a duration of 6 min, $p < 0.01$), third (walking exercise with and without load, between 13 and 40% of $\text{VO}_{2\text{max}}$ and for a duration of 1 min, $p < 0.01$) and the fourth group of activities (intermittent work, between 40 and 60 % of $\text{VO}_{2\text{max}}$, $p < 0.05$).

Figure 3 shows the linear regression from the relations $\text{VO}_2 = f(V_E)$ and $\text{VO}_2 = f(\text{HR})$ for the four different groups of activities. The graphs joined the whole of data of each group of activities ($n = 750$, $n = 1907$, $n = 295$ and $n = 1140$ for the group 1, 2, 3 and 4 respectively). The standard error of estimate (SEE) was calculated and mentioned on each graph.

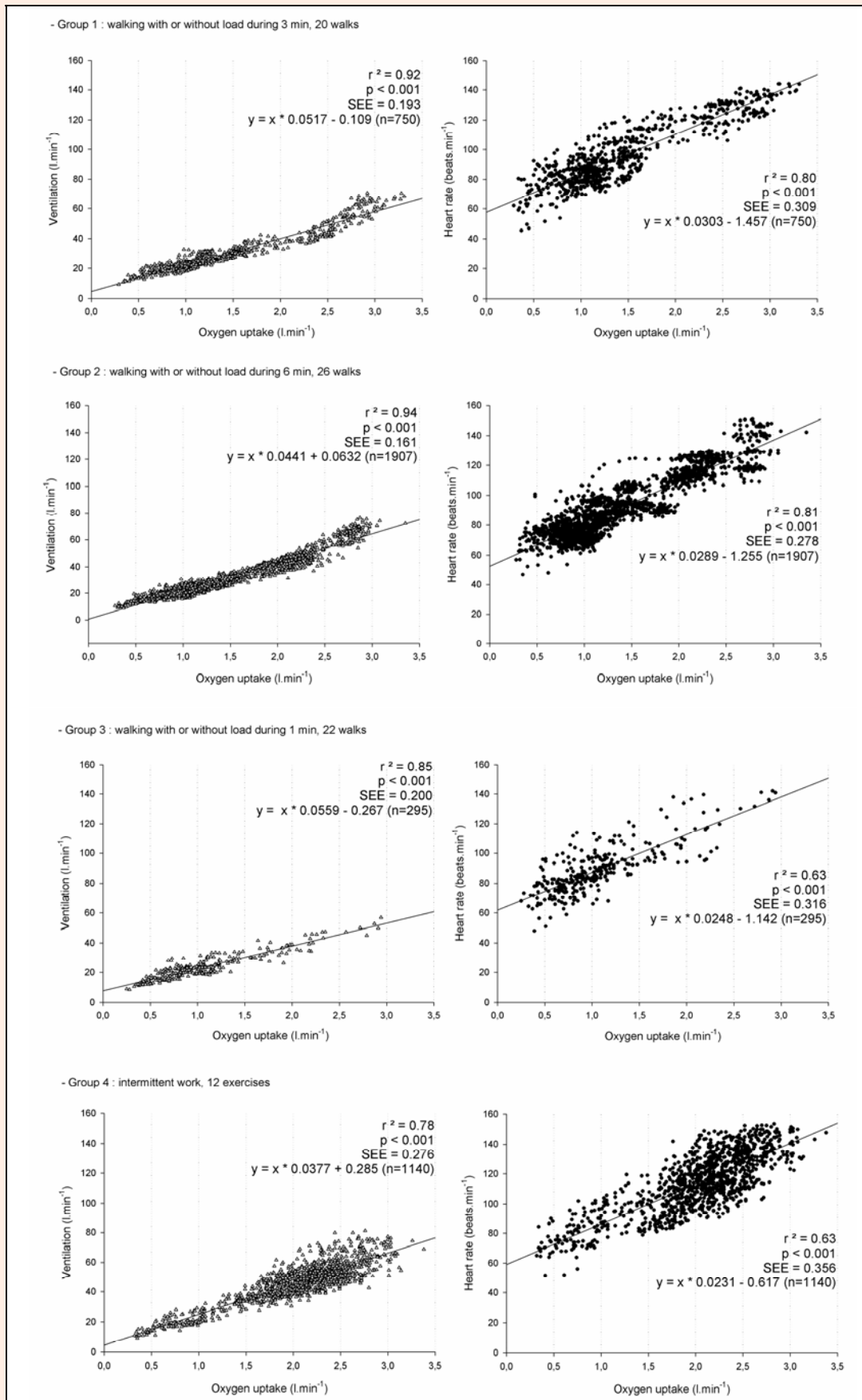


Figure 3. Linear regressions (r^2 , p and SEE) from the relations $VO_2 = f(V_E)$ and $VO_2 = f(HR)$ on the pooled data of the group 1 (walking with or without load during 3 min, 20 walks), the group 2 (walking with or without load during 6 min, 26 walks), the group 3 (walking with or without load during 1 min, 22 walks) and the group 4 (intermittent work, 12 exercises).

Coefficient of determination, by subject, over the total duration of the seven sessions (Table 3)

The individual values of the r^2_{subject} from the relations $\text{VO}_2 = f(\text{HR})$ and $\text{VO}_2 = f(\text{V}_E)$ are represented in Table 3. The r^2_{subject} of the linear regressions from the relation $\text{VO}_2 = f(\text{V}_E)$ is always higher than those from the relation $\text{VO}_2 = f(\text{HR})$, except for the subject 2 and 3. The mean value of r^2_{subject} of the linear regression from the relation $\text{VO}_2 = f(\text{V}_E)$ was significantly higher than that obtained from the relation $\text{VO}_2 = f(\text{HR})$ ($p < 0.05$).

Discussion

The aim of this study was to compare the relation between $\text{VO}_2 = f(\text{V}_E)$ and $\text{VO}_2 = f(\text{HR})$ during physical activities of different intensities: walking with or without load, with or without slope during various durations and alternating between different periods of walking and running (Ainsworth et al., 2000). We chose to apply a load of 10 kg to each subject because this weight could correspond to individuals who use a backpack to carry books, computers in free-living conditions. So, we have chosen our exercise protocol because the daily life is characterized by light and moderate activities, carried out in a random order during short durations (Ainsworth et al. 2000). For this reason the walking activities with and without load were characterized by duration and slope self-selected by the subject. The same reasons led us to characterize intermittent work by random duration.

The intensity of each walking exercise and intermittent work was defined from $\text{VO}_{2\text{mean}}$ calculated on the total time of exercise. This methodology has been observed for all durations of exercise (1 min, 3 min, 6 min and intermittent work). The calculation of $\text{VO}_{2\text{mean}}$ is coherent with the calculation of the coefficient of determination carried out for each exercise (taking into account the total time of each exercise). However, this approach has constrained us to divide the exercises into two groups. The first group consisted of exercises performed with a VO_2 steady state (walking during 3 and 6 min). The on-transient and steady state period are taken into account to calculate $\text{VO}_{2\text{mean}}$. The second group consisted of exercises without oxygen consumption steady state (walking during 1 min and intermittent work). The whole of the variation of VO_2 are taken into account to calculate $\text{VO}_{2\text{mean}}$. This calculation is an estimate of exercise intensity. Lastly, we did not seek to calculate the intensity of each walk and each run of the intermittent work.

The range of values of the coefficients of determination (r^2_{session} , r^2_{subject}) shows that V_E is more strongly correlated with VO_2 than HR (Table 2 and 3). The mean intensities of the sessions are included between 24.2 and 47.08% of $\text{VO}_{2\text{max}}$. A light intensity exercise is usually considered at a level between 1 to 3 METs or lower to 45% of $\text{VO}_{2\text{max}}$, and a moderate intensity exercise between 3 to 6 METs or lower to 60% of $\text{VO}_{2\text{max}}$ (Friedlander et al., 2007; Smith and Morris, 1992; Swain and Franklin, 2006). Hence, the results of the study confirm the hypothesis initially posed. Moreover, it is the first study that shows that V_E is more strongly correlated with VO_2 than HR and especially during activities of light

to moderate intensities. To validate our assumption, we chose to characterize the relations $\text{VO}_2 = f(\text{V}_E)$ and $\text{VO}_2 = f(\text{HR})$ by a linear regression.

In 1967, Saltin and Astrand showed that during an incremental exercise, the increase of V_E in relation to VO_2 is semi-linear, the progression of V_E becoming relatively more important than VO_2 when the exercise intensities become vigorous. An exponential increase is observed for vigorous intensities of exercises, which are higher than 65% of $\text{VO}_{2\text{max}}$. Davis et al. from ventilation criteria observed in subjects, aged 30 years, values of VT of $58.6 \pm 5.8\%$ (mean \pm SD) of $\text{VO}_{2\text{max}}$ during a treadmill exercise (Davis et al., 1976). In this study, the intensities of each session of the subjects remain lower than 65% of $\text{VO}_{2\text{max}}$. Moreover, the mean intensities of the whole sessions carried out by the subjects are close to than their VT ($\text{VT}_{\text{mean}} = 48 \pm 4.53\%$ (mean \pm SD) of $\text{VO}_{2\text{max}}$). Therefore, the values of V_E and VO_2 remain located in the linear part of the curve. These values of V_E are consistent with the study of Durmin and Edwards who report that, when V_E is less than $50 \text{ l}\cdot\text{min}^{-1}$, VO_2 of any one individual is directly proportional to his V_E . Indeed, the V_E values are $30.25 \text{ l}\cdot\text{min}^{-1}$ (± 10.22), $30.69 \text{ l}\cdot\text{min}^{-1}$ (± 12.27), $23.64 \text{ l}\cdot\text{min}^{-1}$ (± 6.53) and $46.03 \text{ l}\cdot\text{min}^{-1}$ (± 4.74) for the groups 1, 2, 3 and 4, respectively.

The relation $\text{VO}_2 = f(\text{HR})$ is also characterized by a linear relation. This relation is widely accepted for a physical exercise which is progressive, involves important muscular masses, and is long enough to allow adaptation of the cardiovascular and ventilatory systems (Astrand and Ryhming, 1954). Thus, a linear relation exists for a broad range of exercise intensities (classically from 30% to 70% of $\text{VO}_{2\text{max}}$), such as those presented in this study (from 24.2 to 47.08% of $\text{VO}_{2\text{max}}$). Thus, the values of HR and VO_2 remain located in the linear part of the curve. Nevertheless, during light and very highly intense activity, this relation becomes non-linear (Achten and Jeukendrup, 2003).

To compare our results with other studies (Durmin and Edwards, 1955; Ford and Hellerstein, 1959; Livingstone, Robson, 2000; Spurr et al., 1988), we have, in accordance with these studies, chosen a linear regression to compare the two relations $\text{VO}_2 = f(\text{V}_E)$ and $\text{VO}_2 = f(\text{HR})$, for the whole sessions carried out with the subjects in this study.

The most interesting result of this study is that r^2_{session} of the relation $\text{VO}_2 = f(\text{V}_E)$ is significantly higher than the r^2_{session} of the relation $\text{VO}_2 = f(\text{HR})$ for groups 1, 2, 3 and 4 (Table 2). Moreover, this result is observed during exercise with oxygen consumption steady state (walking with or without load during 3 or 6 min), and during exercise without oxygen consumption steady state (walking with or without load during 1 min or intermittent work). Another interesting result is observed when the sets of measures of the sessions carried-out by each subject are joined together (walking with and without loads, intermittent work). For 10 of the 12 subjects, the coefficient of determination r^2_{subject} of the relation $\text{VO}_2 = f(\text{V}_E)$ is higher than the r^2_{subject} of the relation $\text{VO}_2 = f(\text{HR})$ (Table 3). Moreover, the mean coefficient of the relation $\text{VO}_2 = f(\text{V}_E)$ is significantly higher than the mean

coefficient of the relation $VO_2 = f(HR)$.

The differences among r^2_{session} and r^2_{subjects} from the relations $VO_2 = f(V_E)$ and $VO_2 = f(HR)$ may be explained by the different mechanisms of control of V_E and HR (Strange et al., 1993; Whipp and Ward, 1982). To date, no study has been able to predict, on a strictly physiological level, the preferential interest in using HR compared with V_E to estimate VO_2 .

Nevertheless, many arguments previously mentioned imply that V_E seems to be a parameter much better correlated with VO_2 than HR, in particular during physical activities of different intensities. Hence, it is legitimate to think that a relation between V_E and VO_2 could be established to estimate EE starting only from the measurement of V_E . It is interesting to develop a new device to measure the V_E of a subject in a non-invasive way. This innovation would make it possible to measure V_E in daily life conditions (light to moderate intensities). It is currently possible to precisely measure V_T , T_I , and T_E and to calculate V_E , thanks to a non-invasive device using magnetometry (McCool et al., 2002). We currently develop a light and portable device allowing the direct measurement of V_E based on the coupling of four magnetometers. This device has no invasive character and could quickly be used to estimate EE under free-living conditions. Furthermore, new portable devices (Actiheart and Sensor-Wear Armband) demonstrate the added value of combining several parameters, and represent certainly the future solutions to estimate EE in free living condition. From this model, it would be possible to couple HR to another physiological parameter to overcome the difficulties of the HR method to estimate EE during low levels of activity. So, V_E would estimate EE during light and moderate activity, and HR would be a complementary parameter to improve the estimation of EE during moderate activity requesting important muscular masses. It would be necessary to integrate this system into clothing (shirt or vest) to make it possible to process measurements under daily life circumstances.

Conclusion

This study shows that V_E is more strongly correlated with VO_2 than HR during physical activities of different intensities. This result confirms the interest to looking for V_E to estimate EE.

Acknowledgements

The authors wish to acknowledge all the subjects for their participation in the study. This study was funded through the SVP ("SurVeiller pour Prévenir") project. There is no conflict of interest in this research. The five authors have participated in the development and implementation of the protocol and to write this article.

References

Achten, J. and Jeukendrup, A.E. (2003) Heart rate monitoring: applications and limitations. *Sports Medicine* **33**(7), 517-538.

Ainsworth, B.E., Haskell, W.L., Whitt, M.C., Irwin, M.L., Swartz, A.M., Strath, S.J., O'Brien, W.L., Bassett, D.R., Jr., Schmitz, K.H., Emplaincourt, P.O., Jacobs, D.R. Jr. and Leon, A.S. (2000) Compendium of physical activities: an update of activity codes and MET intensities. *Medicine and Science in Sports and Exercise* **32**, S498-504.

Astrand, P.O. and Ryhming, I. (1954) A nomogram for calculation of

aerobic capacity (physical fitness) from pulse rate during sub-maximal work. *Journal of Applied Physiology* **7**, 218-221.

Bassett, D.R., Ainsworth, B.E. and Swartz, A.M. (2000) Validity of four motion sensors in measuring moderate intensity physical activity. *Medicine and Science in Sports and Exercise* **32**, S471-S480.

Bouchard, D.R. and Trudeau, F. (2008) Estimation of energy expenditure in a work environment: comparison of accelerometry and oxygen consumption/heart rate regression. *Ergonomics* **51**, 663-670.

Brage, S., Brage, N., Franks, P.W., Ekelund, U. and Wareham, N.J. (2005) Reliability and validity of the combined heart rate and movement sensor Actiheart. *European Journal of Clinical Nutrition* **59**, 561-570.

Corder, K., Brage, S. and Ekelund, U. (2007) Accelerometers and pedometers: methodology and clinical application. *Current Opinion in Clinical Nutrition and Metabolic Care* **10**, 597-603.

Corder, K., Brage, S., Wareham, N.J. and Ekelund, U. (2005) Comparison of PAEE from combined and separate heart rate and movement models in children. *Medicine and Science in Sports and Exercise* **37**, 1761-1767.

Davidson, L., McNeill, G., Haggarty, P., Smith, J.S. and Franklin, M.F. (1997) Free-living energy expenditure of adult men assessed by continuous heart-rate monitoring and doubly-labelled water. *The British Journal of Nutrition* **78**, 695-708.

Davis, J.A., Vodak, P., Wilmore, J.H., Vodak, J. and Kurtz P. (1976) Anaerobic threshold and maximal aerobic power for three modes of exercise. *Journal of Applied Physiology* **41**, 544-550.

Durnin, J.V. and Edwards, R.G. (1955) Pulmonary ventilation as an index of energy expenditure. *Quarterly Journal of Experimental Physiology and Cognate Medical Sciences* **40**, 370-377.

Ford, A.B. and Hellerstein, H.K. (1959) Estimation of energy expenditure from pulmonary ventilation. *Journal of Applied Physiology* **14**, 891-893.

Friedlander, A.L., Jacobs, K.A., Fattor, J.A., Horning, M.A., Hagobian, T.A., Bauer, T.A., Wolfel, E.E. and Brooks, G.A. (2007) Contributions of working muscle to whole body lipid metabolism are altered by exercise intensity and training. *American Journal of Physiology* **292**, E107-116.

Fruin, M.L. and Rankin, J.W. (2004) Validity of a multi-sensor armband in estimating rest and exercise energy expenditure. *Medicine and Science in Sports and Exercise* **36**, 1063-1069.

Garet, M., Boudet, G., Montaurier, C., Vermorel, M., Coudert, J. and Chamoux, A. (2005) Estimating relative physical workload using heart rate monitoring: a validation by whole-body indirect calorimetry. *European journal of applied physiology* **94**, 46-53.

Haskell, W.L., Yee, M.C., Evans, A. and Irby, P.J. (1993) Simultaneous measurement of heart rate and body motion to quantitate physical activity. *Medicine and Science in Sports and Exercise* **25**, 109-115.

Hiilloskorpi, H.K., Pasanen, M.E., Fogelholm, M.G., Laukkanen, R.M. and Manttari, A.T. (2003) Use of heart rate to predict energy expenditure from low to high activity levels. *International Journal of Sports Medicine* **24**, 332-336.

King, G.A., Torres, N., Potter, C., Brooks, T.J. and Coleman, K.J. (2004) Comparison of activity monitors to estimate energy cost of treadmill exercise. *Medicine and Science in Sports and Exercise* **36**, 1244-1251.

Kurpad, A.V., Raj, R., Maruthy, K.N. and Vaz, M. (2006) A simple method of measuring total daily energy expenditure and physical activity level from the heart rate in adult men. *European Journal of Clinical Nutrition* **60**, 32-40.

Livingstone, M.B., Robson, P.J. and Totton, M. (2000) Energy expenditure by heart rate in children: an evaluation of calibration techniques. *Medicine and Science in Sports and Exercise* **32**, 1513-1519.

McCool, F.D., Wang, J. and Ebi, K.L. (2002) Tidal volume and respiratory timing derived from a portable ventilation monitor. *Chest* **122**, 684-691.

Melanson, E.L., Jr. and Freedson, P.S. (1996) Physical activity assessment: a review of methods. *Critical Reviews in Food Science and Nutrition* **36**, 385-396.

Montoye, H., Kemper, H. and Saris, W. (1996) *Measuring physical activity and energy expenditure*: Human Kinetics. 72-79.

Nilsson, A., Brage, S., Riddoch, C., Andersen, S.A., Sardinha, L.B., Wedderkopp, N., Andersen, L.B. and Ekelund, U. (2008) Comparison of equations for predicting energy expenditure from ac-

- celerometer counts in children. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports* **18**, 643-650.
- Plasqui, G. and Westerterp, K.R. (2007) Physical activity assessment with accelerometers: an evaluation against doubly labeled water. *Obesity (Silver Spring)* **15**, 2371-2379.
- Ravussin, E. and Gautier, J.F. (2002) Determinants and control of energy expenditure. *Annales d'Endocrinologie* **63**, 96-105.
- Rayson, M.P., Davies, A., Bell, D.G. and Rhodes-James, E.S. (1995) Heart rate and oxygen uptake relationship: a comparison of loaded marching and running in women. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* **71**, 405-408.
- Saltin, B. and Astrand, P.O. (1967) Maximal oxygen uptake in athletes. *Journal of Applied Physiology* **23**, 353-358.
- Smith, G.D. and Morris, J.N. (1992) Assessment of physical activity, and physical fitness, in population surveys. *Journal of Epidemiology and Community Health* **46**, 89-91.
- Spiro, S.G. (1977) Exercise testing in clinical medicine. *British Journal of Diseases of the Chest* **71**, 145-172.
- Spurr, G.B., Prentice, A.M., Murgatroyd, P.R., Goldberg, G.R., Reina, J.C. and Christman, N.T. (1988) Energy expenditure from minute-by-minute heart-rate recording: comparison with indirect calorimetry. *The American Journal of Clinical Nutrition* **48**, 552-559.
- Strange, S., Secher, N.H., Pawelczyk, J.A., Karpakka, J., Christensen, N.J., Mitchell, J.H. and Saltin, B. (1993) Neural control of cardiovascular responses and of ventilation during dynamic exercise in man. *The Journal of Physiology* **470**, 693-704.
- Swain, D.P. and Franklin, B.A. (2006) Comparison of cardioprotective benefits of vigorous versus moderate intensity aerobic exercise. *The American Journal of Cardiology* **97**, 141-147.
- Taylor, H.L., Buskirk, E., and Henschel, A. (1955) Maximal oxygen intake as an objective measure of cardio-respiratory performance. *Journal of Applied Physiology* **8**, 73-80.
- Wasserman, K., Beaver, W.L. and Whipp, B.J. (1990) Gas exchange theory and the lactic acidosis (anaerobic) threshold. *Circulation* **81**, 1114-30.
- Wasserman, K., Whipp, B. and Casaburi, R.. (1986) Respiratory control during exercise. In: *Handbook of Physiology: The Respiratory System, a Control of Breathing*. Eds: Fishman, A., Cherniak, N.S. and Widdicombe, J.G. Bethesda MD: Am. Physiol. Soc. 595-620.
- Westerterp, K.R. (1999) Assessment of physical activity level in relation to obesity: current evidence and research issues. *Medicine and Science in Sports and Exercise* **31**, S522-525.
- Whipp, B.J. and Ward, S.A. (1982) Cardiopulmonary coupling during exercise. *The Journal of Experimental Biology* **100**, 175-193.

Key points

- Ventilation is more strongly correlated with oxygen uptake than heart rate during physical activities of different intensities.
- This study shows the interest to looking for ventilation to estimate energy expenditure.
- This study is a promising approach to develop a new method to estimate energy expenditure
- An interesting perspective could be to develop a light and portable device to measure ventilation based on the coupling of four magnetometers.

AUTHORS BIOGRAPHY



Steven GASTINGER

Employment

PhD Student at the Department of Sport Sciences, Rennes 2 University, France

Degree

MSc

Research interests

Quantification of physical activities, estimation of energy expenditure, development of a new portable device to measure ventilation.

E-mail: gastingersteven@yahoo.fr

steven.gastinger@univ-rennes2.fr



Anthony SOREL

Employment

PhD Student at the Department of Sport Sciences, Rennes 2 University, France

Degree

MSc

Research interests

Biomechanics, quantification of physical activities, motion analysis, motion recognition, virtual reality.

E-mail: anthony.sorel@univ-rennes2.fr



Guillaume NICOLAS

Employment

Lecturer at the Department of Sport Sciences, Rennes 2 University, France

Degree

MSc, PhD

Research interests

Biomechanics, motion analysis / simulation, quantification of physical activity, bipedal locomotion, swimming.

E-mail: guillaume.nicolas@univ-rennes2.fr



Arlette GRATAS-DELAMARCHE

Employment

Professor at the Department of Sport Sciences, Rennes 2 University, France

Degree

PhD and authorize to supervise research

Research interests

Oxidative stress, metabolic diseases, beneficial effect of physical activity on health.

E-mail: arlette.delamarche@univ-rennes2.fr



Jacques PRIOUX

Employment

Professor at the ENS Cachan, Antenne de Bretagne, France

Degree

PhD and authorize to supervise research

Research interests

Quantification of physical activities, estimation of energy expenditure, ventilatory response to exercise, training and intermittent work

E-mail: jacques.prioux@bretagne.ens-cachan.fr

✉ Steven Gastinger

M2S Laboratory (Movement, Health and Sports Science): Physiology and Biomechanics, UFR APS, Rennes 2 University, Avenue Charles Tillon – CS 24414 – 35044 Rennes Cedex, France

Estimates of ventilation from measurements of rib cage and abdominal distances: a portable device

S. Gastinger · H. Sefati · G. Nicolas · A. Sorel ·
A. Gratas-Delamarche · J. Prioux

Accepted: 25 March 2010
© Springer-Verlag 2010

Abstract To validate a new device designed to measure ventilation (\dot{V}_E), tidal volume (V_T), inspiratory time (T_I), and expiratory time (T_E) during daily life activities. The anteroposterior displacement of the rib cage and abdomen and the axial displacements of the chest wall and the spine were measured using two pairs of magnetometers. \dot{V}_E was estimated from these four signals, and was simultaneously measured using a spirometer. A total of 707, 732, and

1,138 breaths were analyzed in sitting, standing, and exercise conditions, respectively. We compared \dot{V}_E , V_T , T_I , and T_E measured by magnetometers ($\dot{V}_{E \text{ mag}}$, $V_{T \text{ mag}}$, $T_{I \text{ mag}}$, and $T_{E \text{ mag}}$) with \dot{V}_E , V_T , T_I , and T_E measured by a spirometer ($\dot{V}_{E \text{ spiro}}$, $V_{T \text{ spiro}}$, $T_{I \text{ spiro}}$, and $T_{E \text{ spiro}}$, respectively). For pooled data $\dot{V}_{E \text{ mag}}$, $V_{T \text{ mag}}$, $T_{I \text{ mag}}$, and $T_{E \text{ mag}}$ were significantly correlated ($p < 0.001$) with $\dot{V}_{E \text{ spiro}}$, $V_{T \text{ spiro}}$, $T_{I \text{ spiro}}$, and $T_{E \text{ spiro}}$ in sitting and standing positions and during the walking exercise. The mean differences, between $\dot{V}_{E \text{ mag}}$, and $\dot{V}_{E \text{ spiro}}$ for the group, were 10.44, 10.74, and 12.06% in sitting, standing, and exercise conditions, respectively. These results demonstrate the capacity of this new device to measure \dot{V}_E with reasonable accuracy in sitting, standing, and exercise conditions.

Keywords Pulmonary ventilation · Electromagnetic coils · Rest condition · Exercise condition

Introduction

A very large number of studies aim to establish a precise method to quantify physical activity in free-living conditions. The gold standards to measure energy expenditure (EE) are direct calorimetry and doubly labeled water (Ohkawara et al. 2008; Snodgrass et al. 2006). In addition to their very expensive and unsuitable use for everyday purposes, these two methods have the major disadvantage of offering no information on the frequency and intensity of the spontaneous activity of individuals. A final reference method that is easier and less expensive is indirect calorimetry (Garet et al. 2005). This method is widely used in laboratory conditions but the mobile devices, which are too cumbersome, are unsuitable for measuring EE in free-living conditions.

Communicated by Susan Ward.

Electronic supplementary material The online version of this article (doi:10.1007/s00421-010-1463-1) contains supplementary material, which is available to authorized users.

S. Gastinger (✉) · G. Nicolas · A. Sorel ·
A. Gratas-Delamarche
M2S Laboratory (Movement, Sport and Health Sciences):
Physiology and Biomechanics, UFR APS, University Rennes 2,
Avenue Charles Tillon, CS 24414, 35044 Rennes Cedex, France
e-mail: gastingersteven@yahoo.fr
steven.gastinger@univ-rennes2.fr

G. Nicolas
e-mail: guillaume.nicolas@univ-rennes2.fr

A. Sorel
e-mail: anthony.sorel@univ-rennes2.fr

A. Gratas-Delamarche
e-mail: arlette.delamarche@univ-rennes2.fr

H. Sefati
University Rennes 1, 263 Avenue Général Leclerc. CS 74205,
35042 Rennes Cedex, France
e-mail: hamidullah.sefati@etudiant.univ-rennes1.fr

J. Prioux
Department of Brittany, ENS-Cachan, Campus of Ker-Lann,
35170 Bruz Cedex, France
e-mail: jacques.prioux@bretagne.ens-cachan.fr

48 Portable and less costly devices are emerging and also
 49 making it possible to estimate EE in free-living conditions.
 50 One approach is to analyze the movements of the human
 51 body in order to estimate “counts” or EE. The pedometers
 52 (Schneider et al. 2003, 2004) or simple actimeters
 53 (Bouchard and Trudeau 2008; Corder et al. 2007; Nilsson
 54 et al. 2008; Plasqui and Westerterp 2007) provide important
 55 approximations. Recently, some actimeters have been able
 56 to couple biomechanical and physiological parameters. The
 57 Actiheart is a uniaxial accelerometer coupled to the mea-
 58 sure of HR (Brage et al. 2005; Corder et al. 2005; Crouter
 59 et al. 2008). The SensorWear Armband is a bi-axial accel-
 60 erometer coupled to the measurement of physiological
 61 parameters such as skin temperature, impedance, and cal-
 62 orie flows (Jakicic et al. 2004). These devices provide better
 63 results when compared with the classic actimeters, but
 64 differences are still measured in comparison with reference
 65 methods (Fruin and Rankin 2004; King et al. 2004).

66 A second approach is to measure a physiological
 67 parameter in order to estimate EE. The direct measurement
 68 of heat exchange is possible with heat flux transducers,
 69 which measure heat loss during varying conditions for the
 70 assessment of EE. The Kal-X Sensor is a wireless sensor
 71 that uses heat flux technology to estimate EE. The first
 72 results (Thomas 2005) indicate that there are limitations of
 73 the Kal-X in providing an accurate estimate of EE.
 74 Otherwise, the measurement of the heart rate (HR) by the
 75 portable, light, and non-invasive cardiofrequencemeter
 76 provides satisfactory results (Garet et al. 2005; Livingstone
 77 et al. 1992; Spurr et al. 1988), although limits remain at
 78 high and low activity or during stressful situations (Achten
 79 and Jeukendrup 2003; Davidson et al. 1997; Haskell et al.
 80 1993; Rousselle et al. 1995). The precision of this method
 81 is limited during activities of low intensity, and it is now
 82 recognized that low activities are an important part in free-
 83 living conditions (Levine et al. 1999). These limits high-
 84 light the difficulties of only using the HR measurement to
 85 estimate EE in daily life.

86 In this study, we intend to explore another physiological
 87 parameter used to estimate EE. Two studies suggest that
 88 pulmonary ventilation (\dot{V}_E) could be an index of EE
 89 (Durnin and Edwards 1955; Ford and Hellerstein 1959).
 90 Indeed, \dot{V}_E is a parameter directly related to oxygen con-
 91 sumption ($\dot{V}O_2 = \dot{V}_E \times [FiO_2 - FeO_2]$, where FiO_2 repre-
 92 sents the fractional concentration of O_2 in inspired air and
 93 FeO_2 is the fractional concentration of O_2 in expired air)
 94 and thus indirectly related to EE (Saltin and Astrand 1967).
 95 \dot{V}_E is especially interesting because Durnin and Edwards
 96 report that, during light and moderate exercise, when \dot{V}_E is
 97 less than 50 l min^{-1} , the $\dot{V}O_2$ of any one individual is
 98 directly proportional to his \dot{V}_E . Furthermore, the authors
 99 suggest the construction of a separate regression line for
 100 each subject, using the two variables \dot{V}_E and EE. These

individual relationships (\dot{V}_E/EE) are important to establish
 because the linear range covers the vast majority of
 everyday physical activities.

101
 102
 103
 104 Recently, McCool et al. (2002) created a portable device
 105 that is able to measure \dot{V}_E in rest (sitting and standing
 106 positions) and exercise conditions (walking on a treadmill).
 107 This device is composed of four electromagnetic coils (two
 108 transmitters and two receivers) placed on the rib cage,
 109 abdomen and spinal column of the subject. This configu-
 110 ration makes it possible to measure the variations of dis-
 111 tances on the levels of the rib cage and the abdomen, and
 112 hence to estimate the tidal volume (V_T) and \dot{V}_E of the
 113 subject.

114 In order to estimate EE, we have developed, based on
 115 the McCool et al. (1986, 2002; McCool and Paek 1993;
 116 Paek and McCool 1992) studies, a new apparatus even
 117 more light (298 vs. 430 g), portable (dimensions of
 118 $2 \times 10.5 \times 12.5$ vs. $4 \times 18 \times 12.5$ cm) and non-invasive
 119 (preserving freedom of movement of the subject: trans-
 120 mission of measurements to a PC via radio waves with a
 121 range of 30 m) to measure \dot{V}_E in everyday physical activ-
 122 ities. In addition, this device could detect changes in
 123 position, with the measurement of a fourth distance in the
 124 back. This additional data would be used in a forthcoming
 125 study in free-living conditions. The activities are associated
 126 with nonexercise activity thermogenesis (NEAT), which
 127 more particularly includes posture allocation (sitting and
 128 standing) and routine daily movements (walking) (Levine
 129 et al. 1999). Thus, the purpose of this study is to authorize
 130 this new device as a valid apparatus to measure \dot{V}_E .

131 Methods

132 Subjects

133 Twelve healthy males, aged 26.9 ± 5.3 years, voluntarily
 134 took part in this study. Their physical characteristics are
 135 shown in Table 1. Every subject participated in the cali-
 136 bration protocol (days 1 and 2) and a second session of
 137 measurement (day 3). This study was conducted according
 138 to the guidelines laid down in the Declaration of Helsinki,
 139 and all procedures involving human subjects were
 140 approved by the local ethics committee of the University of
 141 Rennes 1. Written informed consent was obtained from all
 142 subjects. None of the subjects reported respiratory or car-
 143 diac disease, hypertension, or was known to be suffering
 144 from any other chronic disease.

145 Measurements

146 The anteroposterior displacement of the rib cage and
 147 abdomen and the axial displacements of the chest wall and

Table 1 Physical characteristics data

Subjects	Age (year)	Height (cm)	Weight (kg)	Fatty mass (%)
1	22	180	71	6.2
2	36	176	74	18.3
3	29	183	73	7.8
4	37	180	73	17.4
5	24	175	70	11.1
6	24	172	69	13.6
7	24	168	57	9.1
8	24	191	96	15.6
9	32	182	77	18.0
10	23	180	73	10.1
11	22	177	64	13.2
12	26	178	76	12.9
Mean	26.9	178.5	72.8	12.8
SD	±5.3	±5.8	±9.2	±4.1

±SD standard deviation

148 the spine were measured using the coupling of two pairs of
 149 electromagnetic coils. Each electromagnetic coil was fixed
 150 on the subject via small plastic notches, and fixed on the
 151 skin of the subject via adhesive tape (double-sided Scotch
 152 tape) (Fig. 1). The device consists of a circuitry of two
 153 transmitters and two receivers. Each receiver is able to
 154 receive information from both transmitters. The first
 155 transmitter coil was placed in an anterior position at the
 156 midsternal level. The first receiver was placed in the pos-
 157 terior position over the spine at the midsternal level. The
 158 second receiver was placed anteriorly in the midline of the
 159 abdominal wall just above the umbilicus. Finally, the sec-
 160 ond transmitter was placed in a posterior position over the
 161 spine at the level of the umbilicus. These placements reflect
 162 the recommendation of McCool et al. (2002). Hence, this
 163 device is able to measure four different distances of the
 164 trunk (Fig. 2). The referenced ventilatory measurements
 165 were realized with a spirometer (BIO-SP304, Bioseb) in
 166 order to calibrate and to validate this new device.

167 Protocol

168 Calibration maneuver (Fig. 3—days 1 and 2)

169 Day 1 was composed of a sitting and standing session at
 170 rest. Each session was initialized with a 10-min rest period
 171 before the beginning of the measurements. The sitting and
 172 standing sessions were divided into three periods. During
 173 these three different periods, we asked the subject to
 174 breathe in a natural way, to sustain breathing that mainly
 175 mobilized the thorax and the abdomen. Each period started
 176 with 2 min of measurement followed by a 1-min period of
 177 recording. A 2-minute period was observed between the

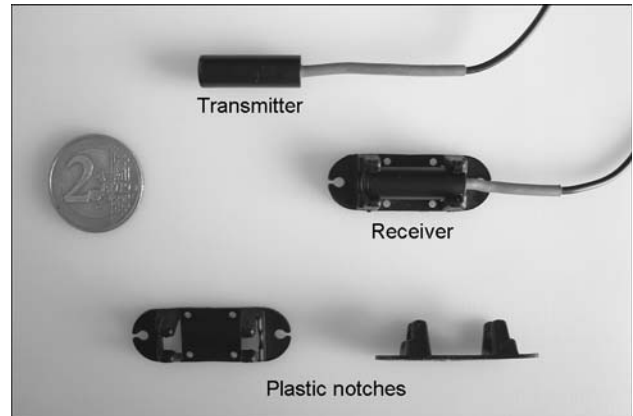


Fig. 1 A pair of electromagnetic coils (transmitter and receiver) and the plastic notches

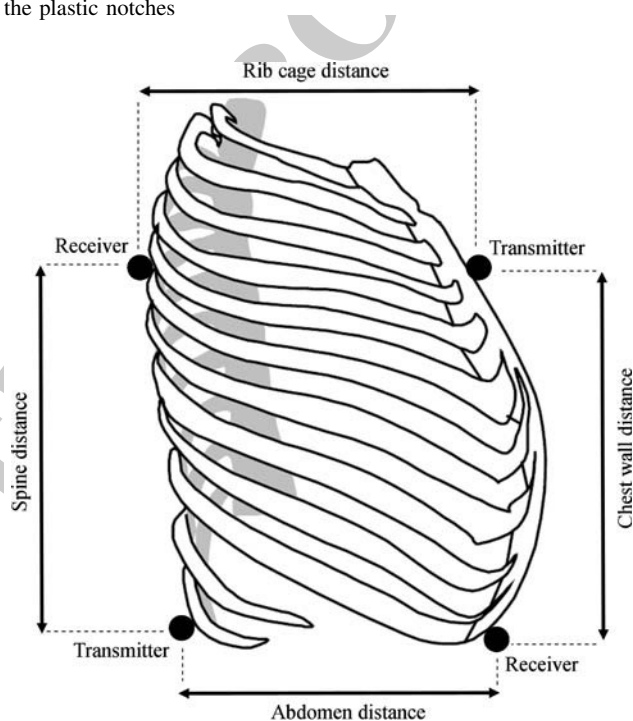


Fig. 2 Configuration and placement of the four magnetometers on the subject

different sessions of breathing forms. The subjects started
 with normal breathing and then performed in random order
 the thorax breathing or the abdominal breathing. Breathing
 feedback was available to the subject on the computer
 screen. In Fig. 4, the blue, red, yellow, and green segments
 correspond to the rib cage, abdomen, axial chest wall, and
 axial spine displacements, respectively.

Day 2 was composed of an exercise session. The exer-
 cise protocol was composed of three sessions of walking at
 4, 5, and 6 km h⁻¹ separated by 10 min of rest. The order
 of the three walking sessions was drawn by each subject.
 Each session was composed of 5 min of measurement to
 confirm a steady state, followed by a 1-min period of

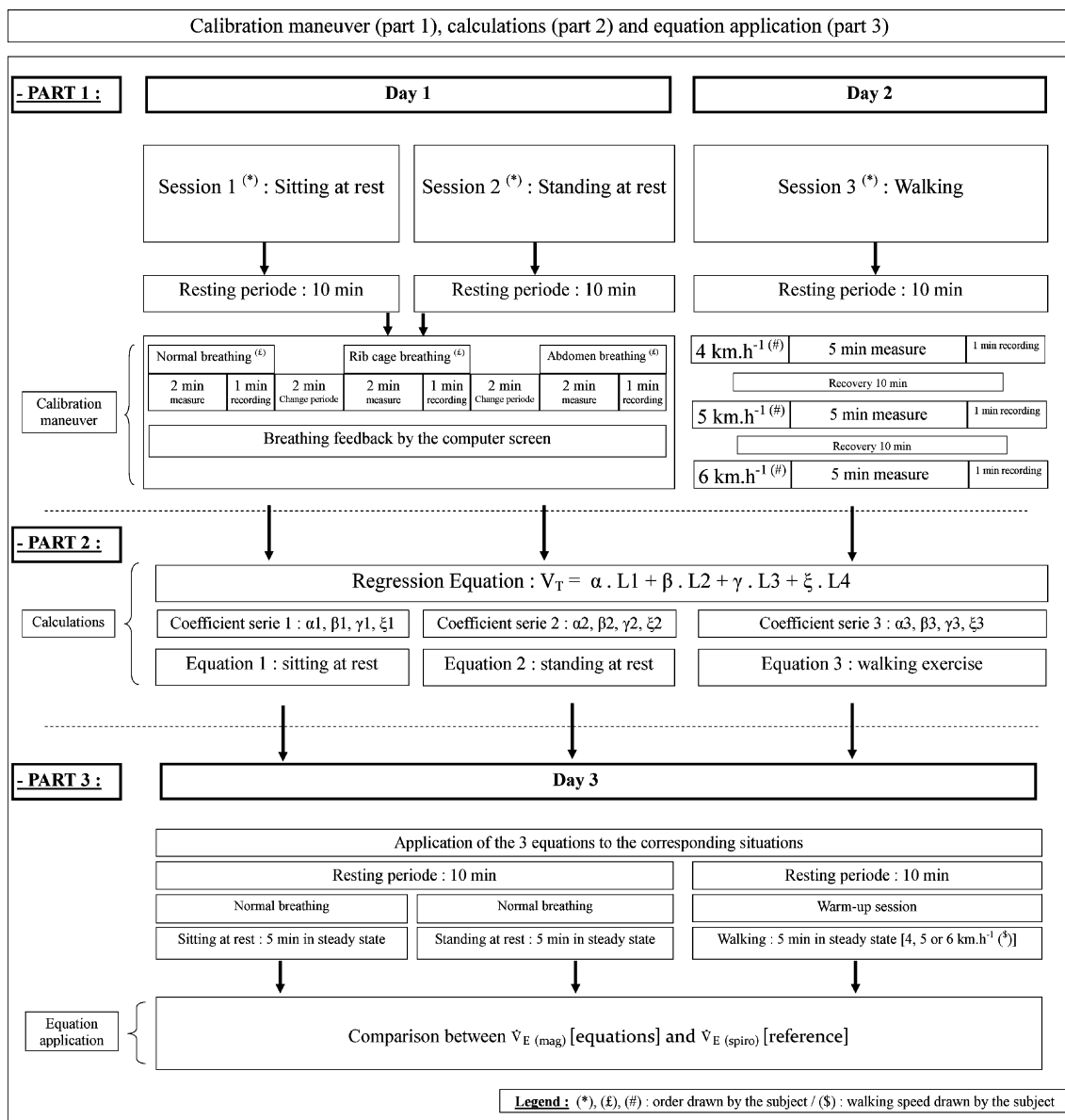


Fig. 3 Details of the experimental protocol and the various part of the data processing

191 recording. During the exercise session, the subject was
 192 asked to breathe in a natural way and to accelerate his rate
 193 of respiration as much as the intensity of exercise requires.

194 *Resting and exercise conditions (Fig. 3—day 3)*

195 Each subject carried out three successive sessions: a sitting
 196 session at rest, a standing session at rest, and an exercise
 197 session. Each session was initialized with a 10-min rest
 198 period before the beginning of measurements. The sitting
 199 and standing sessions were composed of a 5-min steady
 200 state rest period. We asked the subjects to breathe in a
 201 natural way. The exercise session consisted of a 5-min
 202 steady state period at a walking speed drawn by the subject

(4, 5, or 6 km h⁻¹). The purpose of this second session of
 203 measurement was to apply and verify the validity of the
 204 calibration maneuver. \dot{V}_E measured by the electromagnetic
 205 coils ($\dot{V}_{E\text{ mag}}$) and \dot{V}_E measured by the spirometer ($\dot{V}_{E\text{ spiro}}$)
 206 were compared in sitting and standing positions and during
 207 the walking exercise.
 208

Materials of measurements 209

A new device (Nomics—WSL2, Liege Science Park,
 210 Belgium) was developed in this study. The whole of the
 211 device includes two pairs of electromagnetic coils securely
 212 connected to a case. One pair of electromagnetic coils is
 213 composed of a transmitter and a receiver (diameter = 0.5 cm,
 214

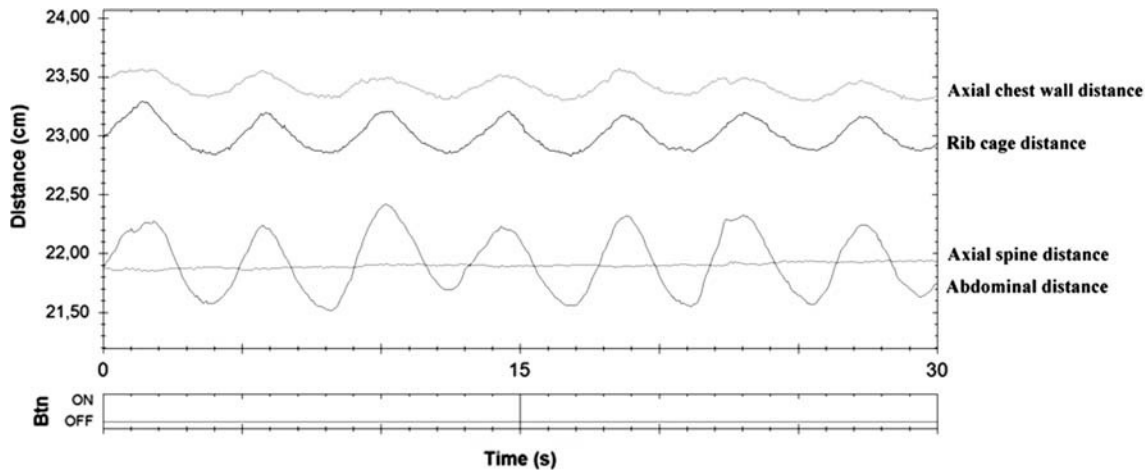


Fig. 4 Variations of distances (cm) of the rib cage, the abdomen, the axial chest wall, and the axial spine in standing position at rest

215 length = 2.5 cm). The case (2 × 10.5 × 12.5 cm) is powered with 2 AA battery of 2,500 mAh (Fig. 5) and is carried on the hip via an elastic strap. The whole of the device weights 298 g (piles included). The capacity of the device exceeds 20 h of recording. The apparatus communicates with the PC via radio wave frequencies of RF 2, 4 GHz. The range of the apparatus is approximately 30 m. Software makes it possible to visualize the variation of the four distances in real-time, which are recorded at a frequency of 15.625 Hz. The whole of the data can be exported under Excel files for the treatment of the results.

226 This configuration of the measuring device (battery powered with wireless communication) makes it possible to respect the insulation requirements of the patient according to medical standard EN-60601. The user cannot power the device other than by batteries or by connecting the apparatus to the PC without taking precautions concerning the insulation of the patient. During the entire



Fig. 5 The new device (a center frame and two pairs of electromagnetic coils secured: 2 transmitters, and 2 receivers) and the calibration square

233 calibration (days 1 and 2) and the verification maneuver (day 3), the subject was equipped with the central case Nomics placed on the right hip, which was connected to two pairs of electromagnetic coils. The measurement of the four distances was visualized in real-time on a PC thanks to computer software (Chestosoft 2, Nomics). Inspiratory and expiratory flows of the subject were measured by the BIO-SP304 Spirometer and the subject was provided with a facial mask. Inspiratory and expiratory flows were visualized and calculated in real-time via Labscrib software. The whole of the data of the electromagnetic coils and the spirometer was exported under Matlab files for the treatment of the results and the application of the various multilinear regressions (Fig. 3, part 2).

Calculation

Creating equations of the problem (Fig. 3, Part 2)

249 We have four measurements of distances, obtained by electromagnetic coils, from which we seek to statistically explain a volume obtained by a spirometer. We propose to establish statistical models by supposing that the variables used (4 measurements of distances) are enough to explain the reference volume measured by the spirometer. This assumption respects the model of three-degrees-of-freedom proposed by Smith and Mead (Smith and Mead 1986). A fourth distance is also measured at the spine, along the longitudinal axis.

259 When a subject at rest holds one's breath, his V_T measured by the spirometer is zero, but his trunk distances measured by magnetometers are not zero. We therefore included a constant (c^{ste}) to our equation. The regression equation is the following:

$$V = c^{ste} + \alpha L_1 + \beta L_2 + \gamma L_3 + \zeta L_4 + \epsilon \tag{1}$$

where the constant (c^{ste}) and the coefficients (α , β , γ , ξ) have to be identified, and ε is the error of the model.

This equation is verified at every time t_i :

$$V_i = c^{\text{ste}} + \alpha L_{i,1} + \beta L_{i,2} + \gamma L_{i,3} + \xi L_{i,4} + \varepsilon_i \quad (2)$$

Matrix form

The previous equation can be written in the matrix form to enable the calculation of the constant (c^{ste}) and the coefficients (α , β , γ , ξ):

$$\begin{bmatrix} V_1 \\ \vdots \\ V_n \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & L_{1,1} & L_{1,2} & L_{1,3} & L_{1,4} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots & \vdots \\ 1 & L_{n,1} & L_{n,2} & L_{n,3} & L_{n,4} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} c^{\text{ste}} \\ \alpha \\ \beta \\ \gamma \\ \xi \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \varepsilon_1 \\ \varepsilon_2 \\ \vdots \\ \varepsilon_n \end{bmatrix} \quad (3)$$

A simplified equation can be written as follows:
 $V = La + \varepsilon$.

Resolution of the matrix equation

To solve the matrix equation, we used the method of ordinary least squares. This method allows for the calculation of the coefficients and constant approached (\hat{a}) explaining the theoretical model presented above.

The numerical model results in a set of measures:

$$\hat{V}_i = \hat{c}^{\text{ste}} + \hat{\alpha}L_{i,1} + \hat{\beta}L_{i,2} + \hat{\gamma}L_{i,3} + \hat{\xi}L_{i,4} \quad (4)$$

This leads to a simplified equation: $\hat{V} = L \hat{a}$

To estimate the error of the model (ε), we defined the residues ($\hat{\varepsilon}$), which are the differences between the measured (V) and calculated (\hat{V}) values, such as:

$$\hat{\varepsilon} = V - \hat{V} \quad (5)$$

The ordinary least squares method enabled us to find the coefficients (\hat{a}) that minimize the sum of the squared residues:

$$\min \sum_{i=1}^n \hat{\varepsilon}_i^2 = \min_{\hat{a}_0, \dots, \hat{a}_p} \sum_{i=1}^n \left(V_i - \hat{c}^{\text{ste}} - \hat{\alpha}L_{i,1} - \hat{\beta}L_{i,2} - \hat{\gamma}L_{i,3} - \hat{\xi}L_{i,4} \right)^2 \quad (6)$$

The constant (c^{ste}) and the coefficients (α , β , γ , ξ) are given by the following matrix equation:

$$\hat{a} = (L'L)^{-1}L'V \quad (7)$$

The constant (c^{ste}) and the specific coefficients (α , β , γ , ξ)

The calibration maneuver leads to the determination of the constant (c^{ste}) and the specific coefficients (α , β , γ , ξ) for every subject in the three different conditions (sitting, standing, and walking).

Four sets of coefficients and constants are determined from the sitting position. The first set is determined from the combination of the three types of breathing (normal, rib cage, and abdominal). The other three sets of coefficients and constants are determined only from the normal, rib cage, and abdomen breathing. The set of coefficients that was retained ($c^{\text{ste } 1}$, α_1 , β_1 , γ_1 , ξ_1) was recalculated with greater precision using the parameters $T_{I \text{ mag}}$, $T_{E \text{ mag}}$, $V_{T \text{ mag}}$, and $\dot{V}_{E \text{ mag}}$ for the sitting position. The standing sets of coefficients ($c^{\text{ste } 2}$, α_2 , β_2 , γ_2 , ξ_2) were determined by the same methodology.

During walking exercises on the treadmill, the specific coefficients ($c^{\text{ste } 3}$, α_3 , β_3 , γ_3 , ξ_3) of each session of walking (day 2) were applied to the corresponding walking speed (day 3). Using the association of the three walking sessions to determine a single equation does not ensure a precise calculation of $T_{I \text{ mag}}$, $T_{E \text{ mag}}$, $V_{T \text{ mag}}$, and $\dot{V}_{E \text{ mag}}$ during a new session of walking.

Therefore, it is necessary to calibrate the device for each walking speed session and for each position of the subject (sitting and standing). This systematic calibration allows for a reliable and precise measurement of $T_{I \text{ mag}}$, $T_{E \text{ mag}}$, $V_{T \text{ mag}}$, and $\dot{V}_{E \text{ mag}}$, which cannot be obtained by a single regression equation.

Calculation of pulmonary ventilation

Pulmonary ventilation is calculated from the values of T_I , T_E , and V_T . The values of T_I and T_E are added to obtain the total duration of each breathing cycle (T_{TOT}). This value of T_{TOT} is then divided by 60 to obtain the value of the respiratory rate (FR) expressed in cycles per minute. The multiplication of FR and V_T obtains the ventilation of the subject ($\dot{V}_{E \text{ mag}}$ and $\dot{V}_{E \text{ spiro}}$ in $l \text{ min}^{-1}$). $\dot{V}_{E \text{ mag}}$ is obtained from the values of $T_{I \text{ mag}}$, $T_{E \text{ mag}}$, and $V_{T \text{ mag}}$. $\dot{V}_{E \text{ spiro}}$ is obtained from the values of $T_{I \text{ spiro}}$, $T_{E \text{ spiro}}$, and $V_{T \text{ spiro}}$.

Statistical analysis

The data obtained by the model previously described ($T_{I \text{ mag}}$, $T_{E \text{ mag}}$, $V_{T \text{ mag}}$, and $\dot{V}_{E \text{ mag}}$) were compared with the reference spirometry measurements ($T_{I \text{ spiro}}$, $T_{E \text{ spiro}}$, $V_{T \text{ spiro}}$, and $\dot{V}_{E \text{ spiro}}$). The coefficients of determination (r^2) were calculated for each parameter using a linear model. This coefficient was able to estimate the quality of regression. The Bland and Altman method was used to assess the 95% confidence interval to compare $\dot{V}_{E \text{ mag}}$ and $\dot{V}_{E \text{ spiro}}$. Thus, this calculation was able to estimate the accuracy of the data obtained by the statistical model. The bias (mean difference) was calculated using the methods of Bland and Altman. This calculation estimated limits of agreement and precision for \dot{V}_E . The mean percentage difference was calculated as the absolute value of $(1 -$

352 [magnetometer/spirometer]] × 100. This percentage was
 353 calculated for \dot{V}_E in sitting, standing, and exercise
 354 conditions.

355 **Results**

356 A total of 707 and 732 breaths were analyzed in sitting and
 357 standing positions, respectively. For pooled data in the
 358 sitting position, $T_{I\ mag}$, $T_{E\ mag}$, and $V_{T\ mag}$ were highly and
 359 significantly correlated with $T_{I\ spiro}$ ($T_{I\ spiro} = 1.005 \times$
 360 $T_{I\ mag} + 0.0359$, $r^2 = 0.99$, $p < 0.001$), $T_{E\ spiro}$ ($T_{E\ spiro} =$
 361 $0.977 \times T_{E\ mag} + 0.00398$, $r^2 = 0.97$, $p < 0.001$) and
 362 $V_{T\ spiro}$ ($V_{T\ spiro} = 0.939 \times V_{T\ mag} + 0.0709$, $r^2 = 0.91$,
 363 $p < 0.001$), respectively. For pooled data in the standing
 364 position, $T_{I\ mag}$, $T_{E\ mag}$, and $V_{T\ mag}$ were highly correlated
 365 with $T_{I\ spiro}$ ($T_{I\ spiro} = 1.026 \times T_{I\ mag} - 0.0148$, $r^2 =$
 366 0.98 , $p < 0.001$), $T_{E\ spiro}$ ($T_{E\ spiro} = 0.970 \times T_{E\ mag} +$
 367 0.0106 , $r^2 = 0.96$, $p < 0.001$) and $V_{T\ spiro}$ ($V_{T\ spiro} =$
 368 $1.019 \times V_{T\ mag} + 0.0297$, $r^2 = 0.93$, $p < 0.001$), respec-
 369 tively.

370 A total of 1,138 breaths were analyzed in the exercise
 371 condition. For pooled data in the exercise condition, $T_{I\ mag}$,
 372 $T_{E\ mag}$, and $V_{T\ mag}$ were highly and significantly correlated
 373 with $T_{I\ spiro}$ ($T_{I\ spiro} = 0.974 \times T_{I\ mag} + 0.0542$,
 374 $r^2 = 0.96$, $p < 0.001$), $T_{E\ spiro}$ ($T_{E\ spiro} = 0.963 \times$
 375 $T_{E\ mag} + 0.0439$, $r^2 = 0.95$, $p < 0.001$), and $V_{T\ spiro}$
 376 ($V_{T\ spiro} = 0.892 \times V_{T\ mag} + 0.180$, $r^2 = 0.91$, $p <$
 377 0.001), respectively.

378 The pooled data of \dot{V}_E for sitting and standing positions
 379 at rest and for the walking exercises are show in Fig. 6. For
 380 pooled data $\dot{V}_{E\ mag}$ was significantly correlated ($p < 0.001$)
 381 with $\dot{V}_{E\ spiro}$ in sitting and standing positions and during the
 382 walking exercises.

383 For each subject, the mean difference between $\dot{V}_{E\ spiro}$
 384 and $\dot{V}_{E\ mag}$ is shown in Table 2. The mean differences for
 385 the group were 10.44 and 10.74% for the resting conditions
 386 in sitting and standing positions, respectively. The mean
 387 percentage differences for the group were 12.06% for the
 388 walking exercises.

389 The mean values of \dot{V}_E measured by the magnetometers
 390 and the spirometer are shown in Table 3. $\dot{V}_{E\ mag}$ and $\dot{V}_{E\ spiro}$
 391 were, respectively, 9.41 (±1.81) and 9.82 l min⁻¹ (±2.11)
 392 in the sitting position and 9.37 (±2.36) and 9.92 l min⁻¹
 393 (±2.38) in the standing position. In exercise conditions,
 394 $\dot{V}_{E\ mag}$ and $\dot{V}_{E\ spiro}$ were, respectively, 23.57 (±6.98) and
 395 24.60 l min⁻¹ (±6.46).

396 The mean difference between $\dot{V}_{E\ mag}$ and $\dot{V}_{E\ spiro}$ (bias)
 397 was calculated from the sitting, standing, and walking
 398 exercise data (Table 3). The bias \dot{V}_E was -0.41 l (±1.24)
 399 and -0.55 l (±1.23) in sitting and standing positions at
 400 rest, respectively. The bias \dot{V}_E of the walking exercise was
 401 -1.03 l (±3.6). The 95% confidence intervals were plotted

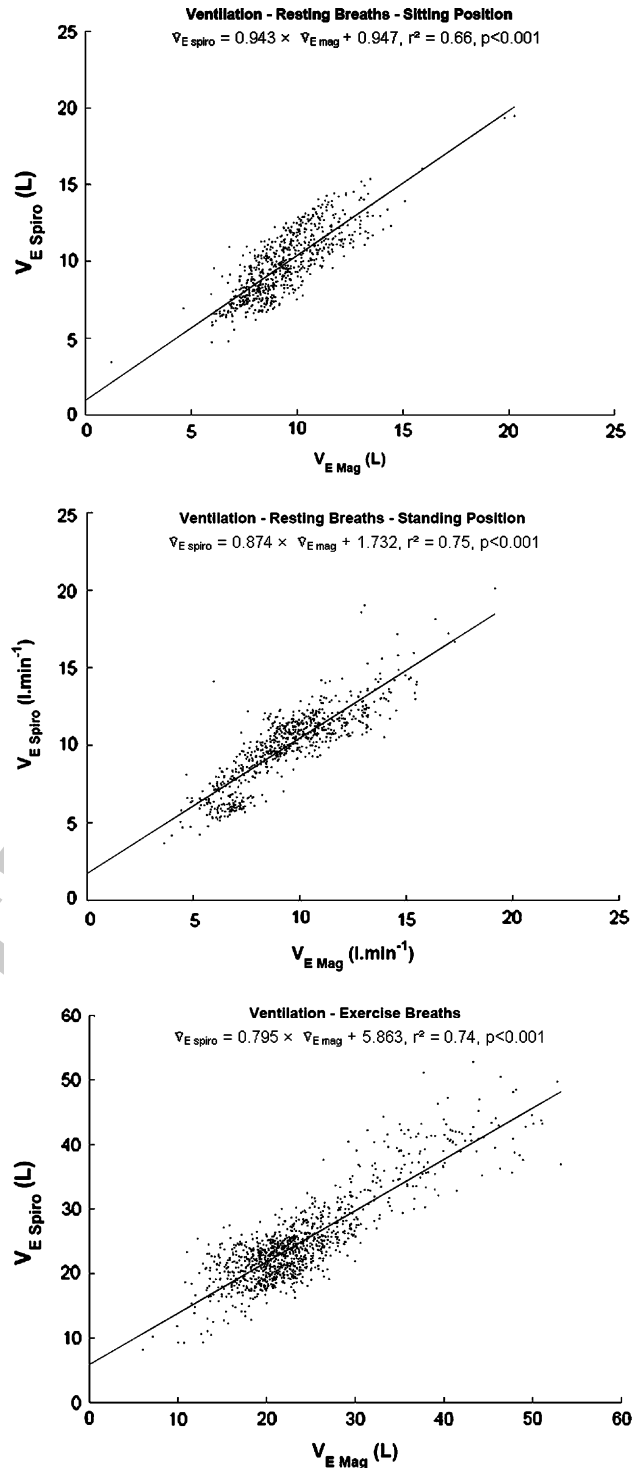


Fig. 6 Pooled data of \dot{V}_E in sitting, standing, and exercise condition

for \dot{V}_E for sitting and standing positions at rest and for the 402
 walking exercises (Fig. 7). Figure 7 and Table 3 show the 403
 tendency of the magnetometers to underestimate the mea- 404
 surement of \dot{V}_E . The limits of agreement (95% confidence 405
 intervals) for \dot{V}_E were -2.48–2.07 l min⁻¹ and -3.01– 406
 1.91 l min⁻¹ for sitting and standing positions at rest, 407

Author Proof

Table 2 Mean difference between $\dot{V}_{E \text{ spiro}}$ and $\dot{V}_{E \text{ mag}}$ in sitting, standing, and exercise condition

Subject	Resting breaths—sitting position		Resting breaths—standing position		Exercise breaths—walking on a treadmill		
	Mean difference (%)	SD	Mean difference (%)	SD	Speed walking (km h ⁻¹)	Mean difference (%)	SD
1	17.31	3.81	5.72	3.69	4	9.00	6.82
2	9.61	9.82	5.44	5.92	5	12.64	7.18
3	9.66	7.95	15.70	5.99	4	20.81	11.48
4	16.96	5.35	15.15	7.49	4	16.64	10.71
5	7.64	5.90	10.20	6.79	6	9.32	7.12
6	17.95	5.50	4.50	3.24	6	7.74	5.09
7	4.45	3.20	11.24	5.10	5	10.56	7.78
8	15.42	9.81	14.22	10.19	6	11.53	8.97
9	5.10	3.58	17.63	5.81	5	14.31	9.42
10	5.45	3.73	8.46	4.14	4	10.21	5.67
11	4.19	3.73	12.54	7.61	6	11.72	8.80
12	11.57	4.60	8.04	4.19	5	10.30	4.76
Mean	10.44	5.58	10.74	5.85		12.06	7.82

Mean difference (%) = Difference between $\dot{V}_{E \text{ spiro}}$ and $\dot{V}_{E \text{ mag}} = (1 - [\text{magnetometer/spirometer}]) \times 100$

$\dot{V}_{E \text{ spiro}}$ ventilation measured by spirometry, $\dot{V}_{E \text{ mag}}$ ventilation estimated by the magnetometers, *SD* standard deviation

Table 3 Mean difference and limits of agreement

Variables	Mean value (\pm SD) (Magnetometer)	Mean value (\pm SD) (Spirometer)	Mean difference (\pm SD) ($\dot{V}_{E \text{ mag}} - \dot{V}_{E \text{ spiro}}$)	SD \times 2	Limits of agreement
Sitting at rest \dot{V}_E (l min ⁻¹)	9.41 (\pm 1.81)	9.82 (\pm 2.11)	-0.41 (\pm 1.24)	2.48	-2.48/2.07
Standing at rest \dot{V}_E (l min ⁻¹)	9.37 (\pm 2.36)	9.92 (\pm 2.38)	-0.55 (\pm 1.23)	2.46	-3.01/1.91
Exercise \dot{V}_E (l min ⁻¹)	23.57 (\pm 6.98)	24.60 (\pm 6.46)	-1.03 (\pm 3.6)	7.20	-8.23/6.17

$\dot{V}_{E \text{ spiro}}$ ventilation measured by spirometry, $\dot{V}_{E \text{ mag}}$ ventilation estimated by the magnetometers, *SD* standard deviation

408 respectively. The limits of agreement for \dot{V}_E for walking
409 exercises were slightly higher (-8.23 – 6.17 l min⁻¹).

410 Discussion

411 The purpose of this study was to validate a system, based
412 on the coupling of four magnetometers, to measure \dot{V}_E .
413 Then, we calibrated this system for each subject of this
414 study. This calibration maneuver consisted of three ses-
415 sions of measurements: a sitting session, a standing session,
416 and a walking session on a treadmill. From each of the
417 three sessions, we were able to develop three equations per
418 subject, which were able to determine the parameters T_I ,
419 T_E , V_T , and \dot{V}_E starting from the measurement of the
420 variations of the thoracic, abdominal, and longitudinal
421 distances (anterior and posterior). Also, we have verified
422 the validity of the calibration maneuver. A second session
423 of measurement was carried out in sitting and standing

positions and during a walking exercise on a treadmill. Our
424 study shows that each individual equation makes it possible
425 to determine the \dot{V}_E of each subject with satisfactory pre-
426 cision. These results seem to validate the calibration
427 maneuver and demonstrate the capacity of this new device
428 to measure \dot{V}_E with reasonable accuracy in sitting, stand-
429 ing, and exercise conditions. Moreover, this device pre-
430 sents very little constraint, with its small weight and size
431 and its capacity for transmitting radio wave measurements
432 (30 m). Thus, it will be possible to measure daily \dot{V}_E even
433 in a house or an apartment.

435 The equation of regression used here comprises the
436 measurement of an additional distance denoted L_4 (Eq. 1),
437 compared to the study conducted by Smith and Mead
438 (1986) and McCool et al. (2002). This fourth distance takes
439 the displacements of the spine into account. The mea-
440 surement of this fourth distance makes it possible, in a
441 future study, to differentiate the activities of daily life.
442 Indeed, the distance in the back is different in sitting (spine

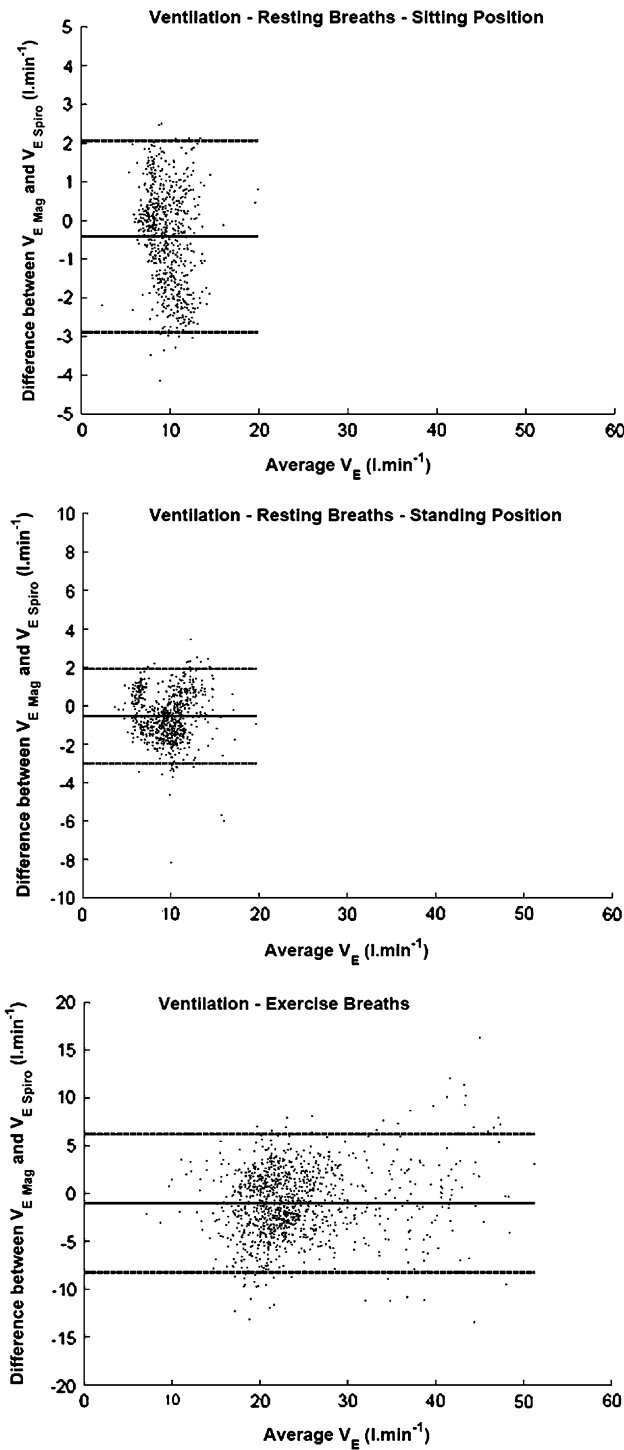


Fig. 7 Difference between $\dot{V}_{E \text{ mag}}$ and $\dot{V}_{E \text{ spiro}}$ in sitting, standing, and exercise conditions. The mean difference between $\dot{V}_{E \text{ mag}}$ and $\dot{V}_{E \text{ spiro}}$ is depicted by the solid line and the 95% confidence intervals ($\pm 2SD$) are depicted by the dashed lines

443 bent) and standing (spine right) position and during a
 444 walking exercise (constant variation). The automated dis-
 445 tinction between these various conditions could then adopt
 446 the different regression equations, according to the posture

and the subject's activities in free-living conditions. This additional distance makes it possible to improve and optimize the calculation of $\dot{V}_{E \text{ mag}}$.

The mean values of $\dot{V}_{E \text{ mag}}$ and $\dot{V}_{E \text{ spiro}}$ (Table 3) correspond to the mean values of \dot{V}_E in sitting and standing positions at rest (Saltin and Astrand 1967) and during low intensity exercise (Saltin and Astrand 1967; Wasserman et al. 1986). It is important to note that, above the anaerobic threshold (Th_{an}), \dot{V}_E increased disproportionately to $\dot{V}O_2$ (1) as a consequence of the additional carbon dioxide generated from the buffering of lactic acid by bicarbonate ions (Wasserman et al. 1967), (2) because of the progressive increase in respiratory muscle oxygen cost rises disproportionately with increasing hyperpnea (Aaron et al. 1992). In our study, the range of \dot{V}_E studied is less than 50 l min⁻¹, and corresponds to light and moderate exercise where the $\dot{V}O_2$ of any one individual is directly proportional to his \dot{V}_E (Durnin and Edwards 1955).

Likewise, we are aware that, our study has been performed in young subjects and that the ventilatory response varies with aging, because of (1) the changes in the elastic properties of the respiratory system with age (Gibson et al. 1976; Turner et al. 1968) and (2) the decrease in the compliance of the respiratory system with age (Mittman et al. 1965). Indeed, many authors have studied the effects of age on the \dot{V}_E response during exercise. Most have shown that the ventilatory response is higher in older subjects than in younger subjects (Brischetto et al. 1984; De Vries and Adams 1972; Mc Connel and Davies 1992; Poulin et al. 1994). Many studies (Grimby and Sodderholm 1962; Hanson et al. 1968; Montoye 1982; Prioux et al. 2000) and reported that the respiratory equivalent for oxygen ($\dot{V}_E/\dot{V}O_2$) attained during submaximal exercise increased with age. In addition, Johnson and Dempsey (1991) showed that elderly subjects exhibited a higher ventilatory response at a given submaximal metabolic demand (Johnson and Dempsey 1991); thus the minute ventilation/oxygen uptake ($\dot{V}_E/\dot{V}O_2$) and the minute ventilation/carbon dioxide output ($\dot{V}_E/\dot{V}CO_2$) were elevated.

Despite the differences in ventilatory responses observed between the young and the old subjects, the coupling of magnetometers could be used in different populations. Indeed, the individual calibration maneuver make it possible to adapt the coefficients to different types of breathing, and therefore to use this device in different populations (children, adolescents, adults, sportsman, elderly).

The coefficients of determination of \dot{V}_E in the standing condition ($r^2 = 0.75$) and exercise condition ($r^2 = 0.74$) are similar. On the other hand, the coefficient of determination in the sitting condition is slightly lower ($r^2 = 0.66$). This difference may be explained by the posture adopted by the subjects. Indeed, when a subject is seated, the sensor

500 placed on the level of the abdomen can be in a position that
 501 does not make it possible to report precise abdominal
 502 movements associated with respiration. This misconfigu-
 503 ration can be associated with the soft tissues located on the
 504 abdomen. However, the relation between $\dot{V}_{E \text{ mag}}$ and $\dot{V}_{E \text{ spiro}}$
 505 is significant ($p < 0.001$) and the average percentage dif-
 506 ference between $\dot{V}_{E \text{ mag}}$ and $\dot{V}_{E \text{ spiro}}$ is weak: 10.44%
 507 (± 5.58), 10.74% (± 5.85), and 12.06% (± 7.82) in sitting,
 508 standing, and exercise conditions, respectively (Table 2). It
 509 is important to note that the mean differences between
 510 $\dot{V}_{E \text{ mag}}$ and $\dot{V}_{E \text{ spiro}}$ in resting and exercise conditions in our
 511 study (Table 2) are in relation to the study of McCool
 512 (2002). These authors did not specify the means difference
 513 between $\dot{V}_{E \text{ mag}}$ and $\dot{V}_{E \text{ spiro}}$ but only the means difference
 514 between $V_{T \text{ mag}}$ and $V_{T \text{ spiro}}$. These differences were 10.1%
 515 (± 6.6) and 13.5% (± 8.6) in resting and exercise condi-
 516 tions, respectively. These results show that a method of
 517 measurement based on the coupling of magnetometers
 518 allows for a satisfactory measurement of ventilatory
 519 parameters (\dot{V}_E and V_T) in sitting, standing, and exercise
 520 conditions.

521 The accuracy of this device was evaluated over a range
 522 of \dot{V}_E comprising measurements of the 12 subjects in sit-
 523 ting, standing, and walking exercises on a treadmill. The
 524 tendency of the magnetometers to underestimate the values
 525 of \dot{V}_E can be reflected by the 95% confidence intervals
 526 (Fig. 7). This underestimation was observed for each of the
 527 three conditions of measurement. When the results were
 528 analyzed individually, there were some subjects with
 529 whom $\dot{V}_{E \text{ mag}}$ was overestimated. Another interesting result
 530 of this study is that the calibration maneuver provided
 531 satisfactory results for each subject presenting different
 532 anthropometric characteristics (Table 1). For example, the
 533 calibration maneuver was satisfactory for subject 7
 534 (168 cm, 57 kg and 9.1% fatty mass) whose anthropo-
 535 metric characteristics were very different from subject 8
 536 (191 cm, 96 kg, and 15.6% fatty mass).

537 Thus, potential applications of this device are extensive.
 538 The first application would be to estimate EE by only using
 539 the measurement of \dot{V}_E . This application is based on the
 540 relationship between both $\dot{V}_E - \dot{V}O_2$ and $\dot{V}O_2 - EE$ (Saltin and
 541 Astrand 1967). This study aims to compare EE estimates
 542 by magnetometers to EE estimates by indirect calorimetry.
 543 This comparison will be carried out during NEAT activities
 544 (sitting, standing, and walking). This work will be the next
 545 object of our experiment.

546 Other applications would be possible. This system can
 547 be integrated into clothing to allow even less invasive \dot{V}_E
 548 measurement. This clothing could also integrate the mea-
 549 surement of other parameters (for example, accelerometry,
 550 heart rate, heat flux,...) and thus still improve EE estima-
 551 tion of the subject. The non-invasive character of the
 552 clothing would also make it possible to investigate other

populations (children, teenagers, elderly, or sportsmen). 553
 The non-invasive measurement of \dot{V}_E by a capteurized 554
 clothing system could also be used in a wide range of 555
 activities (automobile sports, freefall,...). 556

Conclusion 557

This new device and calibration maneuver seem valid tools 558
 for measuring \dot{V}_E in sitting and standing positions at rest 559
 and during walking exercises on a treadmill. These activ- 560
 ities are composed of NEAT and show that this device can 561
 be used in daily life activities. We expect that this new 562
 system, which is light, portable, easy to wear, non-invasive, 563
 allows freedom of movement, and is operated by radio 564
 transmission, will make it possible to estimate EE in free- 565
 living conditions and to characterize more precisely the 566
 physical activity of different populations. 567

Acknowledgments The authors wish to acknowledge all the sub- 568
 jects for their participation in the study. 569

Conflict of interest statement This study was funded through the 570
 SVP (“SurVeiller pour Prévenir”) and the “PucesCom.Santé” pro- 571
 ject. There is no conflict of interest in this research. The six authors 572
 have participated in the development and implementation of the 573
 protocol and to write this article. 574

References 577

- Aaron EA, Seow KC, Johnson BD, Dempsey JA (1992) Oxygen cost 578
 of exercise hyperpnea: implications for performance. *J Appl* 579
Physiol 72:1818–1825 580
 Achten J, Jeukendrup AE (2003) Heart rate monitoring: applications 581
 and limitations. *Sports Med* 33:517–538 582
 Boucard DR, Trudeau F (2008) Estimation of energy expenditure in 583
 a work environment: comparison of accelerometry and oxygen 584
 consumption/heart rate regression. *Ergonomics* 51:663–670 585
 Brage S, Brage N, Franks PW, Ekelund U, Wareham NJ (2005) 586
 Reliability and validity of the combined heart rate and movement 587
 sensor Actiheart. *Eur J Clin Nutr* 59:561–570 588
 Brischetto MJ, Millman RP, Peterson DD, Silage DA, Pack AI (1984) 589
 Effect of aging on ventilatory response to exercise and CO_2 . 590
J Appl Physiol 56:1143–1150 591
 Corder K, Brage S, Wareham NJ, Ekelund U (2005) Comparison of 592
 PAEE from combined and separate heart rate and movement 593
 models in children. *Med Sci Sports Exerc* 37:1761–1767 594
 Corder K, Brage S, Ekelund U (2007) Accelerometers and pedom- 595
 eters: methodology and clinical application. *Curr Opin Clin Nutr* 596
Metab Care 10:597–603 597
 Crouter SE, Churilla JR, Bassett DR Jr (2008) Accuracy of the 598
 Actiheart for the assessment of energy expenditure in adults. *Eur* 599
J Clin Nutr 62:704–711 600
 Davidson L, McNeill G, Haggarty P, Smith JS, Franklin MF (1997) 601
 Free-living energy expenditure of adult men assessed by 602
 continuous heart-rate monitoring and doubly-labelled water. *Br* 603
J Nutr 78:695–708 604

- 605 De Vries HA, Adams GM (1972) Comparison of exercise responses
606 in old and young men. II. Ventilatory mechanics. *J Gerontol*
607 27:349–352
- 608 Durmin JV, Edwards RG (1955) Pulmonary ventilation as an index of
609 energy expenditure. *Q J Exp Physiol Cogn Med Sci* 40:370–377
- 610 Ford AB, Hellerstein HK (1959) Estimation of energy expenditure
611 from pulmonary ventilation. *J Appl Physiol* 14:891–893
- 612 Fruin ML, Rankin JW (2004) Validity of a multi-sensor armband in
613 estimating rest and exercise energy expenditure. *Med Sci Sports*
614 *Exerc* 36:1063–1069
- 615 Garet M, Boudet G, Montaurier C, Vermorel M, Coudert J, Chamoux
616 A (2005) Estimating relative physical workload using heart rate
617 monitoring: a validation by whole-body indirect calorimetry. *Eur*
618 *J Appl Physiol* 94:46–53
- 619 Gibson GJ, Pride NB, O’Cain C, Quagliato R (1976) Sex and age
620 differences in pulmonary mechanics in normal nonsmoking
621 subjects. *J Appl Physiol* 41:20–25
- 622 Grimby G, Sodderholm B (1962) Energy expenditure of men in
623 different age groups during level walking and bicycle ergometry.
624 *Scand J Clin Lab Invest* 14:321–328
- 625 Hanson JS, Tabakin BS, Levy AM, Hill DB (1968) Comparative
626 exercise-cardiorespiratory performance of normal men in the
627 third, fourth and fifth decades of life. *Circulation* 37:345–360
- 628 Haskell WL, Yee MC, Evans A, Irby PJ (1993) Simultaneous
629 measurement of heart rate and body motion to quantitate
630 physical activity. *Med Sci Sports Exerc* 25:109–115
- 631 Jakicic JM, Marcus M, Gallagher KI, Randall C, Thomas E, Goss FL,
632 Robertson RJ (2004) Evaluation of the SenseWear Pro Armband
633 to assess energy expenditure during exercise. *Med Sci Sports*
634 *Exerc* 36:897–904
- 635 Johnson BD, Dempsey JA (1991) Demand vs. capacity in the aging
636 pulmonary system. *Exerc Sport Sci Rev* 19:171–210
- 637 King GA, Torres N, Potter C, Brooks TJ, Coleman KJ (2004)
638 Comparison of activity monitors to estimate energy cost of
639 treadmill exercise. *Med Sci Sports Exerc* 36:1244–1251
- 640 Levine JA, Eberhardt NL, Jensen MD (1999) Role of nonexercise
641 activity thermogenesis in resistance to fat gain in humans.
642 *Science* 283:212–214
- 643 Livingstone MB, Coward WA, Prentice AM, Davies PS, Strain JJ,
644 McKenna PG, Mahoney CA, White JA, Stewart CM, Kerr MJ
645 (1992) Daily energy expenditure in free-living children: com-
646 parison of heart-rate monitoring with the doubly labeled water
647 (2H₂(18)O) method. *Am J Clin Nutr* 56:343–352
- 648 Mc Connel AK, Davies CTM (1992) A comparison of the ventilatory
649 responses to exercise of elderly and younger humans. *J Gerontol*
650 *Biol Sci* 47:B137–B141
- 651 McCool FD, Paek D (1993) Measurements of ventilation in freely
652 ranging subjects. *Res Rep Health Eff Inst* 1–17; (discussion 57–
653 69)
- 654 McCool FD, Kelly KB, Loring SH, Greaves IA, Mead J (1986)
655 Estimates of ventilation from body surface measurements in
656 unrestrained subjects. *J Appl Physiol* 61:1114–1119
- 657 McCool FD, Wang J, Ebi KL (2002) Tidal volume and respiratory
658 timing derived from a portable ventilation monitor. *Chest*
659 122:684–691
- 660 Mittman C, Edelman NH, Norris AH, Shock NW (1965) Relationship
661 between chest wall and pulmonary compliance and age. *J Appl*
662 *Physiol* 20:1211–1216
- Montoye HJ (1982) Age and oxygen utilization during submaximal
treadmill exercise in males. *J Gerontol* 37:396–402
- Nilsson A, Brage S, Riddoch C, Anderssen SA, Sardinha LB,
Wedderkopp N, Andersen LB, Ekelund U (2008) Comparison of
equations for predicting energy expenditure from accelerometer
counts in children. *Scand J Med Sci Sports* 18:643–650
- Ohkawara K, Tanaka S, Ishikawa-Takata K, Tabata I (2008) Twenty-
four-hour analysis of elevated energy expenditure after physical
activity in a metabolic chamber: models of daily total energy
expenditure. *Am J Clin Nutr* 87:1268–1276
- Paek D, McCool FD (1992) Breathing patterns during varied
activities. *J Appl Physiol* 73:887–893
- Plasqui G, Westerterp KR (2007) Physical activity assessment with
accelerometers: an evaluation against doubly labeled water.
Obesity (Silver Spring) 15:2371–2379
- Poulin MJ, Cunningham DA, Paterson DH, Rechnitzer PA, Eccle-
stone NA, Koval JJ (1994) Ventilatory response to exercise in
men and women aged 55 to 86 years of age. *Am J Respir Crit*
Care Med 149:408–415
- Prioux J, Ramonatxo M, Hayot M, Mucci P, Préfaut C (2000) Effect
of ageing on the ventilatory response and lactate kinetics during
incremental exercise in man. *Eur J Appl Physiol* 81:100–107
- Rousselle JG, Blascovich J, Kelsey RM (1995) Cardiorespiratory
response under combined psychological and exercise stress. *Int J*
Psychophysiol 20:49–58
- Saltin B, Astrand PO (1967) Maximal oxygen uptake in athletes.
J Appl Physiol 23:353–358
- Schneider PL, Crouter SE, Lukajic O, Bassett DR Jr (2003) Accuracy
and reliability of 10 pedometers for measuring steps over a 400-
m walk. *Med Sci Sports Exerc* 35:1779–1784
- Schneider PL, Crouter SE, Bassett DR (2004) Pedometer measures of
free-living physical activity: comparison of 13 models. *Med Sci*
Sports Exerc 36:331–335
- Smith JC, Mead J (1986) Three degree of freedom description of
movement of the human chest wall. *J Appl Physiol* 60:928–934
- Snodgrass JJ, Leonard WR, Tarskaia LA, Schoeller DA (2006) Total
energy expenditure in the Yakut (Sakha) of Siberia as measured
by the doubly labeled water method. *Am J Clin Nutr* 84:798–806
- Spurr GB, Prentice AM, Murgatroyd PR, Goldberg GR, Reina JC,
Christman NT (1988) Energy expenditure from minute-by-
minute heart-rate recording: comparison with indirect calorim-
etry. *Am J Clin Nutr* 48:552–559
- Thomas E (2005) Validation of heat flux technology to assess energy
expenditure during exercise. University of Pittsburgh, Pittsburgh
- Turner JM, Mead J, Wohl ME (1968) Elasticity of human lungs in
relation to age. *J Appl Physiol* 25:664–671
- Wasserman K, Van Kessel AL, Burton GG (1967) Interactions of
physiological mechanisms during exercise. *J Appl Physiol*
22:71–85
- Wasserman K, Whipp B, Casaburi R (1986) Respiratory control
during exercise. In: Fishman A, Cherniak NS, Widdicombe JG
(eds) *Handbook of physiology: the respiratory system, a control*
of breathing. American Physiological Society, Bethesda MD,
pp 595–620

A new monitoring device to estimate energy expenditure from body surface measurements

Steven Gastinger¹✉, Hamid Sefati², Guillaume Nicolas¹, Anthony Sorel¹, Arlette Gratas-Delamarche¹ and Jacques Prioux³

¹M2S Laboratory, Physiology and Biomechanics, UFR APS University of Rennes 2, 35044 Rennes Cedex, France

²University Rennes 1. 263 avenue Général Leclerc. CS 74205 - 35042 Rennes Cedex

³ENS – Cachan, Antenne de Bretagne, Campus de Ker-Lann, 35170 Bruz Cedex, France

Abstract

Purpose: To validate a new device to estimate energy expenditure from the only measurement of the rib cage, abdominal and chest wall distances. The variations of distances, measured by the two pairs of electromagnetic coils, allow to estimating the ventilation (\dot{V}_E). Then, energy expenditure (EE) is estimated from an individual relationship between \dot{V}_E and EE. **Methods:** Eleven participants were recruited for the study (27.6 ± 5.4 years; 73.7 ± 9.7 kg). Each subject took part in two tests. Test 1 aimed at determining the individual relationships between ventilation (\dot{V}_E -calibration) and energy expenditure ($EE_{\text{calibration}}$) during light to moderate activities. Test 2 aimed at comparing the two pairs of electromagnetic coils and the indirect calorimetry to measure ventilation (\dot{V}_E -validation) and estimate energy expenditure ($EE_{\text{validation}}$) in sitting and standing positions and during walking at 4, 5 and 6 km.h⁻¹. **Results:** Test 2 compare EE measured by indirect calorimetry ($EE_{\text{IC-validation}}$) and estimated by the two pairs of electromagnetic coils ($EE_{\text{mag-validation}}$). The mean values of EE measured versus estimated was 1.67 ± 0.29 kcal.min⁻¹ vs 1.61 ± 0.47 kcal.min⁻¹, 1.67 ± 0.32 kcal.min⁻¹ vs 1.75 ± 0.48 kcal.min⁻¹, 4.35 ± 0.70 kcal.min⁻¹ vs 4.43 ± 0.86 kcal.min⁻¹, 5.24 ± 0.71 kcal.min⁻¹ vs 5.09 ± 1.15 kcal.min⁻¹ and 6.79 ± 1.05 kcal.min⁻¹ vs 6.82 ± 1.37 kcal.min⁻¹ for sitting, standing and walking at 4, 5 and 6 km.h⁻¹, respectively. There is no significant difference between $EE_{\text{IC-validation}}$ and $EE_{\text{mag-validation}}$ for each activity. **Conclusion:** The two pairs of electromagnetic coils provide similar estimates of EE in body posture and walking exercises, compared to indirect calorimetry. This study validates a new device, able to estimate EE from the only body surface measurements.

Key words: Energy expenditure, electromagnetics coils, rest condition, exercise condition

Introduction

Physical activity (PA) and increasing energy expenditure (EE) are associated with reduced morbidity and mortality in many chronic diseases including cardiovascular disease, diabetes mellitus, and some forms of cancer (11, 12, 29, 33, 40, 47, 53). The precise measurement of PA is important in characterizing the dose–response relationship between PA and health outcomes (6), in specifying which dimension of activity is most important and finally in determining changes in lifestyle (21, 48). Therefore, a need for noninvasive, accurate and valid methods for the measurement of PA and predicting EE is justified when

addressing important health issues. Furthermore, the self-monitoring of daily EE may increase awareness regarding the levels of EE needed to reduce health problems associated with physical inactivity (eg, obesity and type 2 diabetes) and serve as a useful element to promote lifestyle changes (29, 47, 51).

There are two ways to evaluate PA, either by recording body movements (pedometers and accelerometers), or by measuring their physiological consequences (heat loss, oxygen consumption, and heart rate). Direct calorimetry, indirect calorimetry, and the doubly labelled water method are considered as the most accurate methods to assess PA by measuring heat loss, oxygen consumption or elimination rates of deuterium and oxygen-18 and translating it into EE. However, because of their cost and technical demands, they are limited to small, experimental studies, but they can be used as criterion methods in validation studies (18, 24). Current methodologies incorporate the use of portable electronic monitors of motion to objectively quantify PA and EE. Among these devices, accelerometers are becoming increasingly popular and are often used to predict EE and to classify levels of PA (9, 34, 38). Pedometers and accelerometers, generally located on the hip, are unable to detect arm movements, or external work done in lifting or pushing objects, which may represent a considerable component of lifestyle (5). Heart rate (HR) monitors are valuable tools in providing valid measurements when compared with electrocardiograms (27, 31, 45). Furthermore, because HR is linearly related to oxygen consumption ($\dot{V}O_2$) for dynamic activities involving large muscle groups (8, 41), it can provide a reasonable estimate of EE during exercise (7, 15). Nevertheless, HR could be increased by emotions like anxiety, the rise in body temperature, or as a postexercise response lag without an associated increase in EE (1). The combining of accelerometry with heart rate or heat flux monitoring has increased the accuracy in assessing PA (10, 18, 26, 28, 46). This procedure however should be validated and increase the precision in specific study populations (3, 4, 52).

In view of all existing methods, we developed a new device which aims at estimating an accurate EE while providing a portable and non-invasive solution. Thus, we intend to explore pulmonary ventilation (\dot{V}_E) to estimate EE. Indeed, two studies suggest that \dot{V}_E could be an index of EE (13, 17). \dot{V}_E is especially interesting because Durin

Received: April 2010

and Edwards report that during light and moderate exercise, when \dot{V}_E is less than $50 \text{ l}\cdot\text{min}^{-1}$, $\dot{V}\text{O}_2$ is directly proportional to \dot{V}_E . Another study confirms this result and shows that \dot{V}_E is strongly correlated with $\dot{V}\text{O}_2$, and confirms the interest to looking for \dot{V}_E to estimate EE (20). Furthermore Durnin and Edwards suggest the construction of a separate regression line for each subject, using the two variables \dot{V}_E and EE. These individual relationships ($\text{EE} = f(\dot{V}_E)$) are important to establish because the linear range covers the vast majority of everyday physical activities. The new device developed in this study, is composed of a case (298g, $2 \times 10.5 \times 12.5 \text{ cm}$) and 4 electromagnetic coils (two transmitters and two receivers) placed on the rib cage, the abdomen and the spinal column of the subject (Figure 1). This configuration makes it possible to measure the variations of distances on the levels of the rib cage, the abdomen and the chest wall, and hence estimate the tidal volume (V_T) and \dot{V}_E of the subject (19). Moreover, this apparatus preserves the freedom of movement of the subject through the transmission of measurements to a PC via radio waves, with a range of up to 30 meters.

This methodological study is the first to test a system based on two pairs of electromagnetic coils to estimate EE. For this reason, we realized these first experiments under controlled laboratory conditions, in resting conditions (sitting and standing) and during walking exercises on a treadmill.

The purpose of this study is to validate our method by comparing the values of EE estimated by two pairs of electromagnetic coils, with the values of EE measured by a system of indirect calorimetry, during resting and moderate exercise conditions.

Methods

Subjects

Eleven healthy males, aged 27.6 ± 5.4 years, voluntarily took part in this study (Height: $179.1 \pm 5.7 \text{ cm}$ [range: 191-168], Weight: $73.7 \pm 9.7 \text{ kg}$ [range: 98-58], Fatty mass: 14.2 ± 4.02 [range: 20.3-8.6]). This study was conducted according to the guidelines laid down in the Declaration of Helsinki, and all procedures involving human subjects were approved by the local ethics committee of the Université Rennes1. Written informed consent was obtained from all subjects. None of the subjects reported respiratory or cardiac disease, hypertension, or was known to be suffering from any other chronic disease.

Experimental Protocol (Figure 2)

In this study, each subject took part in two tests (Tests 1 and 2). The two tests were separated with an interval of 24 hours. These tests were conducted under controlled laboratory conditions.

Test 1: The subjects participated in five successive activities with an interval of 10 minutes between each at rest in a sitting position. Each subject performed these five activities in the same order. Each activity was composed of 5 minutes of measurement to ensure an oxygen uptake ($\dot{V}\text{O}_2$) steady state. To confirm the steady state of $\dot{V}\text{O}_2$ we

verified that during the last minute of exercise $\dot{V}\text{O}_2$ varied in the range of $\pm 0.15 \text{ l}\cdot\text{min}^{-1}$ (44). The first carried out activity was a rest period in sitting position. A reference position was maintained by all subjects: back straight, hands on knees and heels on the ground. The second activity was a rest period in standing position. The reference position applied by the subjects was to keep the back straight, arms along the body and legs apart at shoulder distance. The following three activities were walking exercises on treadmill at 4, 5 and $6 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$. The subjects had to walk in a natural way.

Test 2: This test was composed of physical activities of different intensities. These activities are composed body posture (sitting and standing) and of ambulatory activities (walking at 4, 5 and $6 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$). The subjects performed these activities in random order. Each activity was initialized with a warm-up period (3 min), followed by 5 minutes of recording, and was separated by 10 minutes at rest in a sitting position.

Measurements

Gas exchange measurements Breath-by-breath measurements of gas exchange were made using an indirect calorimetry (IC) system, the MetaLyser 3B-R2 (Cortex Biophysic, Leipzig, Germany). Expiratory airflow was measured with a volume transducer (Triple \dot{V} ® turbine, digital) connected to an O_2 analyser. Expired gases were analysed for oxygen (O_2) with electrochemical cells and for carbon dioxide (CO_2) output with the ND infrared analyser. Before each test, the MetaLyser 3B-R2 was calibrated according to manufacturers' guidelines. After a 60-min warm-up period, the CO_2 and O_2 analysers were calibrated against room air as well as a reference gas of known composition (5% CO_2 , 15% O_2 , and 80% N), and the volume was calibrated by five inspiratory and expiratory strokes with a 3-litre pump. Oxygen uptake ($\dot{V}\text{O}_2$), carbon dioxide production ($\dot{V}\text{CO}_2$) and ventilation (\dot{V}_{EIC}) were measured and displayed continuously on the computer screen. The entire data ($\dot{V}\text{O}_2$ and \dot{V}_{EIC}) during each breath was calculated, and the sampled data transferred breath-by-breath to a PC for real time display. The recorded data was saved in the internal database of MetaSoft® for a precise performance analysis after the test.

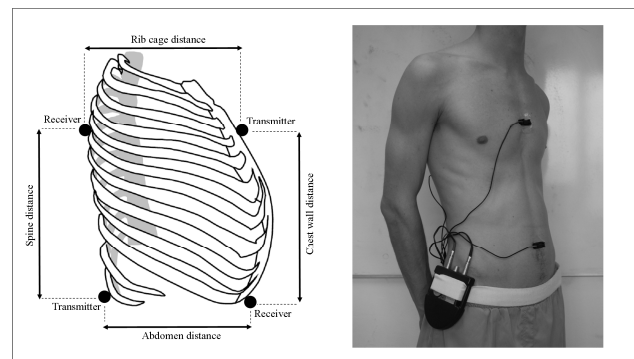


Figure 1. Configuration and placement of the two pairs of electromagnetic coils on the subject

Non-invasive method to estimate ventilation A new device (Nomics - WSL2, Liege Science Park, Belgium) was developed to estimate ventilation (19). The whole

device includes two pairs of electromagnetic coils securely connected to a case. One pair of electromagnetic coils is composed of a transmitter and a receiver (diameter = 0.5 cm, length = 2.5 cm). The case (2 × 10.5 × 12.5 cm) is powered with 2 AA battery of 2500 mAh and is carried on the hip via an elastic strap. The whole device weights 298g (batteries included). The capacity of the device exceeds 20 hours of recording. The apparatus communicates with the PC via radio wave frequencies at RF 2.4GHz. The transmission range of the apparatus is approximately 30 meters.

The subject was equipped with the central case Nomics placed on the right hip, which was connected to two pairs of electromagnetic coils. The anteroposterior displacement of the rib cage and abdomen and the axial displacements of the chest wall and the spine were measured using two pairs of electromagnetic coils. Each electromagnetic coil was fixed on the subject via small plastic notches, and fixed on the skin of the subject via adhesive tape (double-sided scotch tape). Thus, no sensor was in

direct contact with the skin of the subject. The device is made up of a circuitry of two transmitters and two receivers. Each receiver is able to receive information from both transmitters. The first transmitter coil was placed in an anterior position at the midsternal level. The first receiver was placed in the posterior position over the spine at the midsternal level. The second receiver was placed anteriorly in the midline of the abdominal wall just above the umbilicus. Finally, the second transmitter was placed in a posterior position over the spine at the level of the umbilicus. This configuration is necessary to estimate \dot{V}_E of the subject. The variations of the four distances measured by the electromagnetic coils are recorded at a frequency of 15.625 Hz. These four variations of distances were visualized in real-time on a PC thanks to computer software (Chestosoft, Nomics). All measurements of the electromagnetic coils were exported as Matlab files for processing. Based on this process the values of ventilation were determined (\dot{V}_{Emag}).

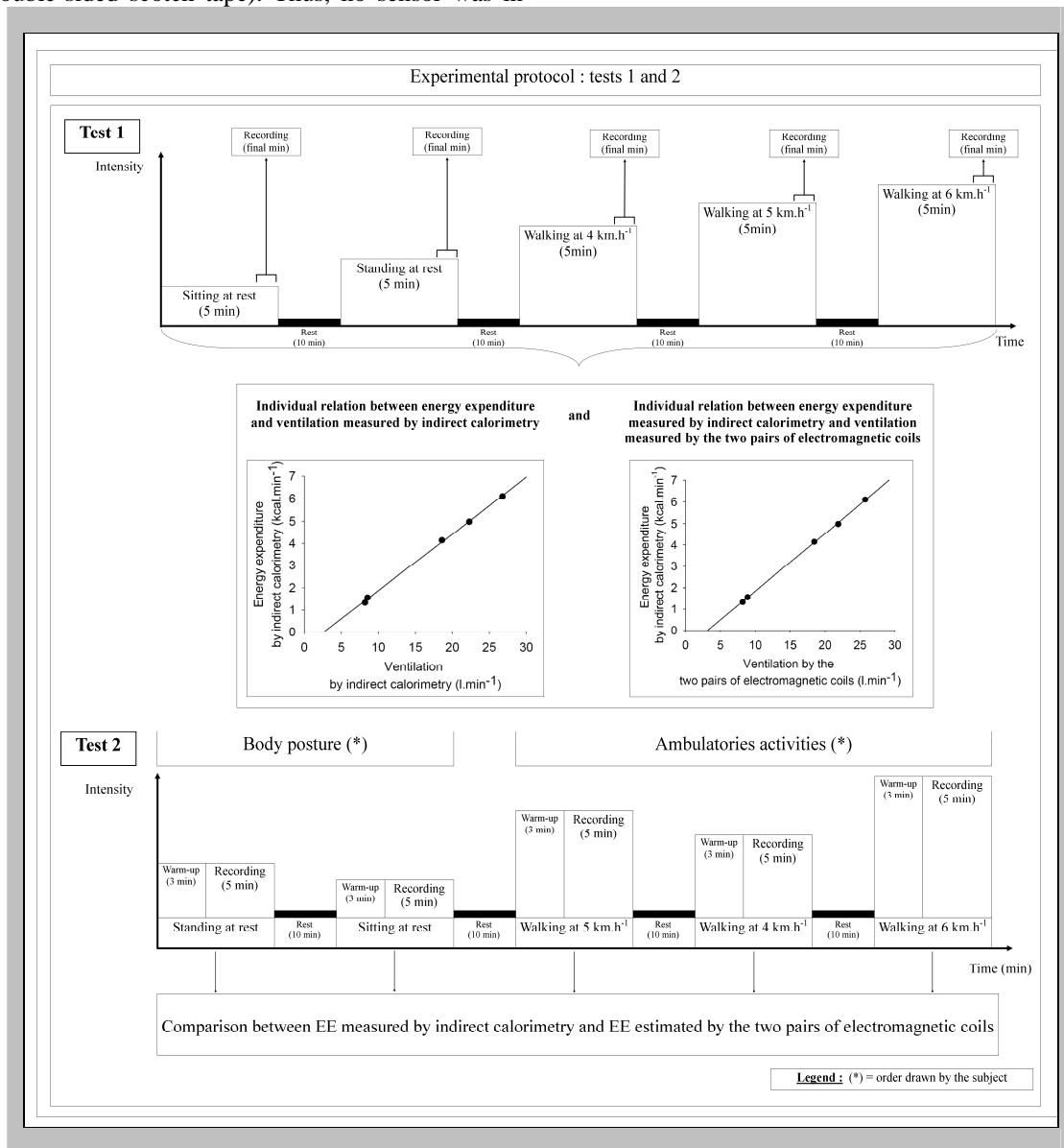


Figure 2. Details of the experimental protocol (Tests1 and 2)

Data Analysis

Test 1: Calibration. The data of $\dot{V}O_2$, $\dot{V}_{EIC\text{-calibration}}$, $\dot{V}_{Emag\text{-calibration}}$ and respiratory exchange ratio (RER) were averaged over the last minute of each activity (sitting, standing and walking at 4, 5, 6 km.h⁻¹) in order to establish the individual relationship of each subject between $\dot{V}_{EIC\text{-calibration}}$ and energy expenditure determined firstly by indirect calorimetry during Test 1 ($EE_{IC\text{-calibration}}$) and secondly between $\dot{V}_{Emag\text{-calibration}}$ and $EE_{IC\text{-calibration}}$ (Figure 2). $EE_{IC\text{-calibration}}$ was obtained by multiplying $\dot{V}O_2$ by the energy equivalent of oxygen (EEO₂). The value of EEO₂ was obtained by the table of respiratory exchange ratio (RER) proposed by Peronnet and Massicotte (37). $EE_{IC\text{-calibration}}$ was expressed as kcal.min⁻¹. For both relationships $EE_{IC\text{-calibration}} = f(\dot{V}_{EIC\text{-calibration}})$ and $EE_{IC\text{-calibration}} = f(\dot{V}_{Emag\text{-calibration}})$ the equations of the linear regression and the coefficients of determination (r^2) were calculated (Table 1).

Test 2: Validation. The data of $\dot{V}O_2$, $\dot{V}_{EIC\text{-validation}}$, $\dot{V}_{Emag\text{-validation}}$ and respiratory exchange ratio (RER) were averaged over the 5 minutes of each activity (sitting, standing and walking at 4, 5, 6 km.h⁻¹). The following parameters were calculated during this period of 5 minutes : 1/ $EE_{IC\text{-validation}}$ was the reference energy expenditure obtained by the indirect calorimetry during Test 2; 2/ $EE_{mag\text{-validation}}$ was the energy expenditure obtained by two pairs of electromagnetic coils calculated by each individual relationship $EE_{IC\text{-calibration}} = f(\dot{V}_{Emag\text{-calibration}})$ determined during Test 1.

Statistical analysis

Test 2: A two-factor repeated measure ANOVA was performed to assess differences in the measurement of \dot{V}_E and EE by indirect calorimetry and two pairs of electromagnetic coils ($\dot{V}_{EIC\text{-validation}}$ vs $\dot{V}_{Emag\text{-validation}}$ and $EE_{IC\text{-validation}}$ vs $EE_{mag\text{-validation}}$). The data were analyzed separately for each condition of the protocol (sitting, standing,

walking at 4, 5 and 6 km.h⁻¹). The coefficients of determination (r^2) were calculated to compare $EE_{mag\text{-validation}}$ and $EE_{IC\text{-validation}}$. The Bland and Altman method was used to assess the 95% confidence interval and the bias (mean difference) to compare $EE_{mag\text{-validation}}$ and $EE_{IC\text{-validation}}$. Results were considered statistically significant for $p < 0.05$.

Results

Test 1

The individual relationships $EE_{IC\text{-calibration}} = f(\dot{V}_{EIC\text{-calibration}})$ and $EE_{IC\text{-calibration}} = f(\dot{V}_{Emag\text{-calibration}})$ are presented in Table 1. The relationship $EE_{IC\text{-calibration}} = f(\dot{V}_{EIC\text{-calibration}})$ is characterized for all subjects by coefficients of determination $r^2 = 0.99$, except for subject 11, where the coefficient is $r^2 = 0.98$. The same result is observed for the relationship $EE_{IC\text{-calibration}} = f(\dot{V}_{Emag\text{-calibration}})$.

Test 2

Figure 3A shows the mean ventilation values measured by indirect calorimetry ($\dot{V}_{EIC\text{-validation mean}}$) and estimated by two pairs of electromagnetic coils ($\dot{V}_{Emag\text{-validation mean}}$) for all the subjects in the different activities. The two-factor repeated measures ANOVA showed that, there is no significant difference between $\dot{V}_{EIC\text{-validation mean}}$ and $\dot{V}_{Emag\text{-validation mean}}$ for each activity, and that these parameters are gradually increasing with exercise intensity ($p < 0.001$).

Figure 3B shows the mean energy expenditure values measured by indirect calorimetry ($EE_{IC\text{-validation mean}}$) and estimated by two pairs of electromagnetic coils ($EE_{mag\text{-validation mean}}$) for all the subjects in the different activities. The two-factor repeated measures ANOVA showed that, there is no significant difference between $EE_{IC\text{-validation mean}}$ and $EE_{mag\text{-validation mean}}$ for each activity. It also shows that, EE ($EE_{IC\text{-validation}}$ and $EE_{mag\text{-validation}}$) is gradually increasing with exercise intensity ($p < 0.001$).

Table 1. Individual relationship between ventilation and energy expenditure measured with indirect calorimetry ($\dot{V}_{EIC\text{-calibration}}/EE_{IC\text{-calibration}}$) and between ventilation measured by the two pairs of electromagnetic coils and energy expenditure measured with indirect calorimetry ($\dot{V}_{Emag\text{-calibration}}/EE_{IC\text{-calibration}}$)

Subjects	$EE_{IC\text{-calibration}} = f(\dot{V}_{EIC\text{-calibration}})$	r^2	$EE_{IC\text{-calibration}} = f(\dot{V}_{Emag\text{-calibration}})$	r^2
1	$DE_{CI\text{-calib}} = 0.2626 \times \dot{V}_{EIC\text{-calib}} - 0.7600$	$r^2 = 0.99$	$DE_{CI\text{-calib}} = 0.2613 \times \dot{V}_{Emag\text{-calib}} - 0.7624$	$r^2 = 0.99$
2	$DE_{CI\text{-calib}} = 0.2348 \times \dot{V}_{EIC\text{-calib}} - 0.8441$	$r^2 = 0.99$	$DE_{CI\text{-calib}} = 0.2336 \times \dot{V}_{Emag\text{-calib}} - 0.7285$	$r^2 = 0.99$
3	$DE_{CI\text{-calib}} = 0.2625 \times \dot{V}_{EIC\text{-calib}} - 0.9841$	$r^2 = 0.99$	$DE_{CI\text{-calib}} = 0.2613 \times \dot{V}_{Emag\text{-calib}} - 0.9665$	$r^2 = 0.99$
4	$DE_{CI\text{-calib}} = 0.2541 \times \dot{V}_{EIC\text{-calib}} - 0.6648$	$r^2 = 0.99$	$DE_{CI\text{-calib}} = 0.2692 \times \dot{V}_{Emag\text{-calib}} - 0.8511$	$r^2 = 0.99$
5	$DE_{CI\text{-calib}} = 0.2227 \times \dot{V}_{EIC\text{-calib}} - 0.4173$	$r^2 = 0.99$	$DE_{CI\text{-calib}} = 0.2155 \times \dot{V}_{Emag\text{-calib}} - 0.2014$	$r^2 = 0.99$
6	$DE_{CI\text{-calib}} = 0.2253 \times \dot{V}_{EIC\text{-calib}} - 0.3050$	$r^2 = 0.99$	$DE_{CI\text{-calib}} = 0.2232 \times \dot{V}_{Emag\text{-calib}} - 0.1088$	$r^2 = 0.99$
7	$DE_{CI\text{-calib}} = 0.2313 \times \dot{V}_{EIC\text{-calib}} - 0.1089$	$r^2 = 0.99$	$DE_{CI\text{-calib}} = 0.2080 \times \dot{V}_{Emag\text{-calib}} + 0.3419$	$r^2 = 0.99$
8	$DE_{CI\text{-calib}} = 0.2303 \times \dot{V}_{EIC\text{-calib}} - 0.2980$	$r^2 = 0.99$	$DE_{CI\text{-calib}} = 0.2279 \times \dot{V}_{Emag\text{-calib}} - 0.3080$	$r^2 = 0.99$
9	$DE_{CI\text{-calib}} = 0.2033 \times \dot{V}_{EIC\text{-calib}} - 0.5300$	$r^2 = 0.99$	$DE_{CI\text{-calib}} = 0.1991 \times \dot{V}_{Emag\text{-calib}} - 0.4991$	$r^2 = 0.99$
10	$DE_{CI\text{-calib}} = 0.2288 \times \dot{V}_{EIC\text{-calib}} - 0.2974$	$r^2 = 0.99$	$DE_{CI\text{-calib}} = 0.2376 \times \dot{V}_{Emag\text{-calib}} - 0.4899$	$r^2 = 0.99$
11	$DE_{CI\text{-calib}} = 0.2542 \times \dot{V}_{EIC\text{-calib}} - 1.1720$	$r^2 = 0.98$	$DE_{CI\text{-calib}} = 0.2523 \times \dot{V}_{Emag\text{-calib}} - 1.1792$	$r^2 = 0.98$

r^2 = coefficient of determination

The mean difference between $EE_{IC-validation}$ and $EE_{mag-validation}$ (bias) was calculated from the sitting, standing and walking exercise data (Table 2). The bias was $0.057 \pm 0.396 \text{ kcal.min}^{-1}$ and $-0.079 \pm 0.321 \text{ kcal.min}^{-1}$ respectively in sitting and standing positions at rest. The bias of the walking exercise was $-0.083 \pm 0.705 \text{ kcal.min}^{-1}$, $0.149 \pm 1.032 \text{ kcal.min}^{-1}$ and $-0.027 \pm 0.952 \text{ kcal.min}^{-1}$ at 4, 5 and 6 km.h^{-1} , respectively. The limits of agreement (95% confidence intervals) for $EE_{mag-validation}$ were -0.339 to $0.453 \text{ kcal.min}^{-1}$ and -0.4 to $0.242 \text{ kcal.min}^{-1}$ for sitting and standing positions at rest, respectively. The limits of agreement for $EE_{mag-validation}$ for walking exercises were slightly higher: -0.788 to $0.622 \text{ kcal.min}^{-1}$, -0.883 to 1.181

kcal.min^{-1} and -0.979 to $0.925 \text{ kcal.min}^{-1}$ at 4, 5 and 6 km.h^{-1} , respectively.

Figure 4 shows the individual differences in energy expenditure between the electromagnetic coils and indirect calorimetry for the sitting and standing activities at rest and the walking exercises at 4, 5 and 6 km.h^{-1} . Individual differences (MAG - IC) in energy expenditure ranged between $+0.74$ and $-0.63 \text{ kcal.min}^{-1}$ for the resting activities (sitting and standing) and between $+1.70$ and $-1.35 \text{ kcal.min}^{-1}$ for the walking activities (4, 5 and 6 km.h^{-1}). For pooled data (sitting and standing at rest and walking exercise) $EE_{IC-validation}$ was significantly correlated with $EE_{mag-validation}$ ($EE_{IC-validation} = 0.351 + 0.912 \times EE_{mag-validation}$, $r^2 = 0.90$, $p < 0.001$).

Table 2. Energy expenditure, mean difference and limits of agreement between indirect calorimetry and the two pairs of electromagnetic coils (Test 2)

Variables	Mean Value (\pm SD) (Indirect Calorimetry, Test 2)	Mean Value (\pm SD) (Electromagnetic coils)	Mean Difference (\pm SD) ($EE_{IC-validation} - EE_{mag-validation}$)	$SD \times 2$	Limits of Agreement
Sitting at rest <i>EE (kcal.min⁻¹)</i>	1.67 (\pm 0.29)	1.61 (\pm 0.47)	0.057 (\pm 0.396)	0.792	-0.339 / 0.453
Standing at rest <i>EE (kcal.min⁻¹)</i>	1.67 (\pm 0.32)	1.75 (\pm 0.48)	-0.079 (\pm 0.321)	- 0.642	-0.4 / 0.242
Walking 4 km.h^{-1} <i>EE (kcal.min⁻¹)</i>	4.35 (\pm 0.70)	4.43 (\pm 0.86)	-0.083 (\pm 0.705)	- 1.401	-0.788 / 0.622
Walking 5 km.h^{-1} <i>EE (kcal.min⁻¹)</i>	5.24 (\pm 0.71)	5.09 (\pm 1.15)	0.149 (\pm 1.032)	2.064	-0.883 / 1.181
Walking 6 km.h^{-1} <i>EE (kcal.min⁻¹)</i>	6.79 (\pm 1.05)	6.82 (\pm 1.37)	-0.027 (\pm 0.952)	- 1.904	-0.979 / 0.925

$EE_{IC-validation}$ = Energy expenditure measured by indirect calorimetry; $EE_{mag-validation}$ = Energy expenditure estimated by the two pairs of electromagnetic coils; SD = Standard Deviation

Discussion

The purpose of this study was to validate a new device to estimate EE, in condition of rest and during moderate exercise, from the non-invasive estimation of \dot{V}_E . This study, exclusively conducted in controlled laboratory conditions, is the first to have tested a system based on two pairs of electromagnetic coils to estimate EE. The first part of our study was to establish the individual relationship between EE (measured from a system of indirect calorimetry) and \dot{V}_E of the subject (measured by indirect calorimetry and estimated by the two pairs of electromagnetic coils). Then, we obtained two relationships: the relationship $EE_{IC-calibration} = f(\dot{V}_{E-IC-calibration})$ and the relationship $EE_{IC-calibration} = f(\dot{V}_{E-mag-calibration})$ (Test 1). This last relationship was used in Test 2 to determine EE from the two pairs of electromagnetic coils. The following activities were carried out during Test 2: sitting at rest, standing at rest, walking at 4, 5 and 6 km.h^{-1} . Each activity was performed during a period of 5 minutes. The results show no significant difference between the values of $EE_{IC-validation}$ and $EE_{mag-validation}$. This result is found for all activities carried out in Test 2. These accurate results, found in sitting and standing conditions at rest, and during walking exercises at 4, 5 and 6 km.h^{-1} , validate our new device which aims at estimating EE under different conditions.

Values of ventilation estimated during sitting and standing condition and during walking at 4, 5 and 6 km.h^{-1} correspond to the values of \dot{V}_E commonly found in the

literature (39, 49). Furthermore, values of energy expenditure estimated during sitting and standing condition and during walking at 4, 5 and 6 km.h^{-1} correspond to the values of EE commonly found in the literature (14, 42).

The individual relationships $EE_{IC-calibration} = f(\dot{V}_{E-IC-calibration})$ and $EE_{IC-calibration} = f(\dot{V}_{E-mag-calibration})$ were linear and correspond to the relationships described in the literature (13, 17, 39). Moreover, the correlations for each subject were strong ($r^2 = 0.98$ or 0.99 , Table 1) which explains the good results in terms of \dot{V}_E and EE.

Ventilation values estimated from the two pairs of electromagnetic coils are not different from values measured by the reference system of indirect calorimetry (Figure 3A). However, other non-invasive and portable devices, based on the respiratory inductive plethysmography (RIP), allow the estimation of \dot{V}_E in a relatively precise way (2, 16, 23, 32, 35, 43). Nevertheless, the RIP technique is based on the evaluation of the movements of the rib cage and the abdomen from a two-degrees-of-freedom model (30). Thus, this technique allows the evaluation of \dot{V}_E through clinical examinations and monitoring of the vital parameters under controlled conditions. Finally, the apparatuses based on the RIP technique do not make it possible to estimate EE from the estimate of \dot{V}_E . Thus, the innovation of our new device lies in this application.

The values of fatty mass of the subjects range between 20.3% and 8.6%. These percentages of fatty mass are in a normal range for healthy male subjects from 22 to 37 years (25). The subjects with the most important percentages of fatty mass (subject n°1 = 20.3%; subject n°8 = 19.0% and subject n°10 = 18.2%) had a slight overweight

(50). Indeed, the body mass index (BMI) of the subject n°1, n°8 and n°10 were 23.2, 24.2 and 26.9 kg.m⁻², respectively. The soft tissues present on the level of the abdomen are low and do not affect the estimate of \dot{V}_E starting from the two pairs of electromagnetic coils. The same observation can be made on other subjects of the study. Thus, the good results obtained from the two pairs of electromagnetic coils to estimate EE, are probably explained by the small percentages of fatty mass and the absence of important soft tissues on the level of the abdomen. It is possible for us to think that the estimate of EE from the two pairs of electromagnetic coils could be more challenging in patients with important overweight.

Indeed, displacements of the soft tissues on the level of the abdomen can involve variations in the abdominal distances without being in relation with breathing. These displacements are even more accentuated during a walking exercise. Indeed, the movement of the hips realized during walking involves oscillations of the soft tissues. It will be necessary to take into account these oscillations to make it possible to estimate \dot{V}_E of the subjects in overweight. Thus, in relation with the fatty mass data and the number of subjects, a limitation to the study could be the size and homogeneity of the recruited sample.

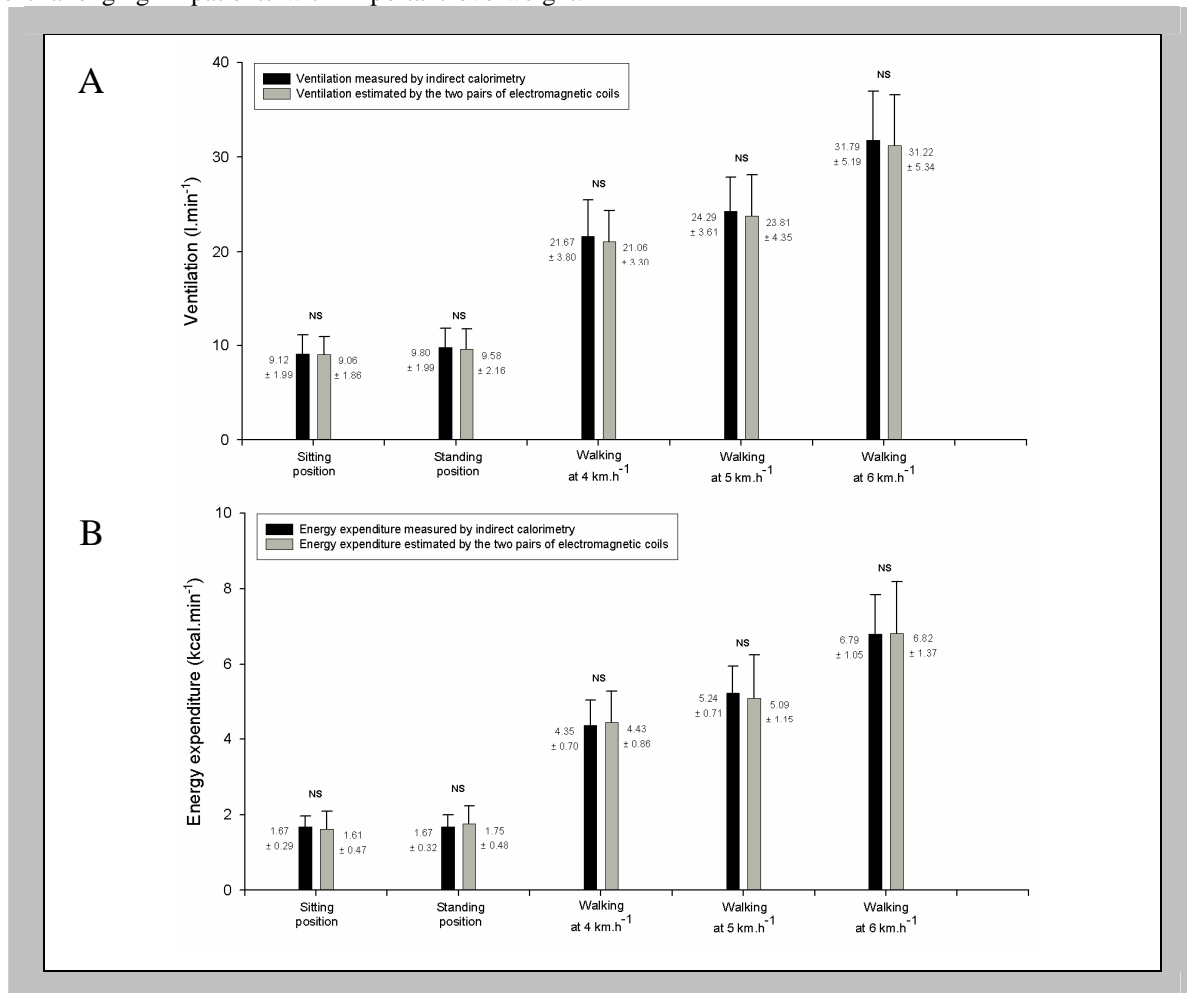


Figure 3. A/ Ventilation measured by indirect calorimetry ($\dot{V}_{E\text{IC-validation mean}}$) and the two pairs of electromagnetic coils ($\dot{V}_{E\text{mag-validation mean}}$) during the five different activities, for the whole of the group. No significant difference between the two methods. B/ Energy expenditure measured by indirect calorimetry ($EE_{\text{IC-validation mean}}$) and estimated by the two pairs of electromagnetic coils ($EE_{\text{mag-validation mean}}$) during the five different activities, for the whole of the group. No significant difference between the two methods

The most interesting result of this study is that, there is no significant difference in EE between the values obtained from the two pairs of electromagnetic coils, and the reference system of indirect calorimetry. This result is found for all the activities: sitting and standing at rest, walking at 4, 5 and 6 km.h⁻¹ (Figure 3B). This result is confirmed by the low confidence intervals calculated using the method of Bland and Altman (Table 2). The low dispersion of the values demonstrates the proximity of the values between our portable device and the reference method. Furthermore, Figure 4 presents low differences between energy expenditure estimated by the electromag-

netic coils and measured by the indirect calorimetry system. This difference is less than ± 0.74 kcal.min⁻¹ during activities at rest (sitting and standing). It is slightly higher for walking activities (± 1.70 kcal.min⁻¹) and this result is explained because of the greater range of energy expenditure during walking exercises (Figure 4). Finally, there is a strong correlation ($r^2 = 0.90$, $p < 0.001$) between the parameters of $EE_{\text{IC-validation}}$ and $EE_{\text{mag-validation}}$ for all data of energy expenditure (Figure 3B). These results support the validation of our portable device to estimate EE under resting conditions (sitting and standing) and during walking at 4, 5 and 6 km.h⁻¹.

We are well aware that our study only covers the activities of light to moderate intensities, with \dot{V}_E levels lower than $50 \text{ l}\cdot\text{min}^{-1}$. This range of exercise corresponds to the linear part of the relationship between \dot{V}_E and EE. Future research should be conducted to validate this new device on vigorous activity ($> 50 \% \dot{V}O_{2\text{max}}$). Moreover, we are aware that the activities explored in this study are restricted to resting condition (sitting and standing) and walking exercise at 4, 5 and 6 $\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$. Also, it will be necessary in future research to test our device on others activities such as climbing stairs, bicycling, running at different speeds, playing basketball or jumping on a trampoline as previously explored by Arvidsson et al. (2007 and 2009) for examples.

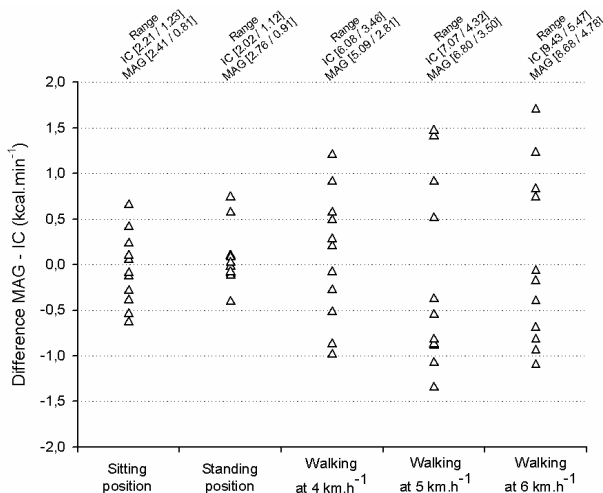


Figure 4. Individual differences (MAG - IC) in energy expenditure ($\text{kcal}\cdot\text{min}^{-1}$) between the electromagnetic coils (MAG) and the indirect calorimetry system (IC) for each activity. The range of energy expenditure estimate by the electromagnetic coils (MAG) and measured with the indirect calorimetry system (IC) is mentioned at the top of the graph [max / min].

Nevertheless, improvements can still be made to optimize this method of estimation of EE. Indeed, the calibration protocol of the two pairs of electromagnetic coils requires many experiments to estimate \dot{V}_E . Indeed, it is necessary first to measure \dot{V}_E and the variations of distances of the rib cage and the abdomen with a spirometer and the two pairs of electromagnetic coils, respectively. This experiment used to develop multi-linear regressions to estimate \dot{V}_E from the variations of the distances measured by the two pairs of electromagnetic coils. A multi-linear regression is necessary for each activity performed by the subject (sitting, standing, walking at 4, 5 and 6 $\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$). Moreover, these mathematical equations must be developed for each subject using this new device. Initially, it would be necessary to simplify this calibration protocol of the device by automating the process. The subject would then have to install the system and perform several sets of breathing in order to calibrate the device. Therefore, the individual calibration of the two pairs of electromagnetic coils will always need to get values of \dot{V}_E and EE as accurate as possible. Furthermore, once the automation of the device has been achieved, it would be necessary to integrate this system into clothing (shirt or vest) to make it possible to process measurements under daily life circumstances. Studies have begun to develop clothing that

measure physiological parameters, but not yet able to estimate EE (LifeShirtTM, Vivometrics; SmartshirtTM, Sensatex) (22, 36).

Conclusion

To conclude, based on the mean values of \dot{V}_E and EE - the mean bias, the 95 % confidence interval and the coefficients of determination, the two pairs of electromagnetic coils provided similar individual estimates of \dot{V}_E and EE compared with the indirect calorimetric system. The two pairs of electromagnetic coils provided an accurate estimation of \dot{V}_E and EE during different body postures (sitting and standing at rest) and ambulatory activities (walking at 4, 5 and 6 $\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$). Hence, this new device shows promise in being a valid tool in the estimation of EE over a wide range of activities of light to moderate intensity.

Acknowledgements

The authors wish to acknowledge all the subjects for their participation in the study. The results of the present study do not constitute endorsement by ACSM.

References

1. Achten J, and Jeukendrup AE. Heart rate monitoring: applications and limitations. *Sports Med* 33: 517-538, 2003.
2. Ancoli-Israel S, Kripke DF, Mason W, and Kaplan OJ. Sleep apnea and periodic movements in an aging sample. *J Gerontol* 40: 419-425, 1985.
3. Arvidsson D, Slinde F, and Hulthen L. Free-living energy expenditure in children using multi-sensor activity monitors. *Clin Nutr* 28: 305-312, 2009.
4. Arvidsson D, Slinde F, Larsson S, and Hulthen L. Energy cost of physical activities in children: validation of SenseWear Armband. *Medicine and science in sports and exercise* 39: 2076-2084, 2007.
5. Bassett DR, Ainsworth BE, and Swartz AM. Validity of four motion sensors in measuring moderate intensity physical activity. *Medicine and science in sports and exercise* 32: S471-S480, 2000.
6. Bouchard C. Physical activity and health: introduction to the dose-response symposium. *Medicine and science in sports and exercise* 33: S347-350, 2001.
7. Ceesay SM, Prentice AM, Day KC, Murgatroyd PR, Goldberg GR, Scott W, and Spurr GB. The use of heart rate monitoring in the estimation of energy expenditure: a validation study using indirect whole-body calorimetry. *The British journal of nutrition* 61: 175-186, 1989.
8. Christensen CC, Frey HM, Foenstelin E, Aadland E, and Refsum HE. A critical evaluation of energy expenditure estimates based on individual O_2 consumption/heart rate curves and average daily heart rate. *The American journal of clinical nutrition* 37: 468-472, 1983.
9. Corder K, Brage S, and Ekelund U. Accelerometers and pedometers: methodology and clinical application. *Curr Opin Clin Nutr Metab Care* 10: 597-603, 2007.
10. Corder K, Brage S, Wareham NJ, and Ekelund U. Comparison of PAEE from combined and separate heart rate and movement models in children. *Medicine and science in sports and exercise* 37: 1761-1767, 2005.
11. Crespo CJ, Keteyian SJ, Heath GW, and Sempos CT. Leisure-time physical activity among US adults. Results from the Third National Health and Nutrition Examination Survey. *Arch Intern Med* 156: 93-98, 1996.
12. Dipietro L, Caspersen CJ, Ostfeld AM, and Nadel ER. A survey for assessing physical activity among older adults. *Medicine and science in sports and exercise* 25: 628-642, 1993.
13. Durmin JV, and Edwards RG. Pulmonary ventilation as an index of energy expenditure. *Q J Exp Physiol Cogn Med Sci* 40: 370-377, 1955.

14. Dwyer TJ, Alison JA, McKeough ZJ, Elkins MR, and Bye PT. Evaluation of the SenseWear activity monitor during exercise in cystic fibrosis and in health. *Respir Med* 2009.
15. Eston RG, Rowlands AV, and Ingledeu DK. Validity of heart rate, pedometry, and accelerometry for predicting the energy cost of children's activities. *Journal of applied physiology* 84: 362-371, 1998.
16. Fiamma MN, Samara Z, Baconnier P, Similowski T, and Straus C. Respiratory inductive plethysmography to assess respiratory variability and complexity in humans. *Respir Physiol Neurobiol* 156: 234-239, 2007.
17. Ford AB, and Hellerstein HK. Estimation of energy expenditure from pulmonary ventilation. *Journal of applied physiology* 14: 891-893, 1959.
18. Fruin ML, and Rankin JW. Validity of a multi-sensor armband in estimating rest and exercise energy expenditure. *Medicine and science in sports and exercise* 36: 1063-1069, 2004.
19. Gastinger S, Sefati H, Nicolas G, Sorel A, Gratas-Delamarche A, and Prioux J. Estimates of ventilation from measurements of rib cage and abdominal distances: A portable device. *European journal of applied physiology* In press: 2010.
20. Gastinger S, Sorel A, Nicolas G, Gratas-Delamarche A, and Prioux J. A comparison between ventilation and heart rate as indicator of oxygen uptake during different intensities of exercise. *Journal of Sports Science and Medicine* 9: 110-118, 2010.
21. Goran MI, and Poehlman ET. Endurance training does not enhance total energy expenditure in healthy elderly persons. *The American journal of physiology* 263: E950-957, 1992.
22. Grossman P. The LifeShirt: a multi-function ambulatory system monitoring health, disease, and medical intervention in the real world. *Stud Health Technol Inform* 108: 133-141, 2004.
23. Heldt GP. Simultaneous quantification of chest wall distortion by multiple methods in preterm infants. *The American review of respiratory disease* 138: 20-25, 1988.
24. Hoos MB, Plasqui G, Gerver WJ, and Westerterp KR. Physical activity level measured by doubly labeled water and accelerometry in children. *European journal of applied physiology* 89: 624-626, 2003.
25. Jackson AS, Stanforth PR, Gagnon J, Rankinen T, Leon AS, Rao DC, Skinner JS, Bouchard C, and Wilmore JH. The effect of sex, age and race on estimating percentage body fat from body mass index: The Heritage Family Study. *Int J Obesity* 26: 789-796, 2002.
26. Jakicic JM, Marcus M, Gallagher KI, Randall C, Thomas E, Goss FL, and Robertson RJ. Evaluation of the SenseWear Pro Armband to assess energy expenditure during exercise. *Medicine and science in sports and exercise* 36: 897-904, 2004.
27. Karvonen J, Chwalbinska-Moneta J, and Saynajakangas S. Comparison of heart rates measured by ECG and microcomputer. *Physician Sportsmed* 12: 65-69, 1984.
28. King GA, Torres N, Potter C, Brooks TJ, and Coleman KJ. Comparison of activity monitors to estimate energy cost of treadmill exercise. *Medicine and science in sports and exercise* 36: 1244-1251, 2004.
29. Knowler WC, Barrett-Connor E, Fowler SE, Hamman RF, Lachin JM, Walker EA, and Nathan DM. Reduction in the incidence of type 2 diabetes with lifestyle intervention or metformin. *N Engl J Med* 346: 393-403, 2002.
30. Konno K, and Mead J. Measurement of the separate volume changes of rib cage and abdomen during breathing. *Journal of applied physiology* 22: 407-422, 1967.
31. Leger L, and Thivierge M. Heart rate monitors: validity, stability, and functionality. *Physician Sportsmed* 16: 143-151, 1998.
32. Leino K, Nunes S, Valta P, and Takala J. Validation of a new respiratory inductive plethysmograph. *Acta Anaesthesiol Scand* 45: 104-111, 2001.
33. Manini TM, Everhart JE, Patel KV, Schoeller DA, Colbert LH, Visser M, Tylavsky F, Bauer DC, Goodpaster BH, and Harris TB. Daily activity energy expenditure and mortality among older adults. *Jama* 296: 171-179, 2006.
34. Montoye HJ, Washburn R, Servais S, Ertl A, Webster JG, and Nagle FJ. Estimation of energy expenditure by a portable accelerometer. *Medicine and science in sports and exercise* 15: 403-407, 1983.
35. Neumann P, Zinserling J, Haase C, Sydow M, and Burchardi H. Evaluation of respiratory inductive plethysmography in controlled ventilation: measurement of tidal volume and PEEP-induced changes of end-expiratory lung volume. *Chest* 113: 443-451, 1998.
36. Park S, and Jayaraman S. Wearable sensor systems: opportunities and challenges. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc* 4: 4153-4155, 2005.
37. Peronnet F, and Massicotte D. Table of nonprotein respiratory quotient: an update. *Can J Sport Sci* 16: 23-29, 1991.
38. Plasqui G, and Westerterp KR. Physical activity assessment with accelerometers: an evaluation against doubly labeled water. *Obesity (Silver Spring)* 15: 2371-2379, 2007.
39. Saltin B, and Astrand PO. Maximal oxygen uptake in athletes. *Journal of applied physiology* 23: 353-358, 1967.
40. Sherman SE, D'Agostino RB, Cobb JL, and Kannel WB. Does exercise reduce mortality rates in the elderly? Experience from the Framingham Heart Study. *Am Heart J* 128: 965-972, 1994.
41. Spurr GB, Prentice AM, Murgatroyd PR, Goldberg GR, Reina JC, and Christman NT. Energy expenditure from minute-by-minute heart-rate recording: comparison with indirect calorimetry. *The American journal of clinical nutrition* 48: 552-559, 1988.
42. St-Onge M, Mignault D, Allison DB, and Rabasa-Lhoret R. Evaluation of a portable device to measure daily energy expenditure in free-living adults. *The American journal of clinical nutrition* 85: 742-749, 2007.
43. Stick SM, Ellis E, LeSouef PN, and Sly PD. Validation of respiratory inductance plethysmography ("Respirace") for the measurement of tidal breathing parameters in newborns. *Pediatr Pulmonol* 14: 187-191, 1992.
44. Taylor HL, Buskirk E, and Henschel A. Maximal oxygen intake as an objective measure of cardio-respiratory performance. *Journal of applied physiology* 8: 73-80, 1955.
45. Treiber FA, Musante L, Hartdagan S, Davis H, Levy M, and Strong WB. Validation of a heart rate monitor with children in laboratory and field settings. *Medicine and science in sports and exercise* 21: 338-342, 1989.
46. Treuth MS, Adolph AL, and Butte NF. Energy expenditure in children predicted from heart rate and activity calibrated against respiration calorimetry. *The American journal of physiology* 275: E12-18, 1998.
47. Tuomilehto J, Lindstrom J, Eriksson JG, Valle TT, Hamalainen H, Ilanne-Parikka P, Keinanen-Kiukkaanniemi S, Laakso M, Louheranta A, Rastas M, Salminen V, and Uusitupa M. Prevention of type 2 diabetes mellitus by changes in lifestyle among subjects with impaired glucose tolerance. *N Engl J Med* 344: 1343-1350, 2001.
48. Wareham NJ, and Rennie KL. The assessment of physical activity in individuals and populations: why try to be more precise about how physical activity is assessed? *Int J Obes Relat Metab Disord* 22 Suppl 2: S30-38, 1998.
49. Wasserman K, Whipp B, and Casaburi R. Respiratory control during exercise. In: *Handbook of Physiology: The Respiratory System, a Control of breathing*, edited by Fishman A, Cherniak, NS., and Widdicombe, JG., Bethesda MD: Am. Physiol. Soc, 1986, p. 595-620.
50. WHO. Physical status: the use and interpretation of anthropometry. Report of a WHO Expert Committee. *World Health Organ Tech Rep Ser* 854: 1-452, 1995.
51. Wierenga ME, Browning JM, and Mahn JL. A descriptive study of how clients make life-style changes. *Diabetes Educ* 16: 469-473, 1990.
52. Zakeri I, Adolph AL, Puyau MR, Vohra FA, and Butte NF. Application of cross-sectional time series modeling for the prediction of energy expenditure from heart rate and accelerometry. *Journal of applied physiology* 104: 1665-1673, 2008.
53. Zinman B, Ruderman N, Campaigne BN, Devlin JT, and Schneider SH. Physical activity/exercise and diabetes. *Diabetes care* 27 Suppl 1: S58-62, 2004.

Mesure ambulatoire des mouvements thoraciques et abdominaux : développement d'un prototype pour l'estimation de la dépense énergétique

La sédentarité est actuellement considérée par l'Organisation Mondiale de la Santé (OMS) comme un facteur de risque de morbidité et de mortalité majeur. Elle est assimilée à une maladie qui serait la dixième cause de mortalité dans le monde. Dans les pays européens, et en France particulièrement, l'activité physique a diminué d'environ 15% ces vingt dernières années. Il en résulte de nombreux décès, de nombreuses maladies et des milliards de frais de traitement chaque année. De plus, de nombreux travaux indiquent que l'activité physique régulière prévient les troubles métaboliques, amenant une diminution de la morbidité et de la mortalité associées. Néanmoins, des interrogations restent posées sur la relation liant l'activité physique (la dose) et ses bénéfices pour la santé (la réponse). Ces réflexions s'inscrivent dans le cadre d'enjeux majeurs de société, et justifient l'intérêt porté sur la mise en place de nouvelles méthodes d'estimation de la dépense énergétique. L'objectif de ce travail de thèse est donc de proposer une nouvelle méthode d'estimation de la dépense énergétique. Les activités explorées s'apparentent aux postures du corps (assis et debout) et aux activités ambulatoires (activité de marche), qui représentent la majeure partie de la dépense énergétique en condition de vie quotidienne. Notre première étude a ainsi montrée l'intérêt d'utiliser la ventilation pour estimer une dépense énergétique au cours d'activité de différentes intensités. Notre seconde étude a permis de valider un nouvel appareil, léger, portable et non invasif d'estimation de la ventilation, à partir de la mesure des distances antéropostérieures thoraciques et abdominales, ainsi que les distances longitudinales antérieures et postérieures. Enfin, notre troisième étude valide ce système, comme outil d'estimation de la dépense énergétique en condition de repos et d'exercice.

Mots Clés : dépense énergétique, ventilation, couplage de magnétomètres, prototype, activités physiques, intensités faibles à modérées, condition de repos, condition d'exercice

Ambulatory measurement of the rib cage and abdominal movements: development of a prototype to estimate energy expenditure

Currently physical inactivity is considered by the World Health Organization (WHO) as a major risk factor of morbidity and mortality. It is comparable with a disease which would be the 10th cause of mortality in the world. In the European countries and in France particularly, physical activity has decreased by approximately 15% these twenty last years. It results from many deaths, many diseases and billions expenses of medical treatment each year. Moreover, numerous studies indicate that regular physical activity prevents metabolic disorders, bringing a decrease in morbidity and mortality associated. Nevertheless, many questions remain unanswered about the relationship between physical activity (dose) and its health benefits (the response). These reflections are major society issues and justify the interest on the development of new methods to estimate energy expenditure. The aim of this thesis is to propose a new method to estimate energy expenditure. The activities explored are body postures (sitting and standing) and ambulatory activity (walking activity), which represent the major part of energy expenditure in free-living conditions. Thus, our first study showed the interest to use ventilation to estimate energy expenditure during activities of different intensities. Our second study aimed to validate a new device, lightweight, portable and non-invasive able to estimate ventilation from the anteroposterior displacement of the rib cage and abdomen and the axial displacements of the chest wall and the spine. Finally, our third study validates this system as a device able to estimate energy expenditure in resting and exercise conditions.

Keywords: energy expenditure, ventilation, electromagnetic coils, prototype, physical activities, light to moderate intensities, resting condition, exercise condition