

4 Tecniche accelerometriche

4.1 Descrizione generale e definizione di Actigrafia

La scelta dei sistemi portatili si è resa necessaria in quanto le altre tecniche descritte nel capitolo precedente presentano alcuni limiti invalicabili:

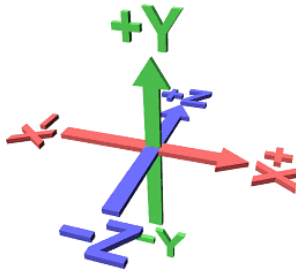
- devono essere effettuate in laboratori specializzati;
- risultano dispendiose sia in termini di tempo che di denaro;
- dal punto di vista psicologico il paziente risulta essere condizionato, in quanto se esso si sente osservato o sotto esame tende a rispondere diversamente da quanto farebbe in un ambiente a lui congeniale.
- dal punto di vista fisico, tecniche come l'elettromiografia, richiedono molti cavi e elettrodi che condizionano il movimento del paziente.
- il periodo di osservazione non può essere troppo lungo, in quanto non si possono sottoporre i pazienti (tipicamente anziani o con gravi problemi di deambulazione) a sforzi prolungati.
- Non si possono monitorare i pazienti durante il sonno.

Della moltitudine di sensori esistenti, il dispositivo accelerometrico è sicuramente quello che risponde meglio alle caratteristiche necessarie. In primo luogo è in grado di misurare sia la frequenza che l'intensità del movimento; secondariamente esistono accelerometri accoppiati in continua che permettono di utilizzare il campo gravitazionale terrestre per stabilirne l'orientamento e fornire, in condizioni statiche, una misura angolare in aggiunta a quella accelerometrica. Inoltre le tecnologie attualmente in uso sono in grado di produrre accelerometri a bassi costi di ridottissime dimensioni. Per questi motivi il dispositivo accelerometrico è il più indicato se si vuole sviluppare un sistema di monitoraggio a lungo termine del movimento umano, al fine di stabilire lo stato funzionale di un individuo, in un ambiente non supervisionato, durante l'attività quotidiana.

Il monitoraggio dell'attività fisica tramite tecniche accelerometriche prende il nome di **actigrafia**.

4.2 Componenti accelerometriche

Le accelerazioni che agiscono sul corpo umano, sono identificate dal piano corporeo rispetto al quale si sviluppano.



Nel seguito di questa trattazione useremo i termini accelerazione **Medio-Laterale**, per indicare le accelerazioni lungo l'asse x, accelerazione **Verticale**, per quelle lungo l'asse y e accelerazione **Antero-Posteriore**, per indicare invece le componenti che si sviluppano lungo l'asse z.

4.2.1 Componente Medio-Laterale

Con questo termine si definisce l'accelerazione normale al piano sagittale (ovvero il piano di simmetria del corpo umano). In posizione ortostatica misura le oscillazioni laterali durante la camminata, mentre in posizione clinostatica fornisce indicazioni sulla posizione assunta (sdraiato sul fianco sinistro o destro).

Non assume quasi mai valori elevati.

4.2.2 Componente Verticale

Con questo termine si definisce l'accelerazione normale al piano orizzontale (ovvero il piano perpendicolare a quello sagittale e passante per il centro di massa). È di fondamentale importanza in quanto ci permette di distinguere la posizione clinostatica da quella ortostatica.

Durante la camminata oscilla, anche con notevoli escursioni, attorno al valore $-1 g$.

4.2.3 Componente Antero-Posteriore

Si tratta dell'accelerazione normale al piano frontale (ovvero il piano ortogonale ai due piani precedenti e passante per il centro di massa). In posizione ortostatica raggiunge picchi positivi all'inizio del movimento e picchi negativi al termine dello stesso (escursioni che raggiungono l'ordine del g). In posizione clinostatica permette di discriminare le posizioni *supino* e *prono*, in posizione ortostatica è di supporto alla distinzione tra la posizione eretta e quella seduta

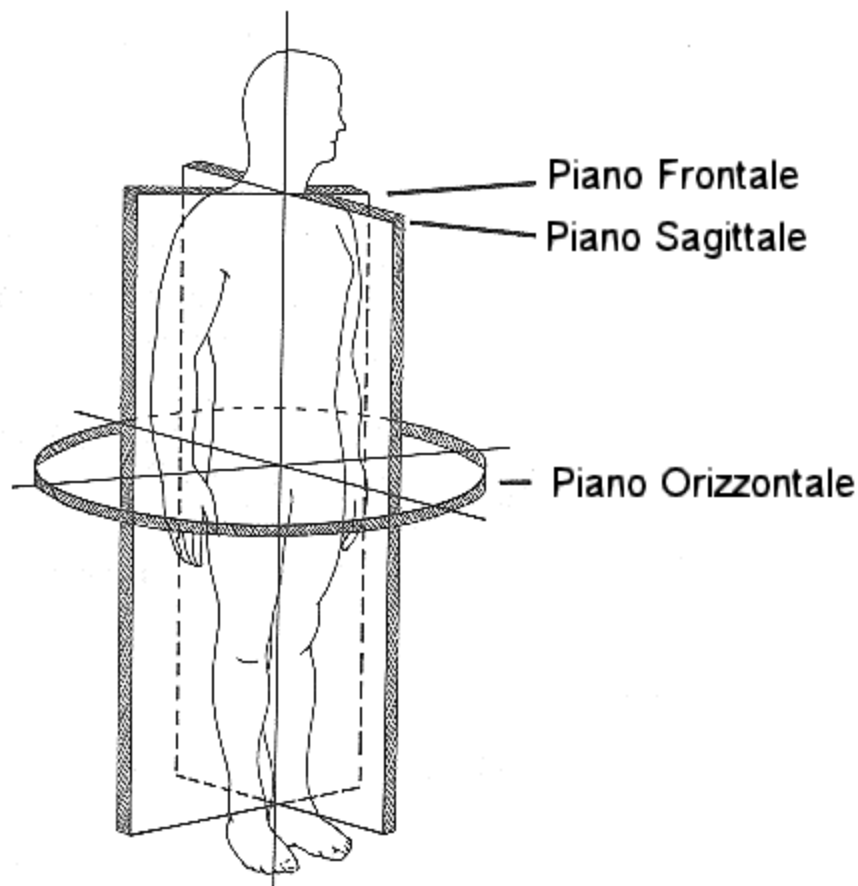


Figura 1: disposizione dei piani corporei

4.3 Impieghi dell'actigrafia

4.3.1 Monitoraggio dei movimenti umani con un accelerometro

Un monitoraggio globale dei movimenti del corpo si ottiene posizionando l'accelerometro sul torace, o all'altezza della cintola. E' possibile però ottenere misure specifiche di movimento posizionando opportunamente l'accelerometro nella zona di interesse. Misure di bradicinesismo¹ sui soggetti affetti da Malattia di Parkinson sono state effettuate con l'accelerometro sul polso (Veltink *et al* 1995). Misure più complesse possono essere ottenute combinando l'uso di più accelerometri e/o sensori vari.

L'accelerometro è un dispositivo che misura le accelerazioni rispetto ad un sistema di riferimento ad esso solidale, pertanto fornisce una misura per ogni asse, da un minimo di uno (accelerometri mono-assiali) ad un massimo di tre (tri-assiali). Conoscendo come è posizionato il sensore rispetto

¹**Bradicinesismo:** rallentamento nell'iniziare un movimento: la si riscontra nelle attività quotidiane, in particolare durante l'attività della scrittura.

al corpo, possiamo attraverso la misura del vettore gravitazionale conoscere quale sia la posizione del soggetto rispetto alla verticale.

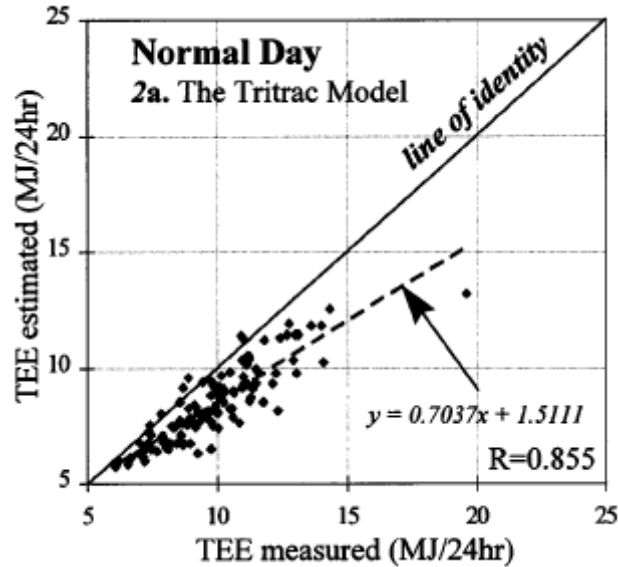
4.3.2 Consumo energetico metabolico (CEM)

Il riferimento principale per la misura dell'attività fisica è il consumo energetico metabolico (CEM). E' relativamente semplice ottenere questa misura in laboratorio, mentre è praticamente impossibile avere tale misura mentre si svolgono le normali attività quotidiane nell'ambiente domestico. L'accelerometro è in grado di fornire una misura indiretta per la stima dell'attività fisica giornaliera, ed è già stato impiegato con successo sui giovani, sui soggetti anziani (Mejer *et al* 2001, Kochersberger *et al* 1996) e su pazienti con sclerosi multipla (Ng and Kent-Braun 1997).

I sistemi accelerometrici si basano tipicamente sul modello secondo il quale l'area sottesa dalla curva che indica le accelerazione del corpo, correla linearmente con il CEM. Tale ipotesi è stata verificata per gli accelerometri tri-assiali (Bouten *et al* 1997a, 1997b). Inoltre, in un confronto tra 11 indicatori di CEM derivati da un accelerometro tri-assiale, montato all'altezza della cintola, è stato trovato che l'integrale della magnitudine dell'accelerazione nella direzione antero-posteriore risulta essere il miglior indicatore di CEM durante il cammino; mentre il miglior stimatore per le attività quotidiane risulta essere la somma degli integrali delle magnitudini accelerometriche lungo le tre direzioni (Bouten *et al* 1994).

A tal proposito si vogliono citare una serie di esperimenti svolti da Chen e Sun nel 1997: essi monitorarono per 24 ore 125 persone (53 uomini e 72 donne) all'interno di una camera calorimetrica. Questa camera è in realtà una stanza che riproduce un ambiente di vita quotidiana; alcuni sensori misurano la concentrazione di CO₂ presente all'interno, mentre il pavimento è costituito da una piattaforma di forza. La stanza permette di misurare l'attività fisica svolta all'interno. Tutti i soggetti indossavano un accelerometro tri-assiale con frequenza di campionamento ad 1 Hz.

Confrontando i dati registrati dalla camera con il modulo delle accelerazioni si è ottenuto il seguente risultato:



La *line of identity* è l'incontro tra i valori stimati dalla camera calorimetrica e quelli misurati dagli accelerometri. R è il coefficiente di correlazione tra i due.

Il CEM risulta inevitabilmente sotto stimato, in quando gli accelerometri non possono misurare alcune attività metaboliche, quali l'attività cerebrale o l'aumento di temperatura a seguito dell'assunzione del cibo.

Chen e Sun svilupparono inoltre un modello non lineare descritto da questa equazione:

$$CEM_{nl} = a_N H^{p1} + b_N V^{p2}$$

dove:

$$H = \sqrt{x^2 + y^2}$$

$$V = \sqrt{z^2}$$

mentre i coefficienti a_N , b_N , $p1$ e $p2$ sono coefficienti empirici che si determinano in funzione del peso e del sesso del soggetto:

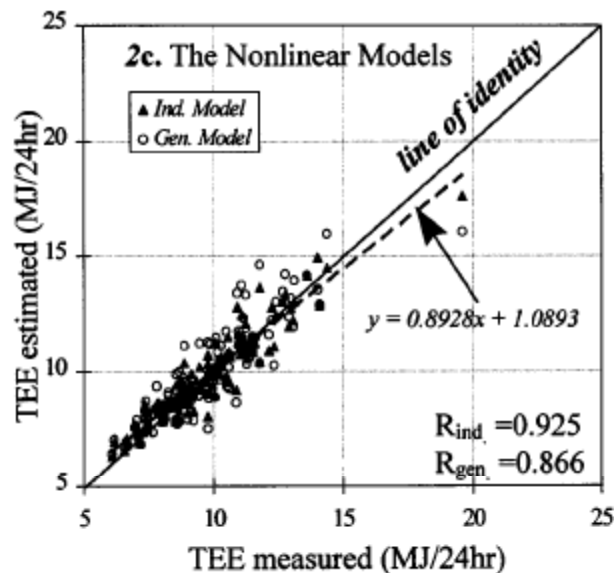
$$p1 = \frac{[2.66 \times \text{mass (kg)} + 146.72]}{1,000}$$

$$p2 = \frac{[-3.85 \times \text{mass (kg)} + 968.28]}{1,000}$$

$$a_N = \frac{[12.81 \times \text{mass (kg)} + 843.22]}{1,000}$$

$$b_N = \frac{[38.90 \times \text{mass (kg)} - 682.44 \times \text{gender} + 692.50]}{1,000}$$

Questo modello ha permesso ai due ricercatori di ottenere risultati più vicini alla *line of identity*:



R_{ind} e R_{gen} sono, rispettivamente, il coefficiente di correlazione per il modello individuale e quello per il modello generale.

La misura associata al consumo metabolico è un importante indicatore dello stato di salute di un individuo; è possibile ipotizzare che l'andamento temporale di tale variabile è precocemente in grado di stabilire eventuali anomalie nel comportamento motorio, specialmente legate agli aspetti degenerativi del movimento, che correlano con la disabilità e la performance degli anni a seguire. Un monitoraggio sugli anziani, ad esempio, aiuterebbe ad individuare i soggetti a più alto rischio di caduta, diventando di fatto un sistema per la prevenzione dei rischi legati all'età. Per esempio la

velocità del passo, che è un importante indicatore del rischio di caduta e legato all'abilità funzionale, è facilmente misurabile attraverso le componenti accelerometriche antero-posteriori.

4.3.3 Actigrafia e morbo di Parkinson

La valutazione quantitativa del controllo motorio e dei disordini del movimento è un argomento di grande interesse. Fin dagli anni 60 è stato possibile dotare i laboratori di strumenti sofisticati in grado di misurare la performance motoria in maniera accurata e dettagliata. In ogni caso, la sola disponibilità di strumenti avanzati non è garanzia di successo nell'analisi dei disturbi del movimento in quanto questi si possono presentare solo in situazioni specifiche, difficili da riprodurre in laboratorio. Un buon esempio di quanto detto è rappresentato dal morbo di Parkinson, che è caratterizzato da una varietà di disturbi motori come il tremore, l'acinesia² e la bradicinesia, cui si possono aggiungere le discinesie³ indotte dalla terapia prolungata con levodopa.

La levodopa⁴ (o L-DOPA) è attualmente il farmaco più efficace nella terapia del Parkinson, ma l'utilizzo prolungato porta numerosi effetti collaterali, fra cui discinesia e acinesia, quest'ultima in modo particolare al risveglio. Dopo 3-7 anni di terapia si presenta in molti pazienti un fenomeno (*vacanza DOPA*) per il quale essi incominciano a fluttuare fra uno stato "off" (alcune ore dopo l'assunzione del farmaco in cui riemergono i sintomi tipici della malattia) ed uno stato "on" (in cui il farmaco è attivo ed i sintomi si attenuano). E' proprio durante quest'ultimo stato che si possono manifestare le discinesie, la cui comparsa sembrerebbe dipendere principalmente dalla distribuzione delle dosi di farmaco nel tempo e dalla loro entità.

Allo stato attuale l'unico metodo per misurare le acinesie, consiste nel far compilare al paziente un diario giornaliero in cui annotare ogni disfunzione motoria. Molto spesso però il diario risulta essere incompleto o compilato in maniera molto approssimativa: questo perché i malati di Parkinson sono spesso anziani, a volte con disfunzioni cerebrali dovute ad altre patologie, senza contare la frustrazione che crea la rigidità dovuta all'acinesia, a causa della quale la compilazione del diario diventa, agli occhi del paziente, un inutile ulteriore supplizio.

Alla luce di tutto questo, risulta chiaro che sarebbe estremamente proficua la possibilità di misurare in maniera quantitativa lo stato motorio di tali pazienti nel corso della giornata, anche in relazione allo schema di assunzione della levodopa. La disponibilità di un metodo di misurazione quantitativo

² **Acinesia:** carenza o scomparsa dei movimenti volontari accompagnata dalla totale mancanza di espressioni sul viso.

³ **Discinesia:** movimento anormale e involontario dei muscoli del corpo dovuto ad un'alterazione del sistema nervoso centrale.

⁴ **Levodopa:** precursore della dopamina che, a differenza di quest'ultima, supera agevolmente la barriera ematoencefalica e per questo utilizzato per correggere il deficit di dopamina del morbo di Parkinson.

è resa, inoltre, sempre maggiore dalla necessità di valutare nuove terapie farmacologiche e chirurgiche emerse recentemente. La tecnica quantitativa più accurata nella misura del movimento umano è oggi rappresentata dai sistemi di analisi ottica, che possiedono una risoluzione superiore a 0,2 mm in un range di 2 m³, ma che sono estremamente costosi e, analogamente alle scale, permettono lo studio del paziente esclusivamente in laboratorio.

Allo scopo di poter seguire, in maniera quantitativa, l'andamento dei sintomi nella vita quotidiana, è stato recentemente introdotto l'uso degli accelerometri. Gli accelerometri rappresentano quindi una nuova frontiera, in via di evoluzione, nel follow up del morbo di Parkinson, e consentono di integrare utilmente le scale cliniche, essendo in grado di misurare correttamente sia il tremore sia le discinesie (classificazione corretta nel 95% dei casi).

È però importante fare alcune puntualizzazioni. Un metodo di valutazione quantitativa applicato ai sintomi del morbo di Parkinson, deve essere in grado di distinguere fra numerosi stati motori; in particolare è necessario che possa differenziare i movimenti volontari dalle discinesie durante la fase *on*, e l'acinesia dall'immobilità volontaria durante la fase *off*. Questo pone l'esigenza di individuare specifici parametri e tecniche di classificazione che procurino ai medici un'oggettiva caratterizzazione di questi sintomi e che abbiano la capacità di riconoscere i diversi disturbi motori e di distinguerli dai movimenti normali.