

# **Stato dell'arte degli strumenti portatili di misura della spesa calorica della persona**

## **1 Introduzione**

Personalmente, penso che attualmente non esista sul mercato alcun sistema portatile di misura della spesa calorica della persona obiettivamente valido in tutte le situazioni più comuni. Ciò è dovuto soprattutto all'ancora limitata richiesta assoluta di questo tipo di prodotto, nonostante il suo sentito bisogno – a costi sostenibili – da parte della comunità scientifica (Trost *et al.*, 2005).

### **1.1 Attività fisica**

Prima di considerare gli strumenti di misura, è necessario definire bene l'attività fisica (AF\*). Essa è, classicamente, costituita da 'qualsiasi movimento corporeo determinato dalla contrazione del muscolo scheletrico' (Rennie *et al.*, 1998; Haskell *et al.*, 2000). Questa definizione, sebbene comunemente accettata, presta il fianco almeno alla critica che non comprende la contrazione isometrica. Essa comporta accorciamento della parte contrattile del muscolo a scapito di allungamento di quella elastica ma appunto senza determinare alcun movimento corporeo. Il tutto, naturalmente, ad un dispendio metabolico non trascurabile.

L'attività fisica – con forza e movimento o solo con forza – comporta, comunque, una variazione di energia meccanica evidentemente palese solo nel primo caso. Per sostenere tale variazione energetica, l'organismo umano aumenta il proprio metabolismo. Quindi tale aumento e cioè il dispendio metabolico (DM), è il principale riflesso fisiologico dell'attività fisica (di Prampero, 1985; Lamonte *et al.*, 2001; Tudor-Locke *et al.*, 2001).

In letteratura, si è ampiamente affermato il concetto che l'AF\* è strettamente associata a salute e stile di vita sano (Rice *et al.*, 2000). Praticando correttamente AF\*, si consegue il benessere fisico. Tale condizione rappresenta uno stato caratterizzato da caratteristiche e capacità fisiologiche che sono associate a basso rischio di sviluppo prematuro di malattie ipocinetiche come

ipertensione, malattia arteriosa coronarica, depressione, cancro al colon o all'apparato riproduttivo (Baranowski *et al.*, 1984).

L'AF\* è caratterizzabile per intensità, qualità e quantità cioè durata e frequenza (Goran, 1998; Bussmann *et al.*, 2001; Chen *et al.*, 2005).

Ecco qui una lista (obbligatoriamente incompleta) di modelli di studio e misura dell'AF\*:

- paralisi cerebrale infantile (van den Berg-Emons *et al.*, 1996; Bussmann *et al.*, 2001);
- amputati di ginocchio (Bussmann *et al.*, 2001);
- diabete di tipo 2 (Mignault *et al.*, 2005);
- fibrosi cistica (mucoviscidosi; Beghin *et al.*, 2005);
- malattia cardiovascolare (Bussmann *et al.*, 2001; Cole *et al.*, 2004; Casillas *et al.*, 2005);
- malattia polmonare cronica (Steele *et al.*, 2000 e 2003);
- pazienti affetti da distrofia simpatico riflessa (Bussmann *et al.*, 2001);
- pazienti affetti da dolore cronico (Bussmann *et al.*, 2001);
- pazienti affetti da emicrania (Bussmann *et al.*, 2001);
- pazienti affetti da malattia di Guillain-Barré (Bussmann *et al.*, 2001);
- pazienti affetti da meningomielocele (Bussmann *et al.*, 2001);
- pazienti post-polio (Bussmann *et al.*, 2001);
- pazienti reduci da operazione alla schiena fallita (Bussmann *et al.*, 1998);
- pazienti spinali (Bussmann *et al.*, 2001);
- psicofarmacologia (Tulen *et al.*, 1997; Stanley, 2003);
- sclerosi multipla (Ng *et al.*, 1997);
  
- obesità infantile (Epstein *et al.*, 1996; Coleman *et al.*, 1997; Goran, 1998);
- adulti sedentari (Tudor-Locke *et al.*, 2001);
- sovrappeso ed obesità nell'età adulta (Westerterp, 1999; Crouter *et al.*, 2005);
  
- bambini (Eston *et al.*, 1998; Treuth *et al.*, 1998; Rice *et al.*, 2000; Sirard *et al.*, 2001; Trost, 2001; Trost *et al.*, 2005);

- adolescenti (Sirard *et al.*, 2001; Trost, 2001; Trost *et al.*, 2005);
- adulti attivi (Haskell *et al.*, 2000; Westerterp, 2003);
- anziani (Najafi *et al.*, 2003; Culhane *et al.*, 2004 e 2005).

## 1.2 Metodi di misura

I metodi di misura correntemente utilizzati per l'attività fisica ed il riflesso dispendio metabolico con le loro comuni variabili sono (Schutz *et al.*, 2001):

- accelerometria;
- cardiofrequenziometria: assoluta, al netto di quella a riposo e riserva cardiaca ( $\frac{\text{frequenza netta}}{\text{frequenza massima} - \text{frequenza di riposo}} \%$ ); e
- consumo di ossigeno (in camera calorimetrica od a circuito aperto): assoluto (anche in MET, 1 MET = consumo di ossigeno a riposo = per convenzione 3.5 ml kg<sup>-1</sup> min<sup>-1</sup>), al netto di quello a riposo e livello di attività fisica ( $\frac{\text{consumo di ossigeno assoluto}}{\text{consumo di ossigeno a riposo}}$ ).

Insieme ad *accelerometria*, *pedometria*, *metodo dell'acqua doppiamente marcata*, *osservazione diretta* e *diari*, il *consumo di ossigeno* viene considerato **misura diretta** nella quantificazione dell'AF\* (Tudor-Locke *et al.*, 2001). *Misure antropometriche*, *cardiofrenziometria*, *questionari* ed altre misure varie di *fitness* e *metaboliche* sono considerate invece **misura indiretta**. Se, diversamente, si considera la misura del DM, *metodo dell'acqua doppiamente marcata*, *consumo di ossigeno* ed *osservazione diretta* vengono considerati **criterio standard** (Sirard *et al.*, 2001). *Accelerometria*, *pedometria* e *cardiofrequenziometria* sono considerati invece **misura secondaria**. Infine, *diari* e *questionari* sono considerati **misura soggettiva**.

In generale, l'**accelerometria** permette di misurare intensità e quantità dell'AF\*, ma da una parte non discrimina alcuni tipi di attività (per es. deambulazione in pendenza e ciclismo) e dall'altra necessita di conoscere

l'efficienza di ogni attività specifica –  $eff_x$  – per stimarne il DM ( $DM_x$ ; di Prampero, 1985; Trost, 2001; Steele *et al.*, 2003).

$$eff_x = \frac{AF^*_x}{DM_x - DM_R}$$

dove  $DM_R$  è il dispendio metabolico a riposo.

A sua volta, la **pedometria** permette una buona stima dell'AF\* in quanto gran parte di essa risulta costituita dal cammino, ma non discrimina più o meno gli stessi tipi di attività nascosti all'accelerometria. Il **metodo dell'acqua doppiamente marcata** ed il **consumo di ossigeno** permettono di misurare il DM, ma da una parte esso dipende dalla massa del soggetto e dall'altra necessita ancora di conoscere l'efficienza di ogni attività specifica per quantificare l'AF\* (Ainslie *et al.*, 2003). Fortunatamente per gli operatori del settore ed in particolar modo per la misura dell'AF\* in tempi lunghi (giornaliera, settimanale...), tale efficienza è abbastanza costante, un po' perché è così insitamente nella specie umana ed un po' anche perché solitamente nei detti calcoli pesa soprattutto un solo tipo di attività e cioè il cammino. Infine, la **cardiofrequenziometria** permette di stimare il DM grazie alla relazione lineare – con una limitazione; vedi 2.5 *Cardiofrequenzimetri* – con il consumo di ossigeno, ma da una parte è influenzata da fattori 'esterni' (per es. stress e tipo di AF\*; vedi 4 *Conclusioni*) e dall'altra presenta un'intrinseca 'inerzia' che non ne fa un riflesso immediato o quasi dell'AF\*.

## 2 Materiali e metodi

### 2.1 Osservazione diretta

Non mi soffermo molto a scrivere dell'osservazione diretta. Basti sottolineare come questo metodo, seppur apparentemente soggettivo (per l'osservatore), sia ancora oggi utilizzato penso per le sue semplicità ed immediatezza. Le possibili variabili sono l'osservazione diretta da parte di un

operatore o la ripresa video. Tale modalità può presentare delle difficoltà in termini di privacy. In ogni caso l'osservazione diretta presenta lo svantaggio di richiedere globalmente tempi lunghi (successiva registrazione dei dati).

## 2.2 Diari e questionari

Non mi soffermo molto a scrivere neanche di diari e questionari. Questi metodi sono ancora oggi molto in auge penso per la loro economicità. Non sono però molto attendibili e richiedono anche essi globalmente tempi lunghi (successiva registrazione dei dati). Nonostante la loro ipotizzabile scarsa precisione, presentano più correlazione con il metodo dell'acqua doppiamente marcata – golden standard nella misura del dispendio metabolico/attività fisica; vedi *2.7 Metodo dell'acqua doppiamente marcata* – della cardiofrenzimetria (Westerterp, 1999). I questionari possono essere auto-somministrati o richiedere la presenza di un operatore. Per una spiegazione tecnica più dettagliata, si rimanda a Goran, 1998. Questionari molto ricorrenti in letteratura sono (Ainslie *et al.*, 2003):

- Physical Activity Scale for the Elderly (PASE);
- questionario Baecke;
- questionario Five-City;
- questionario Tecumseh;
- Minnesota Leisure Time Physical Activity Questionnaire (MLTPA);
- questionario Framingham e
- Yale Physical Activity Survey (YPAS).

## 2.3 Pedometri

I pedometri vanno di gran moda di questi tempi, ma come dare torto ai loro promotori?

Si tratta di dispositivi semplici e spesso economici che si portano per lo più alla vita (quindi in una **singola** posizione; problema in comune con gli

accelerometri di prima generazione: vedi 2.8 *Accelerometri: seconda generazione*) e direttamente contano i passi. Ve ne possono essere essenzialmente di 3 [4] tipi:

- 1) a circuito elettromeccanico (<sup>ceme</sup>);
- 2) a circuito elettromagnetico (<sup>cema</sup>) od
- 3) accelerometrico–uniassiale (<sup>a</sup>).

[4) accelerometrico–1 o 2 accelerometri–uni- o bi-assiali da portare sulla scarpa od alla caviglia]

In generale, il pedometro **non** misura direttamente né la *lunghezza* del passo e né lo *spostamento* del corpo (né tantomeno velocità o dispendio metabolico). Esso però misura come si è detto il *numero* dei passi cioè l'*unità di attività* del tipo di attività fisica più comune nell'uomo ma anche la forma di esercizio più accettata e tollerata e cioè soprattutto il cammino.

Gli standard industriali giapponesi (<sup>j</sup>) stabiliscono che il massimo errore di conto dei passi permesso sia del  $\pm 3\%$  cioè 3 passi ogni 100, quindi i pedometri giapponesi sono tradizionalmente i migliori (Crouter *et al.*, 2003).

Alla luce dell'importanza dell'esercizio del cammino nel quadro dell'AF\*, non sorprende come il concetto di *numero di passi giornaliero* abbia da tempo assunto un significato anche un po' simbolico. Da una prima importante indicazione di 10,000 (Hatano, 1993) si è passati ad un raffinamento del concetto – adatto ad una gamma eterogenea di tipi di soggetto – e cioè che (Tudor-Locke *et al.*, 2004b):

- < **5,000** passi al giorno possono indicare un ambito di *stile di vita sedentario*;
- **5,000 ÷ 7,499** una tipica attività quotidiana che non prevede esercizio o sport e può essere definita *poco attiva*;
- **7,500 ÷ 9,999** comprende un po' di attività extra-lavorativa (e/o attività lavorativa dispendiosa) e può essere definita *un po' attiva*;

- > **10,000** indica ancora la soglia oltre la quale si dovrebbe classificare gli individui come **attivi** e
- > **12,500** quella per gli individui *molto attivi*.

Vari modelli di pedometro sono stati validati come strumenti di misura sia secondo l'approccio della validità di *convergenza* (Tudor-Locke et al., 2002) e sia secondo quello della validità di *costrutto* (Tudor-Locke et al., 2004). La cosiddetta convergenza è l'ammontare col quale la risposta di uno strumento di misura è associata con quella di un altro strumento di misura preposto alla quantificazione di variabili dello stesso ambito di studio (per esempio il pedometro e l'accelerometro *convergono* nel misurare variabili legate all'esercizio del cammino in soggetti che camminano). Il cosiddetto *costrutto* è invece l'ammontare col quale una misura corrisponde con altre misure di variabili teoricamente correlate (per esempio il numero di passi giornaliero e l'età).

In generale, i pedometri sono abbastanza precisi a velocità superiori a  $4.0 \div 4.8 \text{ km h}^{-1}$  (Crouter et al., 2003). A velocità minori, la sollecitazione meccanica verticale che genera la risposta di questo tipo di strumento viene progressivamente meno e di conseguenza si ha sottostima del numero dei passi con un  $-50 \div -75\%$  a  $3.2 \text{ km h}^{-1}$ . Quanto al calcolo della velocità, dipendendo esso anche dalla lunghezza impostata della lunghezza del passo – operazione preliminare normalmente condotta a velocità intermedia, risulta abbastanza preciso alla velocità intermedia di  $4.8 \text{ km h}^{-1}$  ma sovrastimato a velocità minori (il numero dei passi è sottostimato, ma il passo *reale* è ben più corto di quello *impostato*) e sottostimato a quelle maggiori (il passo *reale* è ben più lungo di quello *impostato*). Il calcolo del DM che, come si è già detto, richiede la conoscenza di ulteriori dati non direttamente misurabili con il pedometro (principalmente il valore dell'efficienza del cammino in funzione della velocità), risulta per forza di cosa ancora più impreciso. Tornando alla variabile quasi simbolica del numero di passi giornaliero, i vari modelli forniscono delle misure che vanno da una sottostima del  $-25\%$  ad una sovrastima del  $+45\%$  (Schneider et al., 2004). Diversi pedometri sono stati valutati anche sul giro di pista (400 m; Schneider et al., 2003) e con soggetti obesi (Crouter et al., 2005). In questo

caso, l'eccesso di tessuto morbido smorza l'oscillazione verticale e può facilmente perturbare il necessario orientamento verticale dello strumento di misura (il pedometro sta più orizzontale e meno verticale). In generale, i pedometri accelerometrici sono meno sensibili a questa perturbazione del posizionamento e quindi risultano più precisi con i soggetti obesi.

Ecco qui una lista – obbligatoriamente incompleta – di modelli studiati in letteratura con eventuali note (24ok particolarmente preciso sul numero di passi giornaliero; 24- sottostima significativa del numero di passi giornaliero, 24+ sovra sottostima significativa del numero di passi giornaliero, 400ok particolarmente preciso sul numero di passi sul giro di pista; 400- sottostima significativa del numero di passi sul giro di pista; 400+ sovrastima significativa del numero di passi sul giro di pista):

- Accusplit Alliance 1510: non conta i primi 4 passi, 24-;
- Colorado on the Move: 24- ma non pregiudicante un utilizzo amatoriale;
- Dowalk-EP431<sup>j</sup>;
- Freestyle Pacer Pro: non conta i primi 4 passi, 24-;
- Kenz Lifecorder<sup>a, j</sup>: 24ok, 400ok;
- New Lifestyles NL-2000<sup>a, j</sup>: 24ok, 400ok;
- New Lifestyles NL-2000B<sup>a, j</sup>;
- Omron HF-100<sup>a, j</sup>;
- Omron HJ-3<sup>j</sup>;
- Omron HJ-105<sup>cema, j</sup>: 24+;
- Omron HJ-112<sup>a, j</sup>;
- Oregon Scientific PE316CA<sup>cema</sup>: conta ogni passo due volte, 24+, 400+;
- Select II<sup>j</sup>;
- Sportline 330<sup>ceme</sup>: solo contapassi, 400-;
- Sportline 345<sup>ceme</sup>: non conta i primi 4 passi, 24- ma non pregiudicante un utilizzo amatoriale;
- Step Keeper HSB-SKM<sup>ceme</sup>;
- Yamasa AM-5<sup>j</sup>;
- Yamasa DX-1<sup>j</sup>;

- Yamasa Skeletone EM-180<sup>j</sup>: solo contapassi, 24-;
- Yamax Digiwalker DW-500<sup>ceme, j</sup>;
- Yamax Digiwalker SW-200<sup>ceme, j</sup> (conosciuto anche come Accusplit AE120 o Walk4Life LS2000): golden standard (Tudor-Locke et al., 2001 e 2002; Schneider et al., 2004);
- Yamax Digiwalker SW-701<sup>ceme, j</sup>: 24ok, 400ok;
- Yamax My Life Stepper MLS-2000<sup>j</sup>;
- Walk4Life LS 2500<sup>ceme</sup>;
- Walk4Life LS 2525: 24+;
  
- Accusplit Fitness Walker;
- Aurora;
- Cor Sport;
- Digitron Jog-Walk;
- Eddie Bauer Compustep II;
- Elexis Trainer 3FM-180;
- Fitty Electronic-3;
- Freestyle Pacer 798;
- LL Bean Pedometer;
- Omron BI;
- Omron HJ-002;
- Pedoboy;
- Sportline 342 e
- Walk4Life Pro.

Riguardo i pedometri tradizionali, resta da ricordare come essi non discriminino tipi di AF\* quali sollevamento pesi, deambulazione in pendenza, ciclismo, nuoto e canottaggio.

Un capitolo a parte meritano i pedometri accelerometrici da portare sulla scarpa od alla caviglia e che di conseguenza contano obbligatoriamente i *cicli* invece dei *passi* (Chen et al., 2005; Karabulut et al., 2005):

- FitSense FS-1: da portare sulla scarpa, funziona in realtà in abbinamento con un cardiofrequenzimetro (vedi *2.8 Accelerometri: seconda generazione*), preciso da 4.8 a 11.2 km h<sup>-1</sup> (anche nella corsa), ma sovrastima in presenza di transizione tra marcia e corsa;
- Dynastream AMP 331 (Activity Monitoring Pod): da portare alla caviglia, contenente due accelerometri uniassiali, preciso da 2.4 a 6.4 km h<sup>-1</sup>; e
- SAM (Step Activity Monitor) - StepWatch 3: da portare alla caviglia, biassiale, con un errore costante di solo del  $\pm 1\%$  fin da 1.6 km h<sup>-1</sup>, discrimina anche il ciclismo.

Per concludere questa trattazione sui pedometri, essi rappresentano sicuramente la prima linea di intervento in ambito inizio condizionamento fisico a fine di miglioramento della salute e costituiscono pure dei validi strumenti di misura in ricerca (Tudor-Locke *et al.*, 2001 e 2002).

## **2.4 Accelerometri: prima generazione**

Si è soliti parlare di due generazioni successive di accelerometri (Chen *et al.*, 2005). Comincio con la prima.

Il rationale neanche tanto implicito che sta dietro l'utilizzo dell'*accelerometria* per la misura dell'*attività fisica* sta nella considerazione che un'*accelerazione* implica lo sviluppo di una *forza* che viene ottenuto al prezzo di un *dispendio metabolico* (Ainslie *et al.*, 2003).

Gli accelerometri si portano per lo più alla vita, ma alcuni modelli vengono posizionati su petto, schiena, polso o caviglia (per una spiegazione più dettagliata si rimanda a Trost *et al.*, 2005). Dal punto di vista costruttivo, questo strumento è un sensore piezoelettrico o piezoresistivo che misura in numero ed intensità dei *colpi*. In genere, l'accelerometro **non** misura forze statiche e quindi di per sé non è in grado di fornire angoli e/o posizioni segmentali. Per una spiegazione tecnica più dettagliata, si rimanda a Mathie *et al.*, 2004 e Chen *et al.*, 2005.

Gli accelerometri uniassiali (<sup>uni</sup>), se confrontati con il consueto golden standard e cioè il metodo dell'acqua doppiamente marcata, sottostimano il DM in

bambini (-59%) ed anziani (-50 ÷ -59%), ma lo sovrastimano in donne obese ed anziani claudicanti (+50 ÷ +60%) – Ainslie *et al.*, 2003. Il DM settimanale al netto di quello di riposo in giovani donne risulta del -59% (Leenders *et al.*, 2001).

Gli accelerometri triassiali (<sup>tri</sup>), se confrontati con il consumo di ossigeno – una metodica di misura comunque adeguata per attività di durata media, sovrastimano il DM della locomozione del +12 ÷ +49% (Nichols *et al.*, 1999; Welk *et al.*, 2000; Campbell *et al.* 2002). Essi, inoltre, sottostimano il DM del marcia in pendenza del -8 ÷ -21% (Jakicic *et al.*, 1999; Nichols *et al.*, 1999; Levine *et al.*, 2001), quello del ciclismo del -53 ÷ -68% (Jakicic *et al.*, 1999; Campbell *et al.* 2002) e quello derivante da comuni attività quotidiane del -35 ÷ -45% (Welk *et al.*, 2000; Leenders *et al.*, 2001). Il DM settimanale al netto di quello di riposo in giovani donne risulta del -35% rispetto a quello misurato con il metodo dell'acqua doppiamente marcata (Leenders *et al.*, 2001). A proposito della correlazione tra l'accelerometria e quest'ultima metodica, l'accelerometria triassiale supera quella uniassiale (Westerterp, 1999; Trost, 2001).

Il primo grosso problema degli accelerometri è quello dei **software proprietari** cioè spesso l'utilizzatore ha scarsa consapevolezza di come a partire dai *colpi* direttamente registrati il sistema specifico fornisca dati di DM (Chen *et al.*, 2005). Tale difficoltà è ovviamente contrastabile almeno parzialmente ed al costo di ulteriore impegno da parte dell'utilizzatore sviluppandosi software dedicato (Crouter *et al.*, 2005b). Si può ottenere un primo risultato per esempio abbandonando un approccio lineare della relazione *colpi*-DM per passare ad uno non lineare (con accelerometro triassiale da -50% in termini di DM al netto di quello a riposo a -3%; Chen *et al.*, 2005). In prospettiva, ulteriori miglioramenti, sono auspicabili in conseguenza all'utilizzo di metodiche di reti neurali (Herren *et al.*, 1999; Ainslie *et al.*, 2003) e/o fuzzy logic (Kiani *et al.*, 1998; Winters *et al.*, 2003).

Anche a causa del loro maggior costo, la scelta del modello più adatto al contesto specifico è più difficile che per i pedometri (Trost *et al.*, 2005). In questo processo decisionale, bisogna considerare affidabilità del prodotto, praticabilità dello studio, supporto tecnico disponibile e possibilità di paragone con altri studi (anche per una spiegazione più dettagliata e si rimanda a Trost *et al.*, 2005).

Ecco qui una breve lista di accelerometri studiati in letteratura (<sup>bi</sup> biassiale):

- Actical<sup>uni</sup> - Actiwatch<sup>bi</sup>;
- ActiGraph 7164-71256-GT1M (3 diversi modelli caratterizzati da memoria crescente; conosciuto anche come CSA [Computer Science and Applications] o MTI [Manufacturing Technology Inc.])<sup>uni</sup>;
- Actitrac<sup>bi</sup>;
- Biotrainer Pro<sup>bi</sup>;
- Caltrac<sup>uni</sup>;
- Mini-Motionlogger<sup>uni</sup>;
- Tracmor<sup>tri</sup> e
- Tritrac R3D<sup>tri</sup> - RT3<sup>tri</sup>.

## 2.5 Cardiofrequenzimetri

Sospendo temporaneamente la trattazione degli accelerometri per parlare del primo degli strumenti di misura del dispendio metabolico e cioè dei cardiofrequenzimetri da polso.

Dubito fortemente che il Professor Seppo Säynäjäkangas, mentre faceva un po' di sci di fondo nella primavera del 1976, si sia reso anche minimamente conto del futuro impatto della sua idea quando per la prima volta pensò al cardiofrequenzimetro Polar come veloce ed accurata alternativa all'automisura del polso brachiale! Da allora, la pratica della stima del consumo di ossigeno (ovvero del DM) – altrimenti laborioso e costoso da misurare – a partire dalla ben più semplice ed immediata misura della frequenza cardiaca ha sempre più preso piede (Karvonen *et al.*, 1984; Seaward *et al.*, 1990). Tale variabile è però influenzata anche da temperatura ed umidità ambientali, stato di idratazione, postura, malattia, stress, tipo di esercizio (soprattutto se con arti superiori o con quelli inferiori ma anche se continuo od intermittente), sesso, età e massa corporea – Ainslie *et al.*, 2003. Inoltre, presenta un certo grado di inerzia e cioè impiega classicamente 3' per raggiungere un significativo stato stazionario. Tuttavia, come si è detto, pedometri ed accelerometri – seppur comunemente

utilizzati per misurare l'attività fisica – sono effettivamente validi solo nella deambulazione in piano. Essi si sono dimostrati inefficaci nella misura dell'AF\* in esercizio con arti superiori, marcia e corsa su terreno morbido od in pendenza, ciclismo, nuoto e canottaggio (Crouter *et al.*, 2004). Inoltre, pedometri ed accelerometri uniassiali non discriminano variazioni di AF\* neanche nella corsa a più di  $9 \text{ km h}^{-1}$ , perché a causa della meccanica di questa attività le sollecitazioni verticali risultano 'sotto soglia' per i sensori utilizzati. Quando la frequenza cardiaca è  $\geq 90 \text{ bpm}$  o  $\geq 60\%$  di quella massima individuale, dalla cardiofrequenziometria si può stimare il DM (Crouter *et al.*, 2004). Principalmente a causa dell'inerzia della frequenza cardiaca, su base giornaliera l'errore di stima del DM raggiunge il -30% (Ainslie *et al.*, 2003). In effetti, c'è anche il fatto che la linearità della relazione consumo di ossigeno - frequenza cardiaca è particolarmente perduta a bassa attività. Per ovviare a questo inconveniente, è stato inventato il metodo della 'frequenza cardiaca di flesso' e cioè l'utilizzo della suddetta relazione (comunque soggetto ed attività specifica) solo a partire da carichi meccanici esterni/valori di frequenza cardiaca superiori appunto al valore specifico della frequenza cardiaca 'di flessione'. Tale valore consiste semplicemente nella media tra la misura massima durante riposo/attività sedentaria e quella minima durante attività leggera ed è comunque quello utilizzato fino a che non viene superato all'aumentare dell'AF\* (Spurr *et al.*, 1988; Leonard, 2003). Utilizzando il metodo della frequenza cardiaca di flesso, l'errore di stima del DM si riduce al  $-16.9 \div +20.0\%$  (van den Berg-Emons *et al.*, 1996; Ainslie *et al.*, 2003).

Oggigiorno c'è un modello di cardiofrequenzimetro che funziona ad una risoluzione fino a 'battito-battito' e che si chiama Polar 810i.

## **2.6 Consumo di ossigeno**

Il passo in avanti, successivo alla cardiofrequenziometria nella misura del dispendio metabolico è rappresentato dalla quantificazione del consumo di ossigeno (di Prampero, 1985). Non mi soffermo molto a scrivere di tale metodica. Basti sottolineare che il consumo di ossigeno può essere misurato mediante:

- calorimetria diretta: in camera calorimetrica (quindi con un certo grado di complessità metodologica); o
- calorimetria indiretta: a circuito chiuso o – quasi sempre – a circuito aperto, si misurano direttamente sia il consumo di ossigeno e sia la produzione di anidride carbonica (misurata direttamente con il metodo dell'acqua doppiamente marcata: vedi 2.7 Metodo dell'acqua doppiamente marcata) oltre ad altre variabili.

Anche la misura del consumo di ossigeno per mezzo della calorimetria indiretta ed a circuito aperto rimane però una metodica di quantificazione del DM circoscritta ad un numero basso di soggetti e per tempi inferiori alle otto ore (Ainslie *et al.*, 2003). Ciò non impedisce però che questa tecnica sia quella d'elezione per misurare il DM a riposo e durante forme di attività fisica specifiche.

Ecco qui la breve lista dei metabografi (gli strumenti deputati alla misura del consumo di ossigeno) portatili più validati in letteratura:

- K4 b<sup>2</sup>;
- Oxycon Mobile e
- VO<sub>2000</sub>.

## **2.7 Metodo dell'acqua doppiamente marcata**

Come già accennato, il metodo dell'acqua doppiamente marcata costituisce il golden standard della misura del dispendio metabolico. Non mi soffermo molto a scrivere di tale metodica. Basti sottolineare che questa tecnica è stata inventata da Lifson *et al.* negli anni '50 (1955), applicata con piccoli animali sempre dallo stesso gruppo una ventina d'anni dopo (1975) e validata ancora successivamente da Scholler *et al.* (1982). Nel corso del tempo, il metodo dell'acqua doppiamente marcata è stato utilizzato con molti tipi diversi di soggetti: neonati prematuri, bambini, donne incinte ed in lattazione, anziani, obesi, pazienti ospedalizzati... (Ainslie *et al.*, 2003). All'atto pratico, ai soggetti si somministra una certa dose di isotopo stabile <sup>2</sup>H<sub>2</sub><sup>18</sup>O che si equilibra in maniera relativamente veloce con l'acqua

corporea (Westerterp, 1999b). In seguito, l' $^2\text{H}$  viene eliminato come  $^2\text{H}_2\text{O}$  (l'acqua pesante anche di *bellica* memoria), mentre l' $^{18}\text{O}$  viene eliminato sia come  $\text{H}_2^{18}\text{O}$  e sia come  $\text{C}^{18}\text{O}_2$ . La differenza tra i due tassi di eliminazione è quindi una misura indiretta della produzione di anidride carbonica dalla quale si può desumere il DM. I contro di questa metodica sono essenzialmente due:

- impossibilità di discriminare il contributo delle singole attività fisiche (tipi, quantità ed intensità per tipo) al DM riscontrato e
- costi: gli isotopi e gli strumenti per rilevarli e cioè gli spettrofotometri di massa hanno ancora costi non indifferenti.

Il metodo dell'acqua doppiamente marcata rimane quindi una metodica di quantificazione del DM circoscritta ancora ad un numero basso di soggetti e per tempi superiori ai 3-4 giorni ma anche fino a 21 (Ainslie *et al.*, 2003). Per una spiegazione tecnica più dettagliata, si rimanda a The Doubly-labelled Water Method for Measuring Energy Expenditure: A consensus Report by the IDECG working group (1990), Speakman (1998) e Tatner (1998).

## **2.8 Accelerometri: seconda generazione**

Il secondo grosso problema (vedi 2.4 *Accelerometri: prima generazione*) degli accelerometri è quello della **singola posizione**. Dal fatto che spesso questo strumento viene portato alla vita, deriva molto la sottostima dell'attività fisica durante movimento degli arti superiori, postura in piedi, lavoro verticale (cioè salire le scale o camminare in salita), spingere o tirare oggetti, trasportare masse aggiuntive (per esempio libri o *portatili*), esercizio senza bisogno di supporto corporeo (per esempio ciclismo), AF\* in acqua (per esempio nuoto), corsa a velocità maggiore di  $9 \text{ km}^{-1}$  ed in genere attività che richiedono cambiamenti rapidi di velocità orizzontale come il tennis (Chen *et al.*, 2005).

Una combinazione di variabili che rappresentino le componenti ad alta frequenza degli arti superiori (per i loro movimenti durante AF\* sedentaria), una variabile posturale derivante dal tronco che rappresenti la locomozione e

componenti ad alta intensità derivanti dai movimenti degli arti inferiori – dove ci sono i muscoli più grossi e potenti – potrebbe essere definita in maniera ottimale per fornire una misura dell'AF\* significativamente più precisa (Chen *et al.*, 2005).

In generale, a tutte le mancanze degli accelerometri di prima generazione si è cercato di dare risposta con la seconda (Chen *et al.*, 2005). Secondo un'accezione allargata di questa definizione, ad essa appartengono pure i sistemi che prevedono **più** accelerometri contemporaneamente. E così sono stati valutati un Tritrac-R3D all'anca portando un Actiwatch al polso dell'arto superiore dominante, un Actiwatch più un Actical... (Chen *et al.*, 2005). Studi riguardanti più accelerometri per la misura dell'AF\* riportano solo miglioramenti marginali nella precisione. Questi piccoli progressi non sono abbastanza per compensare la maggior complessità sperimentale associata all'utilizzo di più sensori tranne forse nei bambini con le loro peculiari fasi di iper-attività brevi associate al gioco (anche per una spiegazione tecnica più dettagliata si rimanda a Trost *et al.*, 2005).

Il passo successivo è stato quello del cosiddetto registratore di attività ad accelerometri:

- due accelerometri Analog Devices ADXL202<sup>bi</sup> (sterno e una coscia anteriormente) + registratore analogico Biomedical Monitoring BM42; giacere, sedere, stare in piedi e muoversi riconosciuti in almeno l'83% dei casi (Culhane *et al.*, 2004);
- 'zainetto' Dynaport ADL (due accelerometri uniassiali + registratore digitale) + un accelerometro uniassiale (coscia destra anteriormente); giacere, sedere, stare in piedi, strisciare, camminare, correre, andare in altalena e pedalare riconosciuti in almeno il 73 ÷ 91% dei casi (Busser *et al.*, 1997);
- tre accelerometri sismici ICsensors 5 g<sup>uni</sup> (due sullo sterno ed uno su una coscia anteriormente) + registratore digitale Vitaport2; giacere, sedere, stare in piedi, marciare, salire le scale, scenderle e pedalare riconosciuti in almeno l'80% dei casi (Veltink *et al.*, 1996);
- quattro accelerometri Analog Devices ADXL202<sup>bi</sup> (coscie lateralmente e sterno [od avambracci anteriormente]) [+ cardiofrenzometro; vedi sotto] + registratore

digitale Vitaport2; riconosce più di venti diverse posture/locomozioni in almeno l'83 ÷ 88% dei casi (Bussmann *et al.*, 1998 e 2001);

- IDEEA (Intelligent Device for Energy Expenditure and Activity); tre accelerometri biassiali (torace e piedi) + due accelerometri uniassiali (cosce) + microcomputer (Chen *et al.*, 2005).

Una modifica è stata l'introduzione di un altro tipo di sensore *fisico*:

- due accelerometri Analog Devices ADXL202<sup>bi</sup> + un giroscopio piezoelettrico Murata ENC-03J (il giroscopio – come sensore – misura la velocità angolare; accelerometri e giroscopio vanno posizionati sullo sterno) + un registratore digitale Physilog (polso); cambio di postura e marcia riconosciuti precisamente (Najafi *et al.*, 2003). Aggiungo che più o meno tutto il gruppo di Kamiar Aminian dell'Università di Losanna (Herren *et al.*, 1999; Najafi *et al.*, 2003), di estrazione *ingegneristica*, è particolarmente interessato e preparato nel campo della discriminazione dei vari tipi di AF\*, ma purtroppo non mi sembra abbastanza interessato alla misura dell'AF\* stessa.

Infine, ci si è dedicati a sviluppare sistemi di misura integrati *fisiologici* (per esempio cardiofrequenziometria, termometria e quantificazione della ventilazione) e di *movimento* (accelerometria) per misurare l'AF\* in condizioni di vita quotidiana (Lamonte *et al.*, 2001).

In tal prospettiva, l'uso di un cardiofrequenzimetro per misurare il dispendio metabolico e di sensori di movimento per misurare tutta l'AF\* *sensore-di-movimento-sensibile* potrebbe rappresentare una vera miglioria per quantificare precisamente l'AF\* assoluta (Crouter *et al.*, 2004). In passato, Levine *et al.* (2001b) hanno mostrato che utilizzando accelerometri ed inclinometri per misurare posizione e spostamento corporeo, si può già stimare ben l'85% della termogenesi da attività non *esercizio strutturato*. Tale termogenesi è in pratica il calore da esercizio (gli uomini non riescono naturalmente a trasformare tutta l'energia chimica del cibo in energia meccanica dell'esercizio, bensì molta di essa – nell'intorno del 75 ÷ 80% – viene sprecata in calore!) derivante da molte

componenti dell'AF\* totale come sedere, stare in piedi, cammino, lavoro occupazionale e qualsiasi altro movimento non *esercizio strutturato* compiuto durante il giorno. Quindi, almeno come proposta, una persona potrebbe portare i sensori di posizione e spostamento durante il giorno e posarli e mettere il cardiofrequenzimetro quando svolge esercizio strutturato. In altre parole, l'accelerometro svolgerebbe il compito di discriminare se è o no il momento in cui il DM determina una variazione della cardiofrequenziometria (e quindi è il caso di sospendere la misura diretta dell'AF\* – non efficace durante l'esercizio strutturato – ed iniziare quella indiretta mediante la quantificazione del DM).

Eston *et al.* (1998) hanno esaminato la validità della misura cardiofrequenziometria-accelerometria nella quantificazione dell'AF\* dei bambini. Sia la frequenza cardiaca e sia il numero dei *colpi* sono risultati correlati al consumo di ossigeno per chilo di massa corporea elevato alla 0.75 (per motivi di antropometria spiegati in letteratura) durante marcia, corsa e *giochi di bambini*. Tuttavia, la correlazione tra accelerometria e consumo di ossigeno risultò maggiore di quella cardiofrequenziometria e sempre consumo di ossigeno, suggerendo un'eccezione – appunto i bambini – della messa in pratica dell'indicazione generale sull'utilizzo combinato cardiofrequenziometria-accelerometria descritta appena sopra.

Questo piccolo *impasse* è superabile. Sono state stabilite due diverse relazioni individuali (vedi 2.5 *Cardiofrequenzimetri*) frequenza cardiaca-consumo di ossigeno: una per i periodi di AF\* ed una per quelli di inattività (Treuth *et al.*, 1998). Quando l'accelerometro misura AF\* sopra la conseguente soglia, si stima il consumo di ossigeno per mezzo dell'equazione frequenza cardiaca-consumo di ossigeno *attiva*. Sotto soglia con quella *inattiva*. Questo approccio è stato testato con successo nei bambini ed è quindi utilizzabile.

L'unico altro (oltre al FitSense FS-1) prodotto cardiofrequenziometria-accelerometria che ho trovato l'Actiheart il cui accelerometro è uniassiale.

Un altro sistema *fisiologico-movimento* è il SenseWear Armband che comprende:

- accelerometro biassiale;

- sensore di flusso di calore: questo è la vera novità del prodotto. Produzione/perdita di calore sono effetti collaterali di metabolismo e DM e quindi la possibilità di misurare queste variabili potrebbe migliorare la stima del DM quando effettuata in combinazione con altre misure come appunto l'accelerometria;
- sensore di risposta cutanea galvanica: la risposta cutanea galvanica è utilizzata come indicatore di perdita di calore per evaporazione;
- sensore di temperatura cutanea: la temperatura cutanea è utilizzata per stimare quella interna; e
- sensore di temperatura esterna vicino al corpo: ovvero quella del guscio laterale dello strumento.

All'utilizzatore, è chiesto di fornire dati riguardo a sesso, età, altezza e peso. L'Armband va posizionato appunto attorno al braccio destro, sopra il tricipite ed a metà tra acromion e oleocrano.

Risultato? Consumo di ossigeno stimato =  $-6.9 \div 17.7\%$  in marcia, salire le scale e ciclismo (Jakicic *et al.*, 2004). All'armonometro, si ha un  $+29\%$ . Le intensità di esercizio scelte sono state sempre corrispondenti a 50 e 70% della frequenza cardiaca massima di ciascun soggetto. Su richiesta degli investigatori, il produttore ha sviluppato altro software proprietario (vedi 2.4 *Accelerometri: prima generazione*) ma esercizio-specifico e così le differenze sono diventate non significative.

Un altro studio ha di base confermato i suddetti risultati (Cole *et al.*, 2004). L'assenza di misura dell'accelerazione in direzione anteroposteriore (considerando l'orientamento dell'accelerometro biassiale a strumento posizionato correttamente) determina anche sottostima del consumo di ossigeno nella voga. Inoltre, il grasso cutaneo appendicolare può causare malfunzionamento dei sensori cutanei.

Un altro studio ha mostrato precisione nella stima del consumo di ossigeno a riposo ed anche su cicloergometro ma in questo caso anche poca accuratezza (Fruin *et al.*, 2004). Marcia in piano sovrastima ( $+13 \div +27\%$ ) ed in salita sottostima ( $-22\%$ ). Paragonato all'accelerometria triassiale (Jakicic *et al.*, 1999;

Nichols *et al.*, 1999; Welk *et al.*, 2000; Levine *et al.*, 2001; Campbell *et al.* 2002), l'Armband è simile nella marcia e più preciso nel ciclismo. In generale, il suo comportamento è simile ed allora ci si chiede: nella stima finale l'accelerometro *pesa* tanto? E quanto? Forse può valere la pena di cambiare il *peso* relativo degli altri sensori?

Infine, altri studi confermano la sovrastima del consumo di ossigeno da parte dello strumento durante marcia e corsa (King *et al.*, 2004) o lo ritengono comunque accettabile (Mignault *et al.*, 2005).

### **3 Varie ed eventuali**

A *latere*, bisogna ricordare che specialmente i pazienti sono consapevoli di venire *misurati* (effetto della reattività o perturbazione; Fahrenberg, 1996) e che quindi l'utilizzo di strumenti portatili di misura dell'attività fisica potrebbe *inibirli* nello svolgimento di alcune attività (per esempio uno strumento potrebbe venire utilizzato durante uno sport ma non sotto la doccia e ciò potrebbe prevenire la persona dal fare quello sport).

Tra i sensori *fisici* che in un futuro prossimo implementeranno i cosiddetti accelerometri di seconda generazione, ci saranno di sicuro dispositivi GPS, oggi giorno molto piccoli e sensibili (alcuni modelli funzionano pure negli edifici).

Infine, cito brevemente alcune curiosità-applicazioni particolari nel campo degli strumenti portatili di misura dell'AF e cioè:

- si stanno già almeno progettando dei *giubbetti sensorizzati* e cioè dei veri e propri abiti pre-dotati di tutti i sensori sia di tipo *fisiologico* e sia di tipo *fisico-di movimento*, comoda soluzione per molti tipi diversi di valutazione funzionale (Winters *et al.*, 2003);
- è stato sviluppato un modello di accelerometro di seconda generazione per la registrazione per tempi lunghi di profondità di immersione, velocità di nuoto, frequenza cardiaca, temperatura dell'acqua ed in molte sedi del corpo per l'elefante marino settentrionale (Andrews, 1998). Inoltre, sempre lo stesso studioso ne ha costruito un altro più piccolo per la registrazione

dell'elettrocardiogramma, la temperatura corporea e le modalità di immersione per il cormorano dalla doppia cresta; e

- esiste già da un po' di anni un sistema di acquisizione del movimento portatile basato su un numero variabile di *scatolette* multisensore (all'interno di ciascuna vi sono tre accelerometri uniassiali, tre giroscopi, tre magnetometri [il magnetometro – come sensore – misura lo scostamento rispetto a meridiani, paralleli ed orizzontale, quindi in quest'ultimo piano funge da inclinometro] ed un termometro, per correggere naturali derive termiche degli accelerometri) che si chiama Xsens ed in un futuro non lontano potrebbe fungere da vero e proprio *Vicon* portatile ed utilizzabile anche all'aperto (Pfau *et al.*, 2005).

#### **4 Conclusioni**

Che dire alla fine di questa veloce ed obbligatoriamente incompleta carrellata personale sullo stato dell'arte degli strumenti portatili di misura della spesa calorica della persona, attività fisica o dispendio metabolico che dir si voglia?

Prima di tutto concludo come ho iniziato e cioè sottolineando come non esista ancora assolutamente un prodotto *buono per tutte le stagioni*, ma anche che operatori del settore e ricercatori bramano decisamente prodotti specifici adatti alle specifiche esigenze e migliori di quelli attualmente sul mercato. Il compito della valutazione, nel quale si inserisce di sacrosanto diritto la misura dell'AF\*, è sicuramente destinato a crescere a dismisura di importanza sia per il paziente, sia per il sano e sia per lo sportivo e tutto ciò e tutti coloro che stanno loro intorno. Specialmente da parte dei ricercatori credo che il problema dei costi non sia (relativamente) così sentito quanto quello dei software proprietari-scatole chiuse.

Non posso neanche che concordare ovviamente con l'idea maggiormente diffusa oggi sul genere di strumento in questione e cioè che la soluzione ottimale futura dovrebbe essere un accelerometro della cosiddetta seconda generazione comprendente più sensori di tipo sia *fisiologico* e sia *fisico-di movimento*.

Veramente infine e nello specifico, dico che è vero che la frequenza cardiaca è influenzata da mille e più fattori che possono anche non avere nulla a che fare con l'AF\*, ma in fondo siamo fatti di cellule che scambiano metaboliti vari attraverso il sangue che è pompato dal cuore. Quindi penso che l'azione cardiaca, della quale la frequenza è comunque un importante riflesso, sia molto correlata con il DM certo non su base *sessione di allenamento specifico* ma piuttosto su base *giorno, settimana, anno o vita*. Di conseguenza, penso che – visto anche la relativa semplicità della misura, specie se effettuata a mo' di studio pilota con un solo o pochi soggetti e per periodi non esageratamente lunghi – questa dovrebbe essere una verifica alla quale sottoporre presto l'Armband.

## 5 Referenze

- 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(9): 683-98
- Andrews R. D. (1998) Instrumentation for the remote monitoring of physiological and behavioral variables. *J. Appl. Physiol.* Nov., 85(5): 1974-81
- Baranowski T., Dworkin R., Cieslick C., Hooks P., Clearman D., Ray L., Dunn J., Nader P. (1984) Reliability and validity of self-report of aerobic activity: Family health project. *Res. Quart. Exerc. Sport* 55: 308-317
- Beghin L., Michaud L., Turck D., Gottrand F. (2005) [Technical aspects and relevance of energy expenditure and physical activity assessment in clinical research for cystic fibrosis patients]. *Arch. Pediatr.* Jul., 12(7): 1139-44
- van den Berg-Emons R. J., Saris W. H., Westerterp K. R., van Baak M. A. (1996) Heart rate monitoring to assess energy expenditure in children with reduced physical activity. *Med. Sci. Sports Exerc.* Apr., 28(4): 496-501
- Busser H. J., Ott J., van Lummel R. C., Uiterwaal M., Blank R. (1997) Ambulatory monitoring of children's activity. *Med. Eng. Phys.* Jul., 19(5): 440-5
- Bussmann J. B., van de Laar Y. M., Neeleman M. P., Stam H. J. (1998) Ambulatory accelerometry to quantify motor behaviour in patients after failed back surgery: a validation study. *Pain* Feb., 74(2-3): 153-61
- Bussmann J. B. J., Martens W. L., Tulen J. H., Schasfoort F. C., van den Berg-Emons H. J., Stam H. J. (2001) Measuring daily behavior using ambulatory accelerometry: the Activity Monitor. *Behav. Res. Methods Instrum. Comput.* Aug., 33(3): 349-56
- Campbell K. L., Crocker P. R. E., McKenzie D. C. (2002) Field evaluation of energy expenditure in women using Tritrac accelerometers. *Med. Sci. Sports Exerc.* 34: 1667-1674
- Casillas J. M., Deley G., Salmi-Belmihoub S. (2005) [Assessment of physical activity in cardiovascular diseases]. *Ann. Readapt. Med. Phys.* Jul., 48(6): 404-10

Chen K. Y., Bassett D. R. Jr. (2005) The technology of accelerometry-based activity monitors: current and future. *Med. Sci. Sports Exerc.* Nov., 37(11 Suppl): S490-500

Cole P. J., LeMura L. M., Klinger T. A., Strohecker K., McConnell T. R. (2004) Measuring energy expenditure in cardiac patients using the Body Media Armband versus indirect calorimetry. A validation study. *J. Sports Med. Phys. Fitness* Sep., 44(3): 262-71

Coleman K. J., Saelens B. E., Wiedrich-Smith M. D., Finn J. D., Epstein L. H. (1997) Relationships between TriTrac-R3D vectors, heart rate, and self-report in obese children. *Med. Sci. Sports Exerc.* Nov., 29(11): 1535-42

Crouter S. E., Albright C., Bassett D. R. Jr. (2004) Accuracy of polar S410 heart rate monitor to estimate energy cost of exercise. *Med. Sci. Sports Exerc.* Aug., 36(8): 1433-9

Crouter S. E., Clowers K. G., Bassett D. R. Jr. (2005b) A Novel Method for Using Accelerometer Data to Predict Energy Expenditure. *J. Appl. Physiol.* Dec.

Crouter S. E., Schneider P. L., Bassett D. R. Jr. (2005) Spring-levered versus piezo-electric pedometer accuracy in overweight and obese adults. *Med. Sci. Sports Exerc.* Oct., 37(10): 1673-9

Crouter S. E., Schneider P. L., Karabulut M., Bassett D. R. Jr. (2003) Validity of 10 electronic pedometers for measuring steps, distance, and energy cost. *Med. Sci. Sports Exerc.* Aug., 35(8): 1455-60

Culhane K. M., O'Connor M., Lyons D., Lyons G. M. (2005) Accelerometers in rehabilitation medicine for older adults. *Age Ageing* Nov., 34(6): 556-60

Culhane K. M., Lyons G. M., Hilton D., Grace P. A., Lyons D. (2004) Long-term mobility monitoring of older adults using accelerometers in a clinical environment. *Clin. Rehabil.* May, 18(3): 335-43

Epstein L. H., Paluch R. A., Coleman K. J., Vito D., Anderson K. (1996) Determinants of physical activity in obese children assessed by accelerometer and self-report. *Med. Sci. Sports Exerc.* Sep., 28(9): 1157-64

Eston R. G., Rowlands A. V., Ingledew D. K. (1998) Validity of heart rate, pedometry, and accelerometry for predicting the energy cost of children's activities. *J. Appl. Physiol.* 84: 362-371

- Fahrenberg J. (1996) Ambulatory assessment: Issues and perspectives. In: Fahrenberg J., Myrtek M.. Ambulatory assessment: Computer-assisted psychological and psychophysiological methods in monitoring and field studies. Hogrefe & Huber, Seattle 3-20
- Fruin M. L., Rankin J. W. (2004) Validity of a multi-sensor armband in estimating rest and exercise energy expenditure. *Med. Sci. Sports Exerc.* Jun., 36(6): 1063-9
- Goran M. I. (1998) Measurement issues related to studies of childhood obesity: assessment of body composition, body fat distribution, physical activity, and food intake. *Pediatrics* Mar., 101(3 Pt 2): 505-18
- Haskell W. L., Kiernan M. (2000) Methodologic issues in measuring physical activity and physical fitness when evaluating the role of dietary supplements for physically active people. *Am. J. Clin. Nutr.* Aug., 72(2 Suppl): 541S-50S
- Hatano Y. (1993) Use of the pedometer for promoting daily walking exercise. *ICHPER* 29: 4-8
- Herren R., Sparti A., Aminian K., Schutz Y. (1999) The prediction of speed and incline in outdoor running in humans using accelerometry. *Med. Sci. Sports Exerc.* Jul., 31(7): 1053-9
- Jakicic, J. M., Winters C., Lagally K., Ho J., Robertson R. J., Wing R. R. (1999) The accuracy of the TriTrac-R3D accelerometer to estimate energy expenditure. *Med. Sci. Sports Exerc.* 31: 747-754
- Jakicic J. M., Marcus M., Gallagher K. I., Randall C., Thomas E., Goss F. L., Robertson R. J. (2004) Evaluation of the SenseWear Pro Armband to assess energy expenditure during exercise. *Med. Sci. Sports Exerc.* May, 36(5): 897-904
- Karabulut M., Crouter S. E., Bassett D. R. Jr. (2005) Comparison of two waist-mounted and two ankle-mounted electronic pedometers. *Eur. J. Appl. Physiol.* Oct., 95(4): 335-43
- Karvonen J., Chwalbinska-Moneta J., Säynäjäkangas S. (1984) Comparison of heart rates measured by ECG and microcomputer. *Physician Sportsmed.* 12: 65-69
- Kiani K., Snijders C. J., Gelsema E. S. (1998) Recognition of daily motor activity classes using an artificial neural network. *Arch. Phys. Med. Rehab.* 79: 147-154

- King G. A., Torres N., Potter C., Brooks T. J., Coleman K. J. (2004) Comparison of activity monitors to estimate energy cost of treadmill exercise. *Med. Sci. Sports Exerc.* Jul., 36(7): 1244-51
- Lamonte M. J., Ainsworth B. E. (2001) Quantifying energy expenditure and physical activity in the context of dose response. *Med. Sci. Sports Exerc.* Jun., 33(6 Suppl): S370-8; discussion S419-20
- Leenders N. Y., Sherman W. M., Nagaraja H. N., Kien C. L. (2001) Evaluation of methods to assess physical activity in free-living conditions. *Med. Sci. Sports Exerc.* Jul., 33(7): 1233-40
- Leonard W. R. (2003) Measuring human energy expenditure: what have we learned from the flex-heart rate method? *Am. J. Hum. Biol.* Jul.-Aug., 15(4): 479-89
- Levine J. A., Baukol P. A., Westerterp K. R. (2001) Validation of the Tracmor triaxial accelerometer system for walking. *Med. Sci. Sports Exerc.* 33: 1593-1597
- Levine J. A., Melanson E. L., Westerterp K. R., Hill J. O. (2001b) Measurement of the components of nonexercise activity thermogenesis. *Am. J. Physiol. Endocrinol. Metab.* 281: E670-E675
- Lifson N., Gordon G. B., McClintock R. (1955) Measurement of total carbon dioxide production by means of  $D_2^{18}O$ . *J. Appl. Physiol.* May, 7(6): 704-10
- Lifson N., Little W. S., Levitt D. G., Henderson R. M. (1975)  $D_2^{18}O$  (deuterium oxide) method for  $CO_2$  output in small mammals and economic feasibility in man. *J. Appl. Physiol.* Oct., 39(4): 657-64
- Mathie M. J., Coster A. C., Lovell N. H., Celler B. G. (2004) Accelerometry: providing an integrated, practical method for long-term, ambulatory monitoring of human movement. *Physiol. Meas.* Apr., 25(2): R1-20
- Mignault D., St-Onge M., Karelis A. D., Allison D. B., Rabasa-Lhoret R. (2005) Evaluation of the Portable HealthWear Armband: a device to measure total daily energy expenditure in free-living type 2 diabetic individuals. *Diabetes Care* Jan., 28(1): 225-7
- Najafi B., Aminian K., Paraschiv-Ionescu A., Loew F., Bula C. J., Robert P. (2003) Ambulatory system for human motion analysis using a kinematic sensor:

monitoring of daily physical activity in the elderly. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* Jun., 50(6): 711-23

Nichols J. F., Morgan C. G., Sarkin J. A., Sallis J. F., Calfas K. J. (1999) Validity, reliability, and calibration of the Tritrac accelerometer as a measure of physical activity. *Med. Sci. Sports Exerc.* 31: 908-912

Ng A. V., Kent-Braun J. A. (1997) Quantitation of lower physical activity in persons with multiple sclerosis. *Med. Sci. Sports Exerc.* Apr., 29(4): 517-23

Pfau T., Witte T. H., Wilson A. M. (2005) A method for deriving displacement data during cyclical movement using an inertial sensor. *J. Exp. Biol.* Jul., 208(Pt 13): 2503-14

di Prampero P. E. (1985) La locomozione umana su terra, in acqua, in aria. FATTI E TEORIE. edi-ermes, Milano

Rennie K. L., Wareham N. J. (1998) The validation of physical activity instruments for measuring energy expenditure: problems and pitfalls. *Public Health Nutr.* Dec., 1(4): 265-71

Rice M. H., Howell C. C. (2000) Measurement of physical activity, exercise, and physical fitness in children: issues and concerns. *J. Pediatr. Nurs.* Jun., 15(3): 148-56

Schneider P. L., Crouter S. E., Bassett D. R. (2004) Pedometer measures of free-living physical activity: comparison of 13 models. *Med. Sci. Sports Exerc.* Feb., 36(2): 331-5

Schneider P. L., Crouter S. E., Lukajic O., Bassett D. R. Jr. (2003) Accuracy and reliability of 10 pedometers for measuring steps over a 400-m walk. *Med. Sci. Sports Exerc.* Oct., 35(10): 1779-84

Schoeller D. A., van Santen E. (1982) Measurement of energy expenditure in humans by doubly labeled water method. *J. Appl. Physiol.* 53: 955-959

Schutz Y., Weinsier R. L., Hunter G. R. (2001) Assessment of free-living physical activity in humans: an overview of currently available and proposed new measures. *Obes. Res.* Jun., 9(6): 368-79

Seaward B. L., Sleamaker R. H., McAuliffe T., Clapp J. F. 3<sup>rd</sup> (1990) The precision and accuracy of a portable heart rate monitor. *Biomed. Instrum. Technol.* Jan.-Feb., 24(1): 37-41

- Sirard J. R., Pate R. R. (2001) Physical activity assessment in children and adolescents. *Sports Med.* 31(6): 439-54
- Speakman J. R. (1998) The history and theory of the doubly labeled water technique. *Am. J. Clin. Nutr.* Oct., 68(4): 932S-938S
- Spurr G. B., Prentice A. M., Murgatroyd P. R., Goldberg G. R., Reina J. C., Christman N. T. (1988) Energy expenditure from minute-by-minute heart-rate recording: comparison with indirect calorimetry. *Am. J. Clin Nutr.* Sep., 48(3): 552-9
- Stanley N. (2003) Actigraphy in human psychopharmacology: a review. *Hum. Psychopharmacol.* Jan., 18(1): 39-49
- Steele B. G., Belza B., Cain K., Warms C., Coppersmith J., Howard J. (2003) Bodies in motion: monitoring daily activity and exercise with motion sensors in people with chronic pulmonary disease. *J. Rehabil. Res. Dev.* Sep.-Oct., 40(5 Suppl 2): 45-58
- Steele B. G., Holt L., Belza B., Ferris S., Lakshminaryan S., Buchner D. M. (2000) Quantitating physical activity in COPD using a triaxial accelerometer. *Chest* May, 117(5): 1359-67
- Tatner P. (1998) Doubly labelled water technique for measuring energy expenditure PRACTICAL CONSIDERATIONS. <http://www-biol.paisley.ac.uk/courses/Tatner/biometry/dlw/>
- The Doubly-labelled Water Method for Measuring Energy Expenditure: A consensus Report by the IDECG working group (1990) <http://www.unu.edu/unupress/food2/UID05E/uid05e00.htm>
- Treuth M. S., Adolph A. L., Butte N. F. (1998) Energy expenditure in children predicted from heart rate and activity calibrated against respiration calorimetry. *Am. J. Physiol.* 275: E12-E18
- Trost S. G. (2001) Objective measurement of physical activity in youth: current issues, future directions. *Exerc. Sport Sci. Rev.* 29(1): 32-6
- Trost S. G., McIver K. L., Pate R. R. (2005) Conducting accelerometer-based activity assessments in field-based research. *Med. Sci. Sports Exerc.* Nov., 37(11 Suppl): S531-43

Tudor-Locke C., Bassett D. R. Jr. (2004b) How many steps/day are enough? Preliminary pedometer indices for public health. *Sports Med.* 34(1): 1-8

Tudor-Locke C. E., Myers A. M. (2001) Challenges and opportunities for measuring physical activity in sedentary adults. *Sports Med.* Feb., 31(2): 91-100

Tudor-Locke C., Williams J. E., Reis J. P., Pluto D. (2002) Utility of pedometers for assessing physical activity: convergent validity. *Sports Med.* 32(12): 795-808

Tudor-Locke C., Williams J. E., Reis J. P., Pluto D. (2004) Utility of pedometers for assessing physical activity: construct validity. *Sports Med.* 34(5): 281-91

Tulen J. H. M., Bussmann J. B. J., van Steenis H. G., Peppinkhuizen L., Man in 't Veld A. J. (1997) A novel tool to quantify physical activities: Ambulatory accelerometry in psychopharmacology. *J. Clin. Psychopharm.* 17: 202-207

Veltink P. H., Bussmann H. B., de Vries W., Martens W. L., Van Lummel R. C. (1996) Detection of static and dynamic activities using uniaxial accelerometers. *IEEE Trans. Rehabil. Eng.* Dec., 4(4): 375-85

Welk G. J., Blair S. N., Wood K., Jones S., Thompson R W. (2000) A comparative evaluation of three accelerometry-based physical activity monitors. *Med. Sci. Sports Exerc.* 32: S489 –S497

Westerterp K. R. (1999) Assessment of physical activity level in relation to obesity: current evidence and research issues. *Med. Sci. Sports Exerc.* Nov., 31(11 Suppl): S522-5

Westerterp K. R. (1999b) Body composition, water turnover and energy turnover assessment with labelled water. *Proc. Nutr. Soc.* Nov., 58(4): 945-51

Westerterp K. R. (2003) Impacts of vigorous and non-vigorous activity on daily energy expenditure. *Proc. Nutr. Soc.* Aug., 62(3): 645-50

Winters J. M., Wang Y., Winters J. M. (2003) Wearable sensors and telerehabilitation. *IEEE Eng. Med. Biol. Mag.* May-Jun., 22(3): 56-65