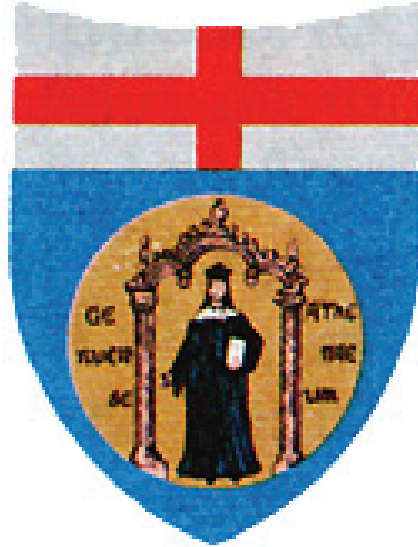


Università degli studi di Genova

Facoltà di Ingegneria



Tesi di Laurea

**“Accelerometria multicanale: Sistema di
monitoraggio portatile dell’attività motoria”**

Relatore: Chiar.^{mo} Prof. Pietro Morasso

Correlatori: Ing. Roberto Capra

Ing. Marco Jacono

Autore: Alessandro Chiappalone

Luglio 2005

Ai miei genitori

E quindi uscimmo a riveder le stelle

(D. Alighieri, La Divina Commedia, Inferno, Canto XXXIV)

1 INTRODUZIONE	7
2 STUDIO E ANALISI DEL MOVIMENTO.....	9
2.1 I TEST DI PERFORMANCE.....	9
2.1.1 <i>Valutazione funzionale</i>	9
2.1.2 <i>Esigenza predittiva</i>	10
2.1.3 <i>Valutazioni clinico funzionali</i>	10
2.2 LA MISURA IN RIABILITAZIONE.....	11
3 TECNICHE DI MISURA DELLA POSTURA E DEL MOVIMENTO.....	14
3.1 TECNICHE OPTOELETTRONICHE	14
3.2 TECNICHE DINAMOMETRICHE.....	15
3.3 TECNICHE ELETTROMIOGRAFICHE	15
3.4 TECNICHE BASOGRAFICHE.....	16
3.5 SISTEMI PORTATILI	17
4 TECNICHE ACCELEROMETRICHE.....	19
4.1 DESCRIZIONE GENERALE E DEFINIZIONE DI ACTIGRAFIA	19
4.2 COMPONENTI ACCELEROMETRICHE	20
4.2.1 <i>Componente Medio-Laterale</i>	20
4.2.2 <i>Componente Verticale</i>	20
4.2.3 <i>Componente Antero-Posteriore</i>	20
4.3 IMPIEGHI DELL'ACTIGRAFIA	21
4.3.1 <i>Monitoraggio dei movimenti umani con un accelerometro</i>	21
4.3.2 <i>Consumo energetico metabolico (CEM)</i>	22
4.3.3 <i>Actigrafia e morbo di Parkinson</i>	25
5 ACCELEROMETRI.....	28
5.1 DESCRIZIONE GENERALE	28
5.2 ACCELEROMETRO MEMSIC 2125.....	28
5.2.1 <i>Principio di funzionamento</i>	29
5.2.2 <i>Dati tecnici</i>	30
5.2.3 <i>Componente integrato Parallax</i>	31
6 ACTIMOTION®.....	32

6.1 STATO DELL'ARTE.....	32
6.1.1 <i>Clinostatismo e ortostatismo</i>	33
6.1.2 <i>Uso dell'ActiMotion® in riabilitazione motoria</i>	35
6.1.3 <i>Calcolo del Consumo Energetico Metabolico (CEM)</i>	36
6.2 LIMITI DELL'ACTIMOTION®	37
6.3 LO STRUMENTO REALIZZATO.....	38
7 SECURE DIGITAL CARD (SDCARD).....	41
7.1 DESCRIZIONE GENERALE	41
7.1.1 <i>Caratteristiche</i>	41
7.1.2 <i>Specifiche fisiche</i>	42
7.1.3 <i>Specifiche elettriche</i>	43
7.1.4 <i>Interfaccia elettrica</i>	44
7.1.5 <i>Struttura della memoria</i>	46
7.2 SPI MODE	47
7.2.1 <i>Selezione della modalit�</i>	48
7.2.2 <i>Reset Sequence</i>	49
7.2.3 <i>Clock Control</i>	49
7.2.4 <i>Struttura dei comandi</i>	49
7.2.5 <i>Struttura delle risposte</i>	51
7.2.6 <i>Operazioni di Scrittura/Lettura</i>	52
7.2.7 <i>Diagrammi temporali</i>	54
8 MICROCONTROLLORI PIC	56
8.1 DESCRIZIONE GENERALE	56
8.2 MODELLO 16F84.....	57
8.2.1 <i>Altre caratteristiche tecniche</i>	57
8.2.2 <i>Architettura RISC</i>	59
8.2.3 <i>Piedinatura</i>	60
8.3 PROGRAMMAZIONE DEL PIC	60
9 REALIZZAZIONE HARDWARE	62
9.1 COMPONENTI UTILIZZATI	62
9.2 SCELTA DELLE BATTERIE.....	62

9.3 DIMENSIONI DEL CIRCUITO	63
9.4 SCHEMA ELETTRICO	64
9.5 VERSIONE DEFINITIVA	65
10 REALIZZAZIONE FIRMWARE	66
10.1 INVIO DI COMANDI ALLA SDCARD.....	66
10.1.1 Funzione Shout	66
10.1.2 Funzione Shin.....	67
10.2 ACQUISIZIONE DEI DATI DALL'ACCELEROMETRO	67
10.3 FREQUENZA DI ACQUISIZIONE	68
10.4 ULTERIORI TEMPORIZZAZIONI	69
10.5 CREAZIONE E GESTIONE DEL FILE.....	70
11 ANALISI DEI DATI	72
11.1 SOGGETTI SANI – MOVIMENTI STANDARD.....	72
11.1.1 Tracciato accelerometrico	73
11.1.2 Alzata dalla sedia + camminata.....	74
11.1.3 Mappe accelerometriche	75
11.1.4 Mappa accelerometrica tridimensionale.....	78
11.2 SOGGETTI SANI – ACQUISIZIONI GIORNALIERE.....	80
11.2.1 Tracciato accelerometrico	80
11.2.2 Mappe accelerometriche	82
11.3 SOGGETTI PARKINSONIANI:ACQUISIZIONI GIORNALIERE	83
11.3.1 Tracciato accelerometrico	83
11.3.2 Mappe accelerometriche	84
11.4 CONFRONTO TRA SOGGETTI SANI E PARKINSONIANI	85
11.4.1 Attività durante il sonno	85
11.4.2 Consumo energetico metabolico	87
12 CONCLUSIONI E SVILUPPI FUTURI.....	89
APPENDICE A. TEST DI TINETTI	91
BIBLIOGRAFIA ESSENZIALE.....	93

1 Introduzione

Postura¹ e movimento sono termini di largo utilizzo che hanno moltissime implicazioni sul piano della salute, culturale e sociale. Il movimento richiede al nostro corpo di risolvere in ogni istante un problema di equilibrio dinamico dove i sistemi nervoso, muscolare e scheletrico si integrano alla perfezione. Ogni alterazione in questi sistemi, con l'età o la patologia, porta ad una limitazione funzionale che può essere rilevata e quantificata con tecniche strumentali.

La capacità funzionale è un fattore determinante per l'autosufficienza, il peggioramento del livello di tale capacità in una persona, ha un pesante impatto sulla sua qualità della vita.

È per questo motivo che negli ultimi tempi si stanno diffondendo i Laboratori di Analisi del Movimento con crescenti esigenze sul fronte dell'acquisizione ed elaborazione dei dati, l'interpretazione dei risultati e l'ausilio alla decisione clinica. L'impegno per la definizione di nuovi strumenti e metodi diagnostici, terapeutici e riabilitativi nel campo della postura e del movimento potrà avere un grande impatto socio-economico in una società caratterizzata da una popolazione sempre più longeva

La conoscenza dei meccanismi di controllo coinvolti nei processi posturali e motori, formalizzata attraverso modelli matematici, può fare luce sulle cause delle eventuali alterazioni esistenti. La tecnica actigrafica risulta essere il più efficace strumento di valutazione della capacità funzionale in un ambiente domestico.

Lo scopo di questo progetto di tesi, svoltosi interamente nel centro di Bioingegneria dell'ospedale "La Colletta" di Arenzano (Genova), è quello di potenziare l'actigrafo a disposizione (ActiMotion®) in modo tale che:

1. Passi da un'acquisizione dati bi-assiale ad una tri-assiale
2. Possa acquisire dati per diversi giorni (contro le 24 ore attuali)

¹ Per postura possiamo intendere la posizione del corpo nello spazio e la relazione spaziale tra i segmenti scheletrici, il cui fine è il mantenimento dell'equilibrio (funzione antigravitaria), sia in condizioni statiche che dinamiche, cui concorrono fattori neurofisiologici, biomeccanici, psicoemotivi e relazionali, legati anche all'evoluzione della specie.

3. Permetta uno scaricamento dei dati in tempo reale (contro le tre ore attuali!)

Per fare ciò si è costruito un actigrafo *ex novo* con due accelerometri bi-assiali, interfacciato con una scheda di memoria SDcard (una memory card comunemente utilizzata dalle macchine fotografiche digitali).

2 Studio e analisi del movimento

Lo studio dell'alterazione posturale e motoria, in pazienti con patologie associate ad alterazioni nel movimento, può dare informazioni molto importanti per conoscere il livello di limitazione funzionale conseguente alla patologia e del suo evolversi nel tempo. Inoltre, dallo studio della postura e del movimento di un individuo, si possono avere importanti elementi di valutazione dell'efficacia di interventi riabilitativi mirati al recupero della limitazione funzionale conseguente ad una determinata patologia.

Risulta quindi di fondamentale importanza potersi avvalere di tecniche che permettano di descrivere, quantificare e valutare il movimento.

2.1 I Test di Performance

Prima dell'introduzione delle tecnologie attuali, per affrontare questo tipo di problemi, l'unico approccio possibile allo studio del movimento era l'utilizzo di test di performance. Questi rappresentano un tentativo di definire con modalità prevalentemente quantitative, attraverso l' utilizzo di scale di valutazione, il risultato finale della convergenza dei numerosi fattori che determinano il comportamento motorio. La valutazione avviene solitamente facendo compiere al paziente una serie di movimenti predefiniti: il medico, opportunamente formato, attribuisce un punteggio a seconda dell'esecuzione del movimento stesso e trae una conclusione a seconda del risultato complessivo.

I test di performance sono sostanzialmente indicatori di efficienza del sistema nel suo complesso. Non offrono indicazioni interpretative ma possono identificare condizioni critiche e soprattutto hanno la funzione di misurare il risultato di una procedura diagnostico terapeutica. Il loro utilizzo può essere orientato in prospettive differenti: di seguito proponiamo alcuni esempi rinviando ad esposizioni più complete disponibili in letteratura sulle scale di valutazione funzionale (v. *Bibliografia Essenziale*).

2.1.1 Valutazione funzionale

Si tratta di sistemi di misura della capacità di autonomia nei più comuni atti della vita quotidiana. Fra queste scale le più note sono la scala FIM e la scala di Barthel. La loro funzione è strettamente legata a problemi di verifica dell'efficacia dei programmi di recupero funzionale e quindi alle scelte del loro finanziamento. Sostanzialmente hanno l'obiettivo di misurare la riduzione della dipendenza del soggetto e quindi la riduzione del suo costo sociale. Possono permettere di valutare un programma di recupero per la sua capacità di fare evolvere le abilità di un soggetto in più ambiti critici delle autonomie. Non danno indicazioni sulle caratteristiche delle menomazioni che sostengono il deficit funzionale.

2.1.2 Esigenza predittiva

L'utilizzo di test a questo scopo si basa sull'assunto che vi siano performances critiche in grado di predire il comportamento funzionale dell'intero sistema all'interno di problemi specifici (Guralnik J.M.). Fra i più noti ricordiamo i test per la predizione del rischio di caduta nei soggetti anziani. La capacità di individuare informazioni semplici come indicatori di condizioni prodotte da fattori complessi rappresenta uno strumento di economia sanitaria di estremo interesse, dal momento che permette di individuare soggetti a rischio in una vasta popolazione prima dell'avvio di costosi programmi di diagnostica differenziale che non potrebbero venire programmati in modo generalizzato. Tra i più utilizzati a questo scopo il Functional Reach test e il test di Tinetti¹. Di estremo interesse è l'utilizzo di test motori predittivi del futuro stato di salute di un soggetto basati sulla selezione di alcuni semplici gesti, come l'alzata dalla sedia, la stazione eretta statica e l'esecuzione di alcuni passi.

2.1.3 Valutazioni clinico funzionali

Sotto questo termine possiamo raggruppare test, o raccolte di test, finalizzati a valutare eventuali correlazioni fra funzioni e segni clinici. Fanno parte di questa categoria l'UPDRS per la malattia di Parkinson e l'EDSS per la Sclerosi multipla.

¹ v. *Appendice A*

Lo studio di specifiche performances rappresenta indubbiamente una risposta economica all'esigenza di un approccio clinico diffuso alla disabilità, permette studi epidemiologici su vaste popolazioni ed è in grado di dare indicazioni critiche per la definizione di ulteriori e più complesse analisi del quadro clinico. D'altra parte rappresenta una modalità di descrizione prevalentemente qualitativa della gravità della disabilità; non è, di fatto, orientato a descrivere come un certo comportamento sia realizzato. E' poco finalizzato quindi a ricondurre direttamente il comportamento a possibili cause. I test che associano misure di performance a misure di comportamenti specifici sono maggiormente orientati alla ricerca di correlazioni clinico-funzionali, ma risentono ugualmente di problemi legati alla scelta degli intervalli di scala che li rendono spesso poco sensibili alla misura di modificazioni, poco significativi dal punto di vista della definizione di un programma di recupero funzionale, ma interessanti dal punto di vista dello studio del comportamento del sistema di fronte ad un obiettivo da raggiungere. Il loro basso costo di gestione ne permette un utilizzo diffuso che li rende ormai uno strumento di comunicazione accanto alla descrizione dei segni della clinica classica. In particolare rappresentano uno strumento per l'identificazione di obiettivi funzionali. Occorre comunque sottolineare come lo stesso esercizio terapeutico presenti aspetti compito-specifici che rendono necessaria l'identificazione di una condizione contestuale. A questo può dare un utile contributo la conoscenza del valore critico delle singole performances.

2.2 La misura in riabilitazione

Lo studio della performance è dunque interessante perché permette di individuare competenze funzionali critiche su cui orientare la definizione del progetto riabilitativo individuale; permette inoltre di contestualizzare lo studio dei segni patologici correlandone le manifestazioni alle caratteristiche dell'impegno funzionale richiesto dalla performance stessa. In questo senso un primo livello di approfondimento, relativamente ai criteri di utilizzo della misura strumentale, riguarda la sua capacità di offrire, in un dato contesto, indicazioni utili non ottenibili con le misure qualitative o semiquantitative permesse dalle scale di valutazione.

Un secondo aspetto al primo correlato è rappresentato dalla capacità di una misura strumentale di integrare e arricchire di significato le informazioni delle scale, piuttosto che di proporsi come semplice informazione aggiunta. L'ingegneria

biomedica può offrire un contributo metodologico-sperimentale a tutti questi livelli di valutazione costruendo un'interfaccia culturale con la clinica che non riduca la relazione fra le due discipline all'offerta di misure strumentali su commissione.

La misura in riabilitazione, per essere considerata valida, deve aderire ad una o più tra le seguenti caratteristiche:

- aderire al modello teorico in base alla quale la misura è stata elaborata (construct validity): per esempio un esame del cammino basato su misure meccaniche fornisce informazioni aderenti ad un modello in base al quale la normalità o l'anormalità del cammino è direttamente correlabile a grandezze fisiche come le relazioni fra le coppie di forze;
- essere correlabile, quando possibile, con uno strumento già accettato come valido (anche semiquantitativo): per esempio l'indice di Barthel è stato adottato come golden standard in tutte le misure di autonomia nell'attività domestica quotidiana (Activities Daily Living o ADL). Questo aspetto acquisisce interesse particolare nel caso la nuova misura possa essere ottenuta con test di più rapida somministrazione;
- avere capacità predittiva, ovvero la possibilità di predire una situazione futura attraverso i risultati di una misura. Questo aspetto è cruciale nella valutazione dell'outcome e degli effettivi trattamenti: in medicina riabilitativa è particolarmente importante disporre di strumenti per prevedere quanto i risultati funzionali raggiunti possano generalizzarsi ed essere mantenuti nell'ambiente ordinario di vita;
- Avere la capacità di orientare le scelte terapeutiche;
- Essere funzionale, ovvero lo strumento che la rileva deve essere effettivamente utilizzabile nel contesto per il quale è stato progettato (ecologic validity). Misurazioni strumentali sofisticate, lunghe e costose sono poco realizzabili in un contesto clinico routinario o in studi di outcome su grandi popolazioni.

In questo contesto specificamente clinico, il ruolo della misura strumentale può collocarsi ad ogni livello di valutazione. Il vantaggio di partire dalle indicazioni di specifiche performances è legato alla possibilità di diffondere la tecnologia della

misura, potendo modulare i costi di realizzazione e gestione della tecnologia stessa in relazione alle possibilità dell'ambiente clinico in cui è inserita. La sua sensibilità deve essere valutata in relazione alla funzione osservata e alla variabilità intrinseca del movimento studiato. Strumenti semplici di rilevazione del segnale, integrati con un alto valore aggiunto di analisi orientato al problema, possono offrire opzioni terapeutiche rilevanti. Un dispositivo di misura è significativo in clinica se permette di modificare una scelta terapeutica; in questo senso può essere costruito anche solo per un setting dedicato allo specifico problema posto dalla patologia trattata. La misura è tanto più significativa nella pratica medica quanto più è comunicabile ed essenziale.

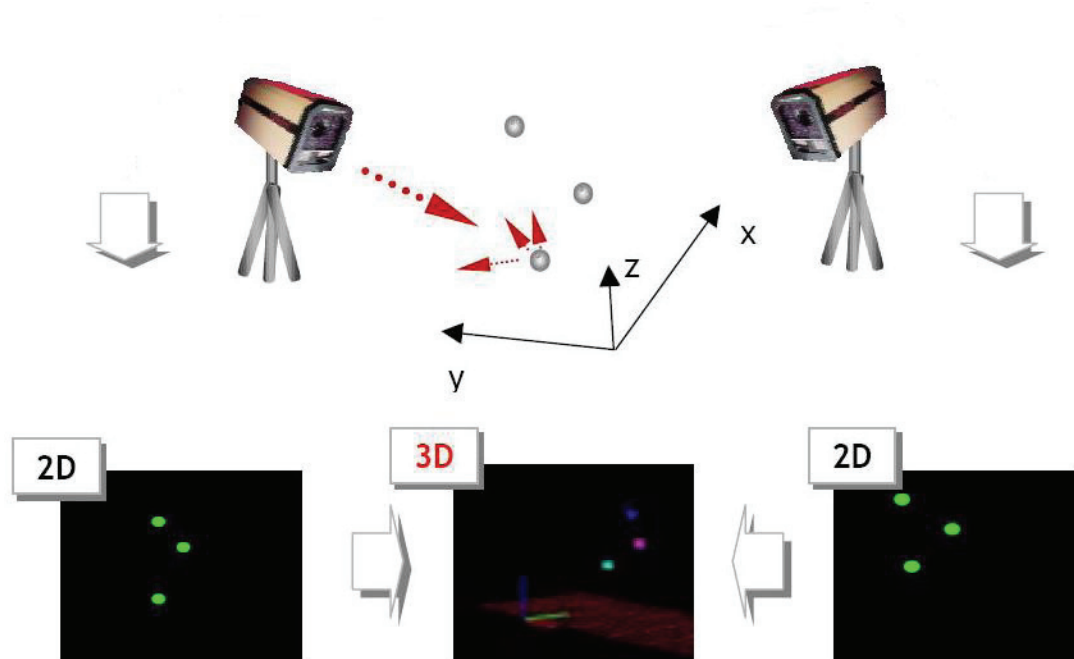
Concludendo, il recupero motorio è alla fine un recupero di gradi di libertà e di controllo su di essi ma anche di capacità di consumo energetico. In questo senso il futuro richiederà un maggiore sforzo di integrazione di parametri motoscopici con altri di funzionalità biologica generale (indicatori metabolici, indicatori di regolazione neurovegetativa, ecc.) non solo per acquisire elementi sulla multifattorialità alla base del movimento osservato, ma anche per utilizzare il movimento stesso come indicatore, indiretto e semplice, dello stato del sistema biologico.

3 Tecniche di misura della postura e del movimento

Esistono diverse tecniche di analisi della postura e del movimento che possono essere classificate in base alla strumentazione utilizzata. Di seguito riportiamo quelle più utilizzate in ambito clinico-riabilitativo.

3.1 Tecniche optoelettroniche

Il sistema optoelettronico, tra i sistemi digitali più in uso, è composto da un numero minimo di due telecamere; è in grado, attraverso algoritmi matematici e procedure di stereofotogrammetria, di combinare le immagini bidimensionali provenienti da ogni telecamera ed elaborare un'immagine tridimensionale:



I sistemi optoelettronici, misurano le coordinate tridimensionali di marker apposti sul corpo del soggetto in particolari punti di repere anatomici. I marker sono generalmente delle piccole semisfere riflettenti (marker passivi) o piccoli emettitori luminosi (marker attivi). Servono a rendere possibile al sistema l'identificazione della figura del soggetto e sono illuminati ad intervalli regolari da una sorgente a luce infrarossa, presente su ciascuna telecamera, ed il riflesso viene ripreso dalla telecamera coassiale alla sorgente di luce. Note le coordinate tridimensionali dei marker è possibile quindi calcolare traiettorie, grandezze angolari, velocità ed

accelerazioni, cioè conoscere in dettaglio la cinematica del movimento del segmento corporeo sul quale sono stati posti i marker.

3.2 Tecniche dinamometriche

I metodi dinamometrici sono classicamente rappresentati dalle pedane o piattaforme di forza. Queste rilevano le forze lungo i tre assi che possono essere analizzate singolarmente o composte per essere visualizzate sotto forma di vettore risultante. Di particolare interesse lo studio del movimento del baricentro corporeo proiettato sulla



superficie d'appoggio (*stabilometria*).

Attorno alla pedana si può realizzare un ambiente di misura, definito “cabina di misura”, studiato per rendere il più possibile ripetibili le condizioni in cui viene effettuato l'esame, eliminando i disturbi non voluti provenienti dall'esterno e misurando quelli che sono previsti dal protocollo sperimentale.

Tra le tecniche dinamometriche si annoverano anche altri sistemi, rappresentati da tappeti o solette, costituiti da matrici di sensori piezoelettrici di dimensioni variabili che appoggiati su una superficie o inseriti in una scarpa, visualizzano la pressione o la forza esercitata dalla parte del corpo con cui vengono a contatto, restituendo la mappa degli appoggi al suolo. Nel caso in cui la parte del corpo in questione sia il piede questa tecnica prende il nome di *baropodometria*.

Questi strumenti sono utilizzati, oltre che per lo studio delle posture anche per lo studio della corsa e delle calzature sportive, ma possono essere anche utilizzate per misurare i movimenti di alcune attività sportive quali la ginnastica artistica (per esempio l'appoggio delle mani al suolo nella rondata o durante la verticale).

3.3 Tecniche elettromiografiche

L'attività elettrica dei muscoli può essere misurata tramite l'elettromiografia (EMG). I segnali EMG si originano dall'attività elettrica delle singole unità motorie, le quali tendono progressivamente a sovrapporsi producendo tracciati sempre più complessi.

3. Tecniche di misura della postura e del movimento

L'attività elettrica muscolare può essere acquisita utilizzando elettrodi applicati alla superficie cutanea (EMG interferenziale) o elettrodi ad aghi inseriti nel muscolo (EMG unitaria). Nel primo caso si registra l'attività complessiva del muscolo, mentre risulta limitata la discriminazione delle singole unità; nel caso degli elettrodi ad aghi, invece, è possibile indagare in maniera precisa l'attività delle singole unità motorie, con l'ovvio inconveniente di essere una tecnica decisamente invasiva.

Recentemente, l'uso di prelievi multicanale da diversi punti del muscolo in esame, ha permesso di valutare l'attività muscolare, separando da essa numerosi artefatti, la cui identificazione non è possibile tramite singole coppie di elettrodi di prelievo. Le limitazioni delle variabili globali del segnale EMG, per lo studio del controllo motorio, sono molto rilevanti, ed è solo possibile determinare se un muscolo è attivo oppure no.

La tecnica elettromiografica si mostra comunque utile nella discriminazione delle fasi principali di intervento dei muscoli durante attività che vanno dallo studio di semplici esercizi all'analisi delle alterazioni del cammino.

3.4 Tecniche basografiche

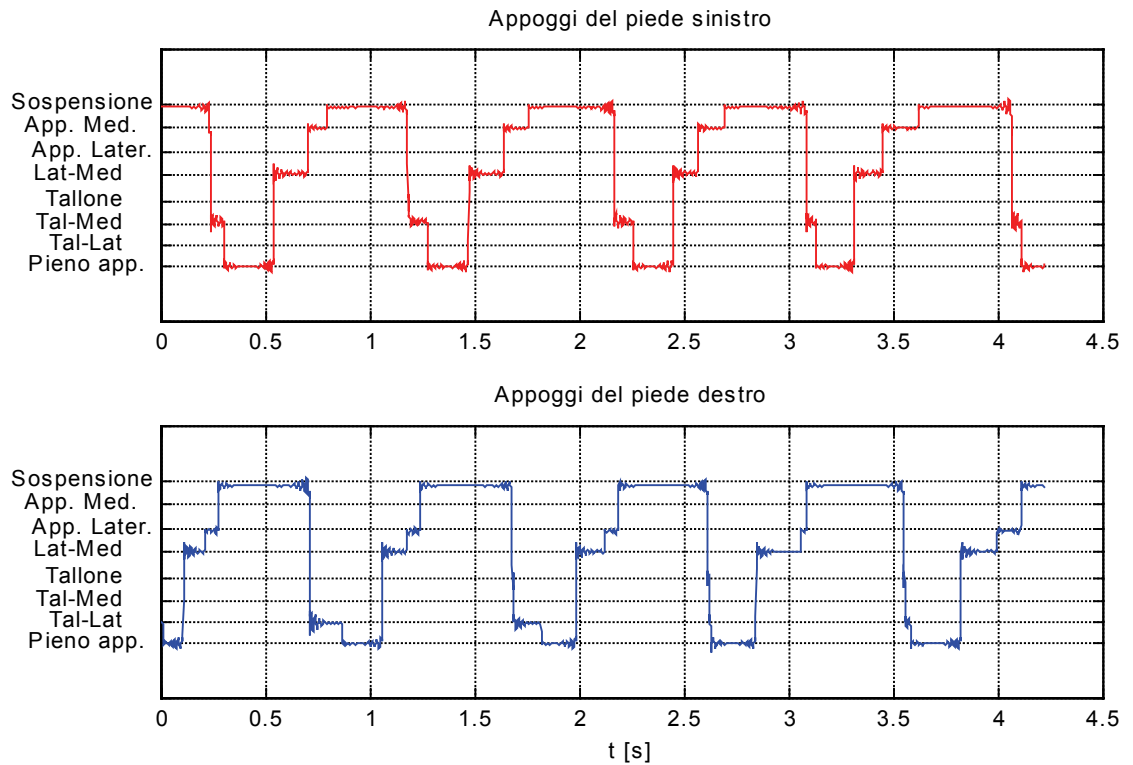
L'analisi basografica, o analisi delle fasi temporali del cammino (*analysis of gait timing*), individua una serie di fasi durante il cammino che, nei soggetti normali, si ripetono ciclicamente, passo dopo passo. Trattandosi di un fenomeno ciclico, occorre definire un riferimento convenzionale di inizio del ciclo che generalmente si identifica nell'istante di contatto del tallone con il suolo. Pertanto il ciclo è definito come l'intervallo tra due successivi contatti tallone-suolo dello stesso piede. Si possono inoltre individuare all'interno di ogni ciclo fasi di doppio supporto (entrambi i piedi a contatto del terreno) e di singolo supporto (un piede a contatto del suolo e l'altro in fase di oscillazione). Posizionando sotto la pianta dei piedi dei contatti di tipo on/off, (sensori basografici), si può determinare la durata delle fasi del ciclo. In particolare è necessario utilizzare tre sensori basografici i quali sono disposti generalmente nel modo seguente: sotto il tallone, sotto la testa del primo metatarso, sotto la testa del quinto metatarso.

In tal modo è possibile anche ottenere una distinzione tra appoggio laterale e appoggio mediale dell'avampiede. La durata delle singole fasi è trasmessa ad un calcolatore i cui programmi classificano le morfologie, forniscono i grafici e le

3. Tecniche di misura della postura e del movimento

elaborazioni statistiche di interesse tra cui il numero di cicli di ciascuna morfologia, il valore medio e la deviazione standard della durata di ciascuna fase.

La rappresentazione grafica del tracciato basografico è effettuata con un diagramma a livelli dove ogni livello rappresenta una fase del ciclo di cammino e ogni gradino tra due livelli rappresenta un evento del ciclo (apertura o chiusura di un contatto).



3.5 Sistemi portatili

Nei sistemi portatili il dispositivo viene direttamente posizionato sul corpo e possiede un grande fattore di forma; ciò consente l'applicazione di tali strumenti ad aree di ampie dimensioni.

La misurazione diretta di variabili cinematiche, comporta l'applicazione del sensore di misura sul segmento corporeo in esame. Questo limita la scelta a dispositivi di dimensioni e di peso tali da non perturbare il movimento. La tecnologia attuale offre sensori miniaturizzati, di basso costo e di buone prestazioni per numerose variabili cinematiche. Molti contengono nel chip anche la rete di condizionamento, fornendo in uscita segnali già amplificati, con valori di tensione dello stesso ordine di grandezza dell'alimentazione. Ciò contribuisce a limitare ulteriormente l'ingombro del dispositivo. Un aspetto critico, comune alla maggior parte delle misure che

3. Tecniche di misura della postura e del movimento

prevedono l'applicazione di dispositivi sull'organismo, è anche costituito dal posizionamento e dalla stabilità meccanica dei sensori. Una cattiva scelta può inficiare la qualità delle misure. Dimensioni limitate e pesi ridotti facilitano la stabilità.

Esistono diversi sensori che si possono annoverare in questa categoria di strumenti (inclinometri, giroscopi, goniometri, etc.), ma i più utilizzati e funzionali sono senza dubbio i sensori accelerometrici su cui si basa tutta la teoria actigrafica.



Figura 1: inclinometro della Seika; il suo principio di funzionamento è analogo a quello del filo a piombo

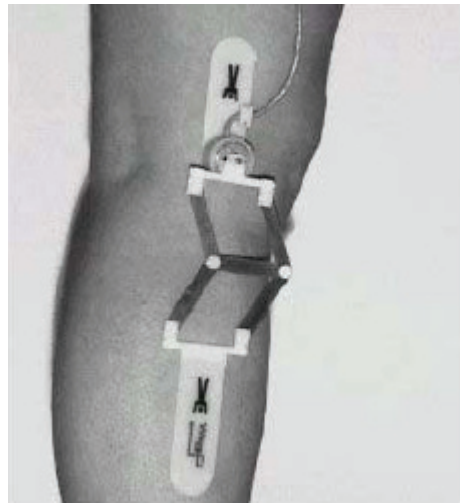


Figura 2: elettrogoniometro basato su di un potenziometro

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:

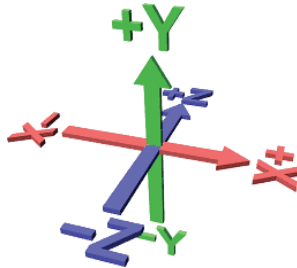
- devono essere effettuate in laboratori specializzati;
- risultano dispendiose sia in termini di tempo che di denaro;
- dal punto di vista psicologico il paziente risulta essere condizionato, in quanto se esso si sente osservato o sotto esame tende a rispondere diversamente da quanto farebbe in un ambiente 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 mi 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

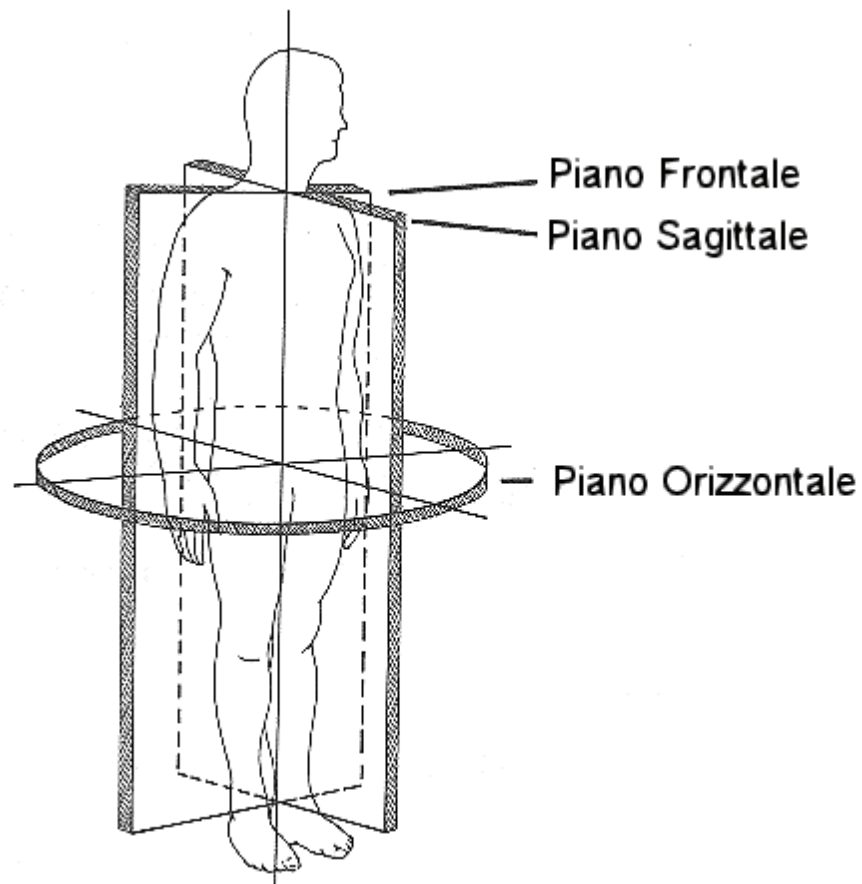


Figura 3: disposizione dei piani corporei

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).

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

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

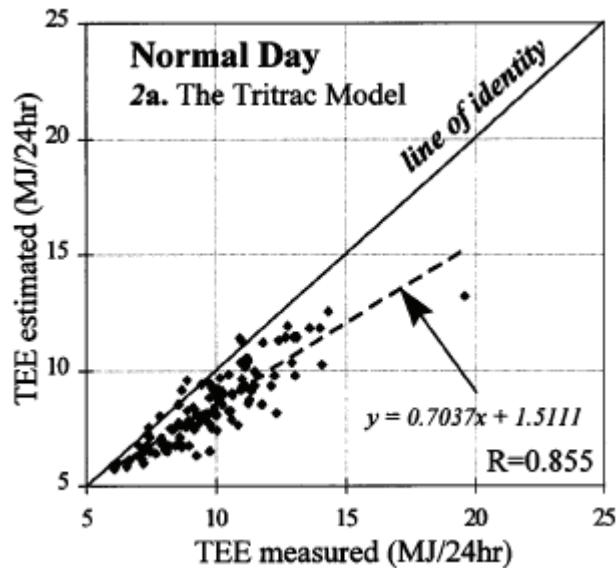
4.3.2 Consumo energetico metabolico (CEM)

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:

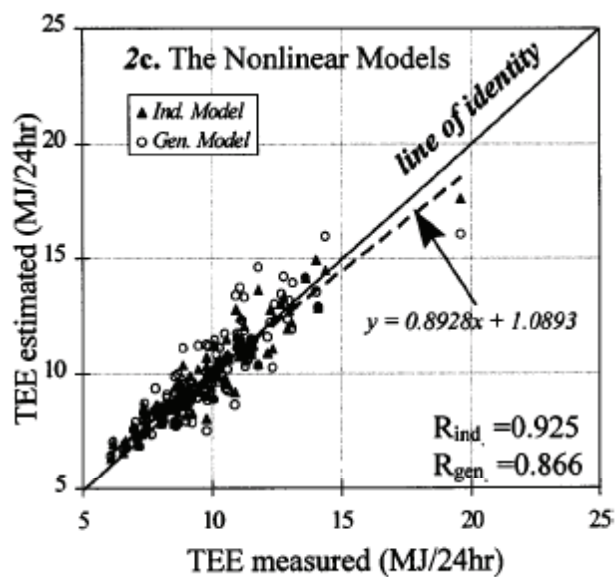
$$p1 = \frac{[2.66 \times \text{mass (kg)} + 146.72]}{1,000}$$

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

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

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

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

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.

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 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.

5 Accelerometri

5.1 Descrizione generale

L'accelerazione è un indicatore di movimento molto sensibile, per questo motivo negli ultimi anni sono stati proposti vari impieghi degli accelerometri nella misura della cinematica del movimento biologico. L'accelerometro produce un segnale elettrico proporzionale all'accelerazione applicata; inoltre dalla misura dell'accelerazione è possibile ricavare, attraverso tecniche di integrazione temporale, la velocità e la posizione.

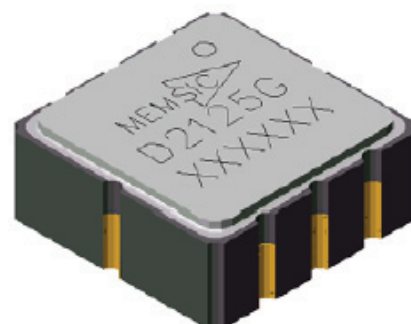
I primi accelerometri (mono-assiali) utilizzavano un sensore piezometrico descritto dal modello fisico del sistema Massa-Molla-Smorzatore. Questi sensori, pur misurando accelerazioni fino a decine di g con una buona sensibilità, trovano impiego nell'ambito degli studi delle forze/vibrazioni che agiscono su macchinari quali veicoli, ascensori, etc.. in quanto non misurano la componente continua (frequenza di taglio inferiore: 1-2 Hz) e le loro dimensioni non risultano essere compatibili con le applicazioni biomedicali.

Per i nostri scopi risultano essere più indicati gli accelerometri che sfruttano la tecnologia MEMS (Micro-Electronic Mechanical Systems).

5.2 Accelerometro Memsic 2125

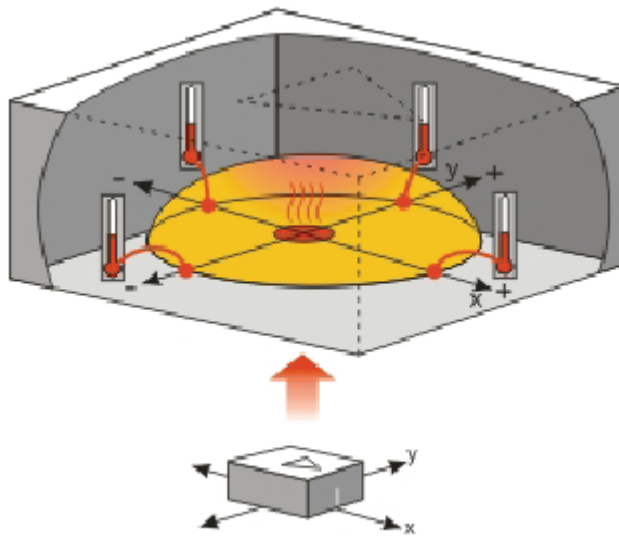
Si tratta di un accelerometro bi-assiale, a basso costo, dalle dimensioni estremamente ridotte (circa $\frac{1}{2}$ cm di lato), che sfrutta il principio della convezione del calore. Il sensore è in grado di rilevare accelerazioni dinamiche (vibrazioni) e statiche (campo di gravità terrestre): questo secondo aspetto è decisamente importante

in quanto permette di avere un sistema di riferimento fisso che permette di determinare la posizione dell'accelerometro nello spazio.

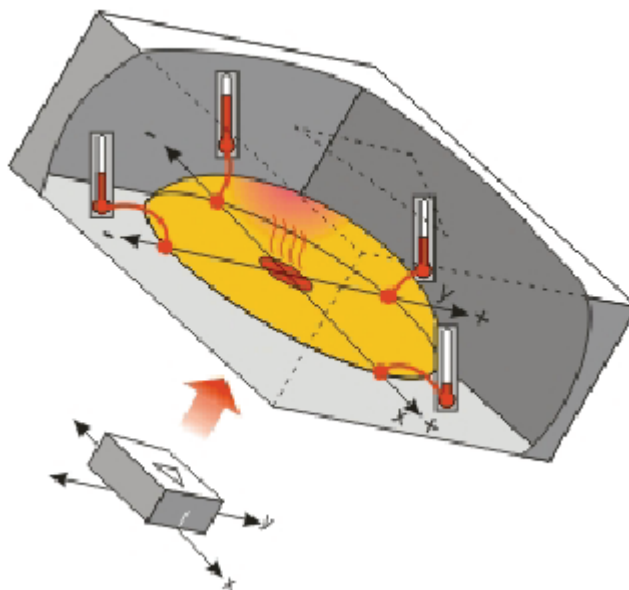


5.2.1 Principio di funzionamento

Il sensore del Memsic 2125 si basa sulla propagazione del calore per convezione naturale; esso è costituito da una cavità semisferica al cui interno è presente un gas. Al centro di questa camera è presente una fonte di calore e, egualmente distanziati, sono presenti quattro sensori di temperatura. Quando l'accelerazione è nulla il gradiente di temperatura è simmetrico rispetto alla fonte di calore e i quattro sensori misurano lo stesso valore:



Un'accelerazione in qualunque direzione altera il gradiente di temperatura rendendolo asimmetrico:



I sensori rilevano questa perturbazione e il segnale in uscita dall'accelerometro sarà quindi proporzionale a questa differenza.

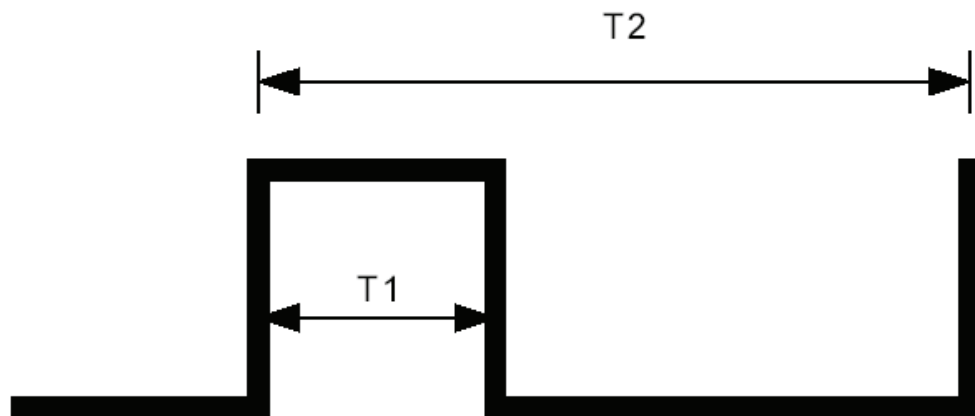
5.2.2 Dati tecnici

Caratteristiche

- Dimensioni: 5 mm x 5 mm x 2 mm
- Temperatura: operativo tra -40 e $+105$ °C
- Alimentazione: 3 – 5,25 V
- Basso consumo di corrente: 4 mA @ 5V
- 0 ± 2 g su entrambi gli assi con risoluzione dell'ordine di 1 mg (*millesimo* di g)
- L'assenza di masse sospese permette all'accelerometro di sopportare uno shock di ben 50000 g

Forma del segnale d'uscita

L'uscita dell'accelerometro è un onda quadra di periodo 10 ms il cui *duty cycle* è proporzionale all'accelerazione:



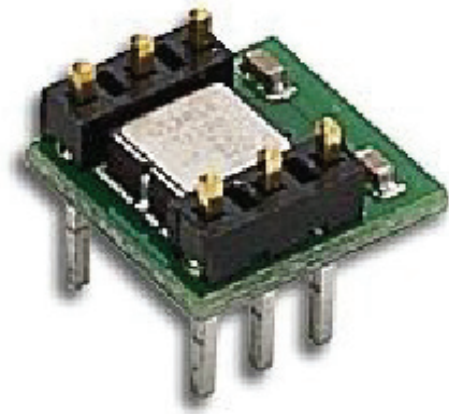
La formula per ricavare l'accelerazione in termini di g è la seguente:

$$a(g) = \left(\frac{T1}{T2} - 0,5 \right) * 8$$

Se ne deduce quindi che l'accelerazione è nulla quando il *duty cycle* è pari al 50% (accelerometro fermo sul piano).

5.2.3 Componente integrato Parallax

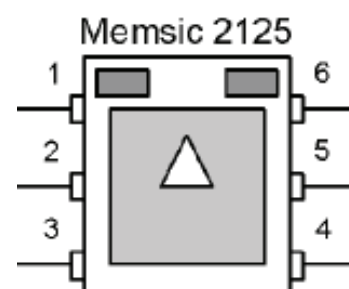
Il Memsic 2125 è un componente a 8 pin a montaggio superficiale ma, per i nostri scopi, si necessitava di un componente a montaggio passante: per questo si è deciso di acquistare il kit distribuito dalla Parallax, costituito da un socket a 6 pin sul quale è saldato l'accelerometro; il componente possiede anche un piccolo circuito necessario per il corretto funzionamento dell'accelerometro il



quale, se fosse realizzato con componenti discreti, avrebbe dimensioni ragguardevoli. In questo modo, invece, esse rimangono comunque estremamente contenute (circa 1 cm di lato).

Piedinatura

Pin	Descrizione
1	Sensore di temperatura (non usato)
2	Accelerazione lungo y
3	Vss
4	Vss
5	Accelerazione lungo x
6	Vdd



6 ActiMotion®

6.1 Stato dell'arte

L'ActiMotion® è un dispositivo che consente di misurare le accelerazioni attraverso l'uso di un accelerometro bi-assiale e di immagazzinare i dati acquisiti in memorie non volatili. In particolare questo strumento misura le componenti delle accelerazioni verticali e medio-laterali, ovvero le accelerazioni che permettono di discriminare la fase ortostatica da quella clinostatica e, nel secondo caso, di stabilire il fianco su cui è sdraiato il paziente: escludere la componente antero-posteriore è stata in realtà una scelta obbligata.

L'acquisizione dei dati avviene ad una frequenza di 12 Hz e la memoria a bordo consente di acquisire fino a 24 ore di attività, dopo le quali è necessario scaricare i dati su un computer, attraverso una porta seriale e l'uso di un software dedicato.

La scelta di tale frequenza non è casuale, ma è stata dettata dall'osservazione che la maggior parte dei movimenti delle comuni attività della vita quotidiana vanno da 0.3 a 0,5 Hz (Sun and Hill 1993); ricordando il teorema di Nyquist:

$$f_c \geq f_{\max}$$

campionando a 12 Hz abbiamo la certezza di ricostruire in maniera pressoché perfetta quella banda di frequenze e di avere una buona informazione su quelle ad alta frequenza, nel caso si volesse utilizzare l'actigrafo per lo studio dei tremori distali nel morbo di Parkinson (frequenza attorno a 3 Hz). Le frequenze attorno allo zero non vengono filtrate (come nella maggior parte degli esperimenti documentati in letteratura) in quanto la componente continua, che in frequenza è rappresentata da un impulso nell'origine, ai nostri fini è estremamente importante.

La risoluzione dello strumento è pari a 1 mG, ciò significa che è in grado di discriminare variazioni di accelerazione pari a 1 millesimo dell'accelerazione di gravità.

L'accelerometro viene posizionato sul torace dei pazienti all'altezza dello sterno, in tal modo i due assi accelerometrici coincidono con l'asse orizzontale e verticale ed è

quindi possibile registrare informazioni relative alle accelerazioni che si sviluppano su detti piani.

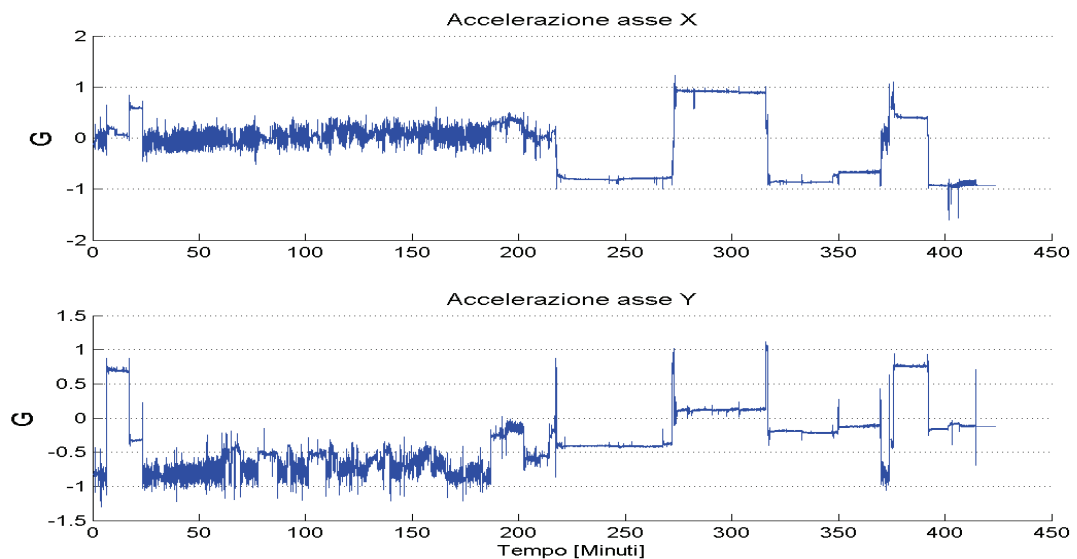


Figura 4: esempio di attività giornaliera (7 ore) rilevata con ActiMotion

6.1.1 Clinostatismo e ortostatismo

Come già detto lo strumento è accoppiato in continua: questo ci permette di distinguere fra le posizioni in cui il tronco è orizzontale o **clinostatismo** (caratterizzato da accelerazione verticale pari a 0), e quelle in cui è verticale o **ortostatismo** (accelerazione verticale pari a -1 g). Nel caso clinostatico il valore della componente medio-laterale permette di stabilire da che lato è girato il soggetto:

Lato	Acc. asse x (in g)
Sinistro	1
Destro	-1
Supino	0

Questo viene evidenziato in maniera molto efficace se si proietta una mappa accelerometrica in cui vengono riportate sulle x le accelerazioni medio-laterali e sulle y quelle verticali:

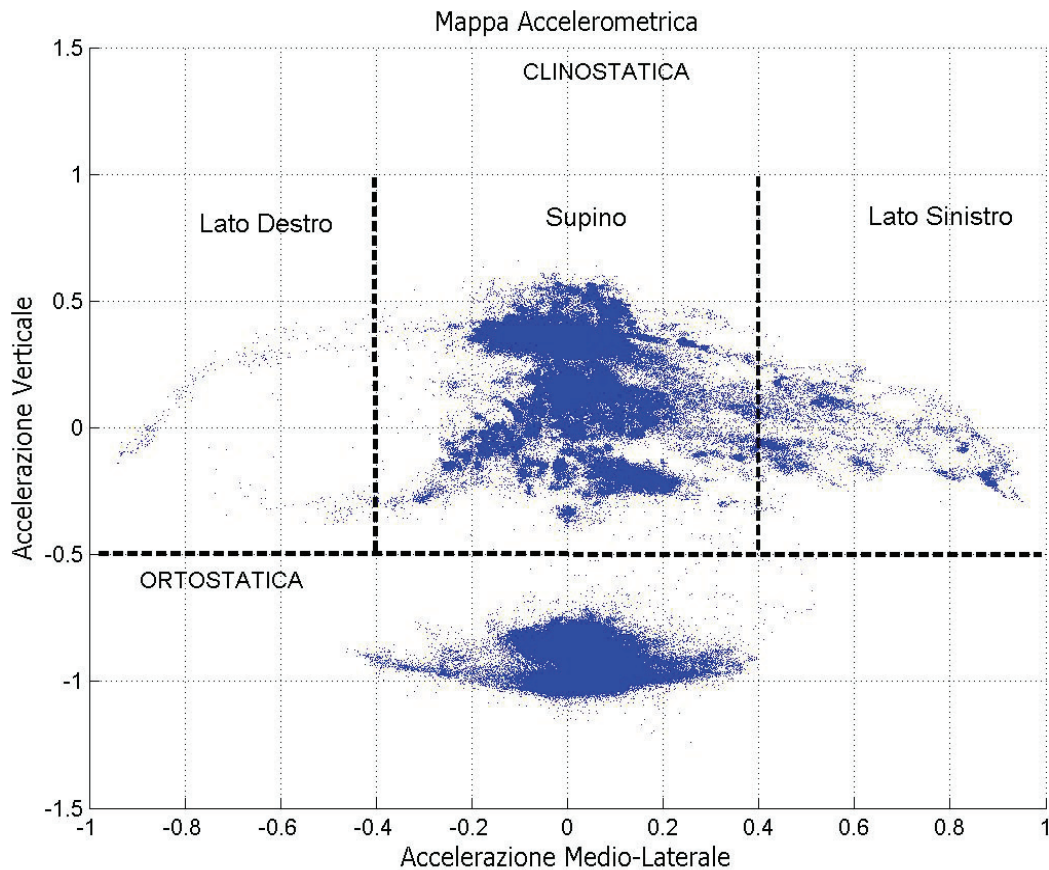


Figura 5: Mappa accelerometrica

In questo esempio si vede molto chiaramente che il soggetto da sdraiato ha prediletto il fianco sinistro rispetto a quello destro¹. Questa può sembrare un'informazione poco importante, in realtà in letteratura sono presenti studi che asseriscono che gli individui anziani sottoposti ad intervento chirurgico e successivamente posti in riabilitazione (per esempio a seguito della rottura del femore), se mostrano una buona attività notturna ottengono i migliori risultati di recupero, mentre i pazienti più statici tendono a degenerare.

¹ Si tratta di un'analisi *qualitativa*: le soglie tracciate sono determinate attraverso un'approccio di tipo statistico e variano da individuo a individuo. Ad ogni modo l'assenza di postura clinostatica sui fianchi indica un'immobilità notturna totale.

6.1.2 Uso dell'ActiMotion® in riabilitazione motoria

In riabilitazione risulta importante stabilire quanto tempo un individuo trascorra in posizione ortostatica passiva (seduto sulla sedia) e quanto in posizione ortostatica attiva (camminata). La distinzione è effettuata su base statistica, individuando come ortostatismo passivo quell'attività in cui l'accelerazione verticale è -1 g e il CEM è paragonabile a quello dell'attività clinostatica.

In pazienti anziani in fase di riabilitazione a seguito della frattura del femore, vengono effettuate 3 acquisizioni da 24 ore: una al momento dell'ingresso in reparto, una poco prima delle dimissioni e un'altra intermedia per valutare l'efficacia della terapia riabilitativa.

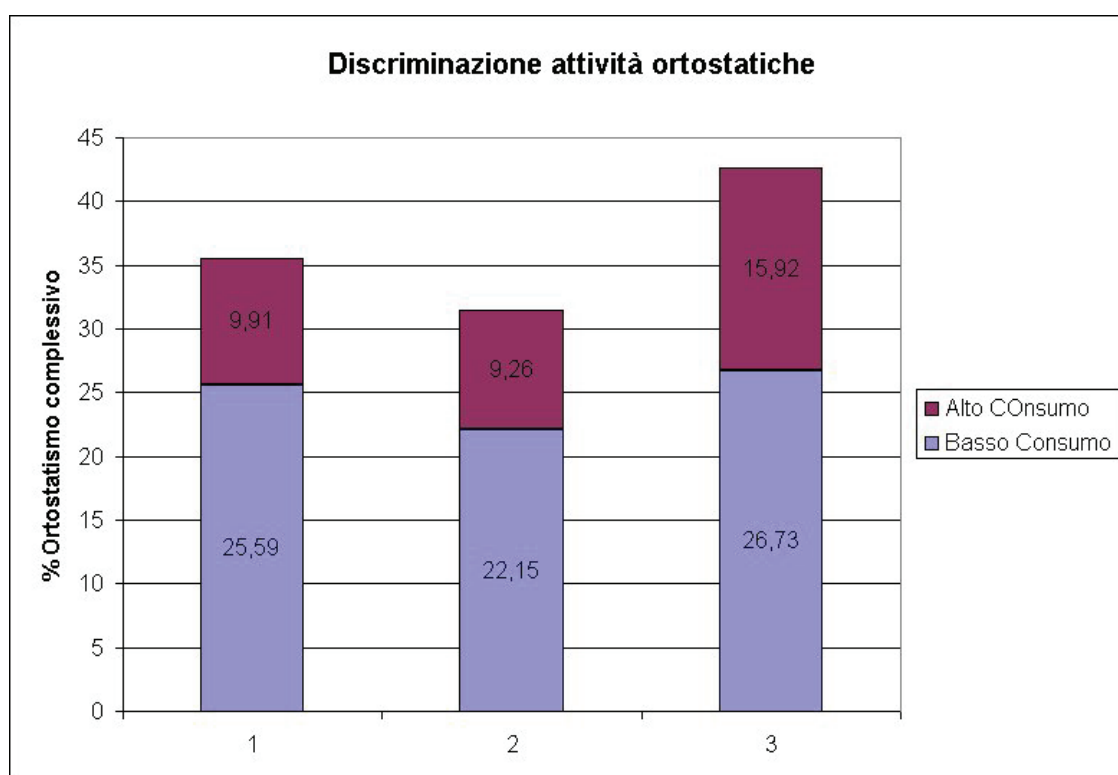


Figura 6: soggetto in fase riabilitativa a seguito della frattura del femore

Da questo grafico emerge una percentuale tutt'altro che trascurabile di ortostatismo passivo. Inoltre possiamo osservare come il soggetto tra la prima e l'ultima acquisizione abbia incrementato la percentuale di ortostatismo complessivo aumentando l'attività ad alto contenuto e lasciando invariata la parte a basso consumo. Questo significa che tutta l'attività in ortostatismo in più che è stata aggiunta, è stata per camminare, confermando il recupero funzionale in corso.

6.1.3 Calcolo del Consumo Energetico Metabolico (CEM)

Il calcolo del CEM viene effettuato filtrando il segnale accelerometrico con un passa banda con frequenza di taglio:

- **inferiore** = 0,1 Hz: in questo modo eliminiamo la componente continua che non fornisce informazioni sul lavoro effettuato dal soggetto;
- **superiore** = 1Hz: in questo modo eliminiamo le componenti dovute alle vibrazioni che si generano per esempio a causa dell'impatto del piede con il suolo o a causa dell'utilizzo di macchinari quali elettrodomestici, veicoli, etc..

Definiamo l'accelerazione così ottenuta come l'**accelerazione dinamica**. L'energia istantanea si ottiene sommando le componenti delle accelerazioni dinamiche nel modo seguente²:

$$E(t) = \sqrt{a_x^2(t) + a_y^2(t)}$$

Infine il CEM, in ogni punto, viene ottenuto integrando il segnale così ottenuto:

$$CEM = \int_0^t E(t)dt$$

Le parti orizzontali, o a bassa pendenza, indicano periodi in cui il CEM è stato particolarmente basso:

² Si noti che non si tratta di una vera e propria energia, ma della magnitudo dell'accelerazione risultante che correla strettamente con essa.

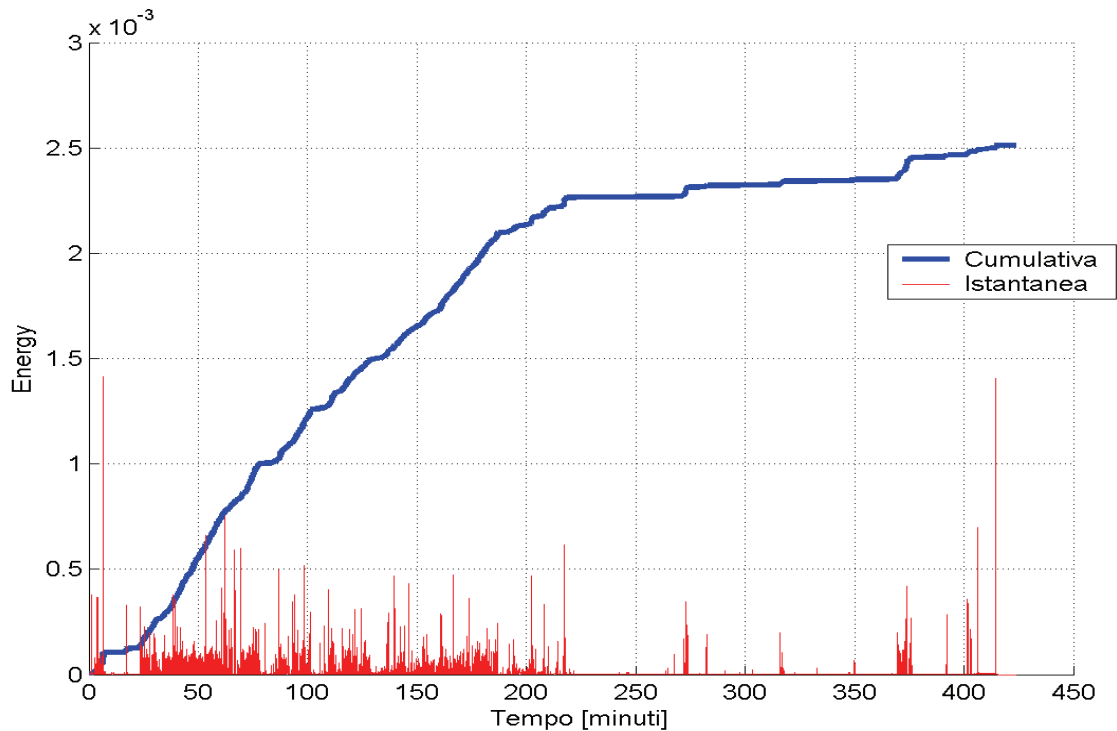


Figura 7: in rosso la somma delle componenti dinamiche delle accelerazioni; in blu l'indice del CEM.

Normalizzando su T_{\max} è possibile effettuare il computo energetico istantaneo, importante per poter confrontare acquisizioni di diversa durata:

$$CP(t) = \frac{1}{T_{\max}} \int_0^t E(t) dt$$

Non si è ancora trovato l'algoritmo che legghi il CEM alle calorie consumate; allo stato attuale è possibile utilizzarlo solo come termine di paragone tra due soggetti, o tra lo stesso soggetto in tempi diversi.

In quest'ultimo caso si rivela essere un indicatore fondamentale, in quanto monitorando la quantità di energia spesa da un individuo ogni giorno è possibile, per esempio, verificare se una terapia di riabilitazione si sta rivelando efficace o se è il caso di sostituirla con un'altra.

6.2 Limiti dell'ActiMotion®

1. Gli accelerometri sono ugualmente sensibili a qualunque forma di accelerazione quindi, durante una rototraslazione, essi misurano contemporaneamente le componenti lungo i propri assi delle accelerazioni:

- traslazionali
- tangenziali
- dovute alla forza centripeta
- dovute alla forza di gravità

Qualora si cerchi un indice di prestazione (ad esempio: accelerazione massima del movimento) o si voglia ricostruire la traiettoria di un movimento, è necessario separare l'una dall'altra queste componenti e questa scomposizione, in generale, non è semplice a meno di vincolare il movimento.

2. Allo stato attuale risulta impossibile differenziare la postura seduta da quella eretta se non per deduzione individuando una postura a tronco verticale a basso consumo energetico (presumibilmente seduta) da una ad alto consumo energetico (presumibilmente eretta con deambulazione). In ogni caso non è possibile distinguere la postura eretta statica da quella seduta.
3. Gli spostamenti in carrozzina potrebbero essere sottostimati in quanto a consumo energetico.
4. Non sono al momento stati individuati pattern precisi che consentano di caratterizzare le modalità con cui avviene un passaggio posturale, ad esempio discriminando se un passaggio posturale (come l'alzata dalla sedia) avviene con modalità passive o con modalità attive.
5. Lo scaricamento dei dati dalle memorie seriali richiede circa 3 ore.
6. Al termine di ogni acquisizione da 24 ore l'actigrafo deve rimanere in carica per almeno 3 ore.

6.3 Lo strumento realizzato

L'actigrafo costruito si presenta, in termini di dimensioni, molto simile al suo predecessore, con la piccola variante di una fessura collocata sulla sommità dello stesso in cui inserire/rimuovere la memory card.

La nuova versione dell'ActiMotion viene sempre collocata all'altezza dello sterno del paziente e misura le componenti accelerometriche lungo i tre assi dello spazio, ovvero con l'aggiunta della componente antero-posteriore.

Questo, unito all'interfaccia con la memory card, permetterà di abbattere diversi limiti del suo predecessore; in particolare ci permetterà:

- una maggiore capacità di discriminare la postura eretta statica da quella seduta;
- la capacità di distinguere la posizione supina da quella prona;
- un'analisi puntuale del consumo metabolico quotidiano;
- una disponibilità di memoria pressoché illimitata;
- una velocità di scaricamento dati pari a 5 secondi per un'acquisizione di 24 ore.

Nota alla risoluzione dello strumento

Ad un'analisi superficiale si potrebbe obiettare che la risoluzione del Memsic, ossia 2g, non sia adeguata ai nostri scopi.

In realtà, considerando un moto rettilineo uniformemente accelerato e ricordando la prima equazione oraria del moto:

$$v = v_0 + at$$

Risulta evidente che per raggiungere una simile accelerazione è necessario passare da 0 a 100 Km/h in circa 1 secondo e mezzo, ovvero le prestazioni di una vettura di Formula 1.

Più problematici risultano essere i moti circolari: ricordando che l'accelerazione centripeta istantanea in un moto circolare con velocità uniforme è data dall'equazione:

$$a = \frac{v^2}{R}$$

dove R è il raggio di curvatura della traiettoria percorsa; in questa situazione un'accelerazione di 2g può essere ottenuta viaggiando a 160 Km/h su di una circonferenza di 100m di raggio (valore tipico di alcune curve autostradali).

Per quanto riguarda le componenti impulsive, che si generano durante l'inizio e la fine dei movimenti, pur raggiungendo valori in modulo di diversi g , per loro stessa definizione, avendo durata infinitesima, non vengono campionate.

Il problema del monitoraggio durante lo spostamento su veicoli è che risulta impossibile scomporre, con soli tre assi, le componenti del moto rototraslazionale tipico di un'automobile che affronta una curva.

Ad ogni modo, con un filtraggio passa basso, si possono studiare le componenti accelerometriche statiche.

7 Secure Digital Card (SDcard)

7.1 Descrizione generale

La Secure Digital (SD) card è una scheda di memoria “flash-based” con grande capacità di immagazzinamento dati (da 16Mb a 2GB a seconda della scheda) largamente utilizzata nell’ambito della telefonia mobile di ultima generazione e nella fotografia digitale.



La comunicazione con l’SDcard avviene tramite un’interfaccia a 9 pin (totalmente compatibile con quella delle MultiMediaCard) disegnata per lavorare a bassa tensione di alimentazione; il protocollo di comunicazione (SDcard Protocol) prevede l’uso di 4 linee dati ad alta velocità (fino a 50Mhz).

L’SDcard supporta anche il protocollo SPI (Serial/Parallel Interface) nel caso l’utente abbia necessità, come nel nostro caso, di interfacciare la Card con un microcontrollore.

7.1.1 Caratteristiche

- Fino a 2GB di memoria
- Compatibilità con il protocollo SPI
- Copyrights Protection
- Voltage Range:
 - 2,0 – 3,6 V per le operazioni di base (CMD0,CMD1,CMD15)
 - 2,7 – 3,6 V per tutti gli altri comandi
- Velocità di clock variabile:
 - 0 – 25 MHz (default)
 - 0 – 50 MHz (alta velocità)
- Transfer Rate:
 - Una linea dati (SPI Mode): 6,2 MB/s (25 Mhz)
 - Quattro linee dati (SD Bus Mode): 25 MB/s (50 Mhz)

- Correzione degli errori (ECC)
- Protezione tramite password
- Protezione dalla scrittura tramite switch meccanico
- Individuazione della Card in caso di “Hot-Insertion” (inserimento della carta mentre il circuito è alimentato)
- Pratico comando di *Erase* per una veloce rimozione dei dati

Occorre ricordare che per il raggiungimento dei nostri scopi non è stato necessario ricorrere a tutte le potenzialità offerte dalle SDcard, ma che esse vengono comunque riportate in previsione di prossime evoluzioni dell’actigrafo realizzato.

ECC (Error Correction Code)

Similmente ai dischi magnetici l’SDCard possiede un sofisticato sistema di individuazione e correzione degli errori: a seguito di una scrittura, la carta effettua una lettura dei dati appena scritti e qualora trovi delle incongruenze con i dati originali, li corregge.

Tutto questo è completamente trasparente all’*host* e non occupa spazio in memoria

7.1.2 Specifiche fisiche

Temperatura	Operatività: da -25° C a 85° C Non operatività: meno di -40° C o più di 85° C
Umidità	Operatività: da 25% a 95% (senza condensazione) Non operatività: meno di 25% o più di 95% (senza condensazione)
Durata	10,000 cicli di scrittura

Peso	2.0 g
Lunghezza	32 mm
Larghezza	24 mm
Spessore	2.1 mm

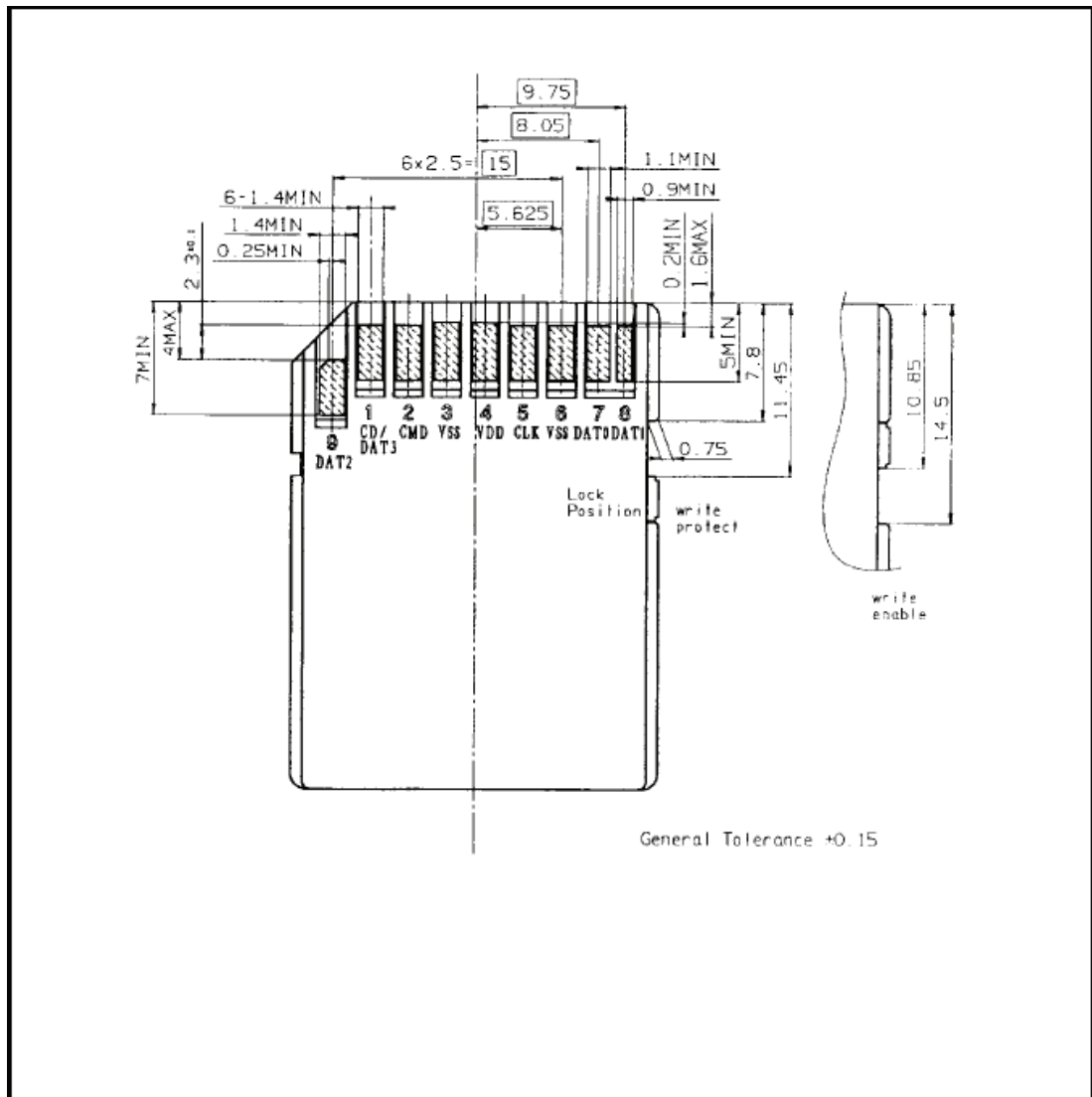


Figura 8: SDcard (visione dall'alto)

7.1.3 Specifiche elettriche

Card Power Requirement

Valori tipici a 25 °C @ 3.0 V

Operazione	Consumo di corrente
Scrittura	75 mA
Lettura	65 mA
Sleep	250 μ A

Performance

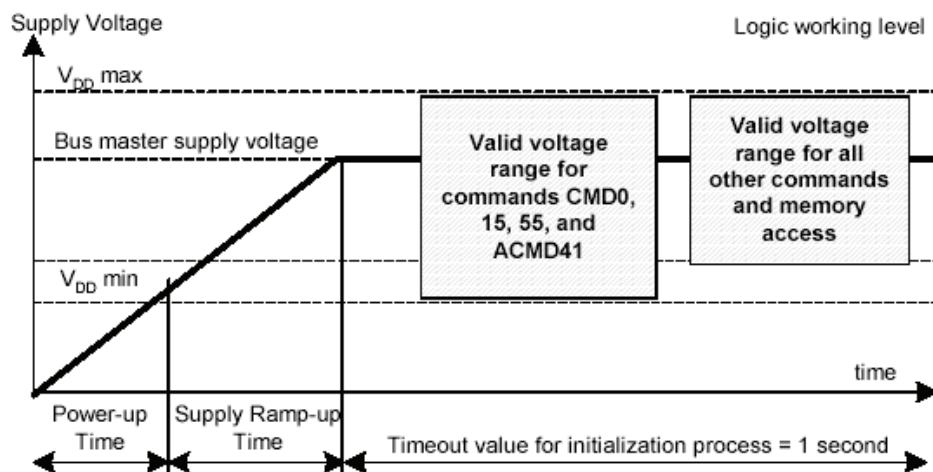
Valori tipici e massimi sotto le seguenti condizioni:

- Condizione di operatività (temperatura e umidità)
- Alimentazione a 2.7 - 3.6 V
- Indipendenza dal clock

Operazione	Tipico	Massimo
Tempo di accesso al blocco (lettura)	0,5 ms	100 ms
Tempo di accesso al blocco (scrittura)	0,5 ms	250 ms
CMD1 ¹	50 ms	500 ms
Passaggio da Sleep a Ready	1 ms	2 ms

7.1.4 Interfaccia elettrica

Sequenza di accensione



- **Power Up time:** tempo necessario per raggiungere il livello di tensione minima (1-2 millisecondi)
- **Supply Ramp-up time:** tempo necessario a raggiungere la tensione di 3 V; durante questa fase l'*host* deve inviare alla carta una stringa di almeno 74 bit

¹ v. Descrizione dei comandi

a “1”: questo permetterà alla carta di risolvere eventuali problemi di sincronizzazione. Il CS può essere, indifferentemente, alto o basso.

A questo punto la SDcard si trova in *Idle-State* e passa alla sequenza di inizializzazione, differente a seconda del protocollo di comunicazione utilizzato.

Il *timeout* per questo processo è di un secondo oltre il quale, se la carta non è ancora inizializzata, sarà necessaria un'operazione di reset prima di poter effettuare un altro tentativo.

Livelli di tensione

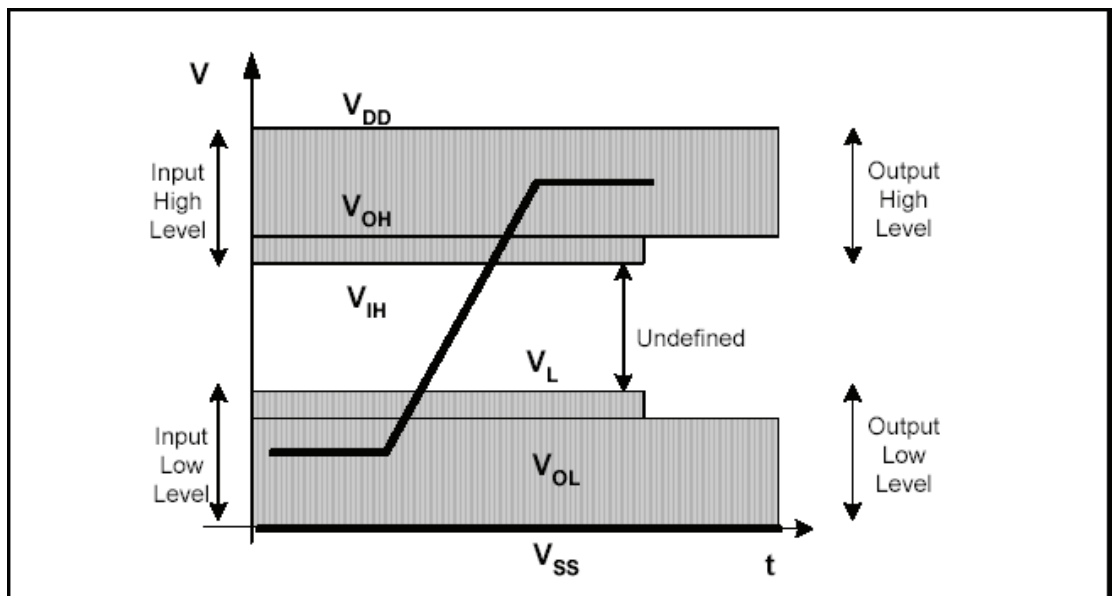


Table 3-6 Input/Output Voltage

Parameter	Symbol	Min.	Max.	Unit	Conditions
Output high voltage	V_{OH}	$0.75 \cdot V_{DD}$	---	V	$I_{OH} = -100 \mu A @ V_{DD}$ (minimum)
Output low voltage	V_{OL}	---	$0.125 \cdot V_{DD}$	V	$I_{OL} = 100 \mu A @ V_{DD}$ (minimum)
Input high voltage	V_{IH}	$0.625 \cdot V_{DD}$	$V_{DD} + 0.3$	V	---
Input low voltage	V_{IL}	$V_{SS} - 0.3$	$0.25 \cdot V_{DD}$	V	---

7.1.5 Struttura della memoria

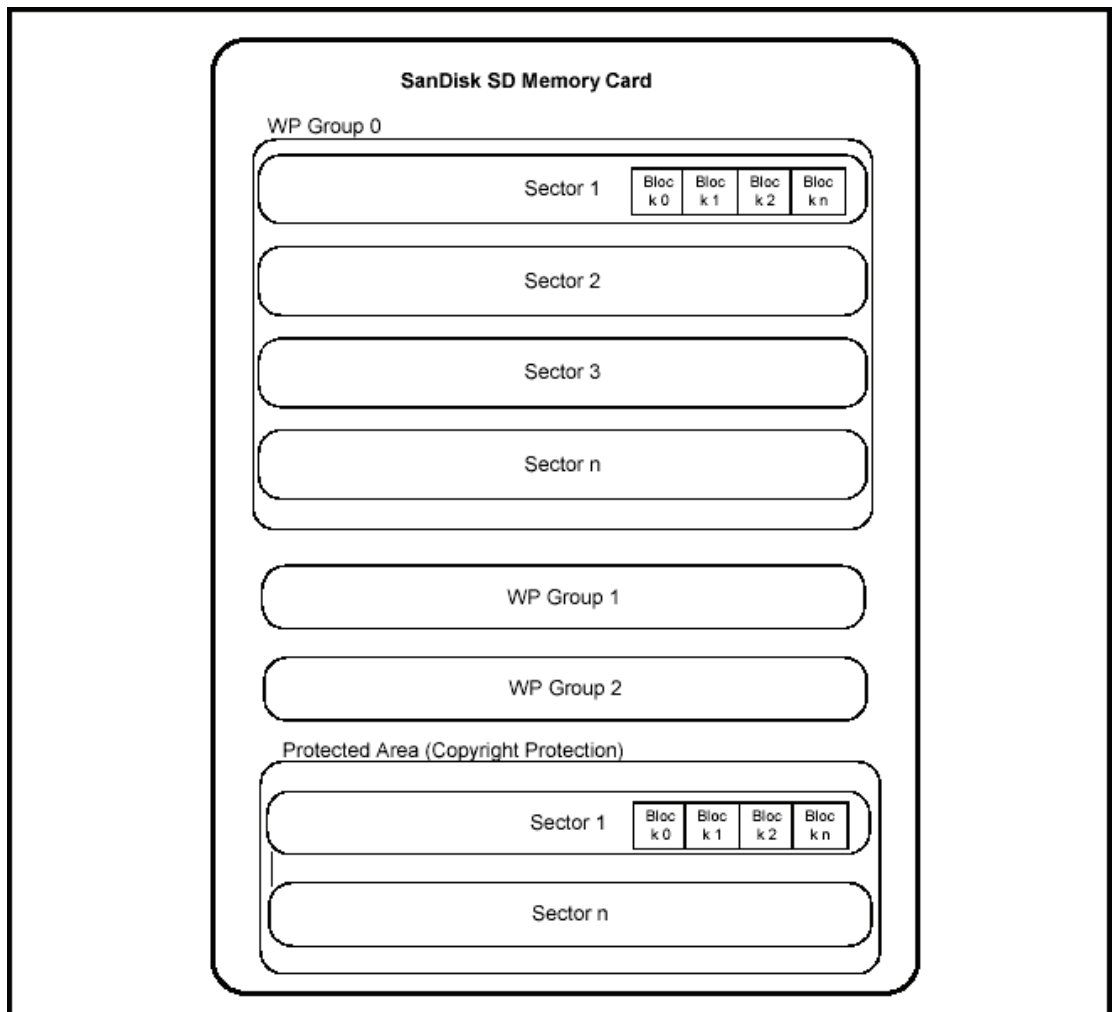


Figura 9: rappresentazione della memoria dell'SDcard

- **Block:** unità base costituita da 512 byte.
- **Sector:** unità usata dal comando erase: rappresenta il numero di blocchi che verranno eliminati. La dimensione di *sector* dipende dalle dimensioni della memory card.
- **WP:** o Write Protect, è la più piccola unità con protezione da scrittura individuale.
- **Protect Area (Copyright Protection):** circa l'1 - 1,2% della memoria complessiva della SDcard è utilizzata da questo sistema di protezione per tutelare il diritto d'autore. I file (per esempio gli MP3 originali) che vengono scritti sulla memoria hanno un campo dati contenente le informazioni sull'autore: queste informazioni vengono scritte sulla Protect Area. Se

L'utente cerca di copiare più volte (tipicamente 3 volte) lo stesso file sulla memoria, questa si blocca e non vi è modo di ripristinarla.

Un progettista che si accinge a programmare le SDcard non deve preoccuparsi del Copyright Protection in quanto non vi è modo, con un normale comando di scrittura, di accedere a quest'area. Questo inconveniente può però presentarsi qualora il circuito realizzato abbia un difetto di progettazione (p.e. se una delle due masse della SDcard è scollegata).

7.2 SPI Mode

Il protocollo SPI si basa su quattro segnali:

CS: Chip Select (abilita \ disabilita la scheda)

CLK: Clock

SI: Data In

SO: Data Out

I primi tre sono inviati dall'*host* al dispositivo, mentre l'ultimo rappresenta la risposta al comando e conseguentemente compie il percorso inverso.

Esistono alcune differenze sostanziali tra l'SD Bus Mode e l'SPI Mode:

1. Il primo utilizza 4 linee dati di cui una bidirezionale (CMD/DAT), mentre il secondo ha due linee unidirezionali, una per i comandi e una per i dati: questo impedisce alla carta che utilizza l'SPI Mode di raggiungere le massime prestazioni, pur mantenendo una velocità più che adeguata per i nostri scopi.
2. Nell'SPI Mode i *data token* ("pacchetti di dati") sono multipli di 8 byte e sono sempre allineati con il segnale CS (attivo basso). CS può rimanere attivo durante tutte le operazioni ad eccezione della fase di programmazione durante la quale può essere disabilitato senza compromettere l'operazione stessa.
3. La carta risponde sempre ai comandi con una risposta a 8 (R1) o a 16 bit (R2).
4. Dopo ogni scrittura la carta risponde con una *data token* che informa l'*host* se si sono verificati degli errori.

5. Per default in SPI Mode il CRC (Controllo di Ridondanza Ciclico) è disabilitato.

Lo standard SPI definisce solamente il collegamento fisico (“Physical Link”) e non il protocollo completo di trasferimento dati; nell’SPI Mode viene utilizzato un sottoset di istruzioni dell’SDcard Protocol.

Piedinatura

Pin	Nome	Tipo	Descrizione
1	CS	Input	Chip Select (attivo basso)
2	DataIn	Input	Comandi e dati inviati dall’host all’SDcard
3	Vss1	Alimentazione	Ground
4	Vdd	Alimentazione	Tensione di alimentazione
5	CLK	Input	Clock inviato dall’host
6	Vss2	Alimentazione	Ground
7	DataOut	Output	Dati e Status inviati dalla SDcard all’host
8	RSV ²	--	Riservati
9	RSV ³	--	Riservati

7.2.1 Selezione della modalità

L’SDcard si “sveglia” in SD Bus Mode. Comuterà in SPI Mode se durante la ricezione del comando di Reset (CMD0) il CS sarà attivo (basso). In questo caso la carta entrerà in SPI Mode e risponderà al comando di Reset con la risposta R1.

L’unico modo per ritornare al protocollo SD Bus è spegnendo la Card.

Nonostante nella modalità SPI il CRC sia disabilitato, all’arrivo del CMD0 la carta è ancora in SD Bus Mode e quindi necessita di un CRC valido; CMD0 è un comando statico (non accetta parametri) e genera sempre lo stesso CRC pari a 95h. Una volta entrati in SPI Mode i CRC di tutti i comandi seguenti verranno ignorati.

L’intera sequenza del comando di reset si presenta come: 40 00 00 00 00 95 (hex).

² Questo pin può presentare delle fluttuazioni di corrente: è responsabilità del progettista prevenirle collegandolo con una resistenza di pull-up

³ Come sopra

7.2.2 Reset Sequence

Dopo l'arrivo del CMD0 la card entra in *Idle State*. In questo stato gli unici comandi validi che l'*host* può inviare sono CMD1, CMD58 (invio del Registro OCR) e CMD59 (v. “*Struttura dei comandi*”).

Per entrare in stato *Ready*, l'*host* può inviare continuamente il comando CMD1 finché l'ultimo bit della risposta R1 non è uguale a 0 (v. “*Struttura delle Risposte*”). A quel punto il processo di inizializzazione è terminato e l'SDcard è pronta per ricevere qualunque comando.

7.2.3 Clock Control

Esistono un paio di considerazioni alle quali l'*host* deve prestare attenzione:

- la frequenza del clock può essere cambiata in qualunque momento, a patto che non superi la frequenza massima;
- dopo ogni operazione l'*host* deve fornire alla scheda 8 cicli di clock. Il CS può essere attivo oppure no. Alcuni esempi:
 - a seguito di una sequenza risposta\comando;
 - a seguito di un'operazione di lettura\scrittura
- l'*host* può smettere di fornire il clock ad una carta in stato *Busy* (dopo una scrittura). L'SDcard completerà l'operazione comunque. Tuttavia l'*host* deve prevedere un fronte di clock alla carta per “spegnere” il *busy signal* altrimenti la carta forzerà la *data line* a '0' permanentemente.

7.2.4 Struttura dei comandi

Tutti i comandi della SDcard hanno una lunghezza di 6 byte e sono trasmessi a partire dal bit più significativo (*MSB first*).

Byte 1			Bytes 2–5				Byte 6		
7	6	5	0		31	0		7	0
0	1	Command		Command Argument			CRC		1

Il codice binario di *Command* è definito dal simbolo mnemonico del comando stesso:
Per esempio CMD39 equivale a '100111' (binario).

Di seguito vengono riportati i comandi principali della SDcard. Sono stati omessi i comandi che si riferiscono alla scrittura/lettura multiblocco, i comandi di *erase* e quelli che permettono la lettura dei registri interni della SDcard perché non utili ai fini della nostra trattazione.

CMD	Argomento	Ris	Abbreviazione	Descrizione
CMD0	Nessuno	R1	GO_IDLE_STATE	Resetta l'SDcard
CMD1	Nessuno	R1	SEND_OP_COND	Entra in stato <i>Ready</i>
CMD13	Nessuno	R2	SEND_STATUS	Chiede alla carta di inviare il suo status register
CMD16	[31..0] block length	R1	SET_BLOCKLEN	Seleziona la lunghezza del blocco dati per tutti i seguenti comandi di lettura\scrittura ⁴
CMD17	[31..0] data address	R1	READ_SINGLE_BLOCK	Legge un blocco della dimensione fissata dal CMD16
CMD24	[31..0] data address	R1 ⁵	WRITE_BLOCK	Legge un blocco della dimensione fissata dal CMD16
CMD59	[31..1] ignorati [1..1] CRCOption	R1	CRC_ON_OFF	CRCOption='1' attiva il CRC CRCOption='0' disattiva il CRC

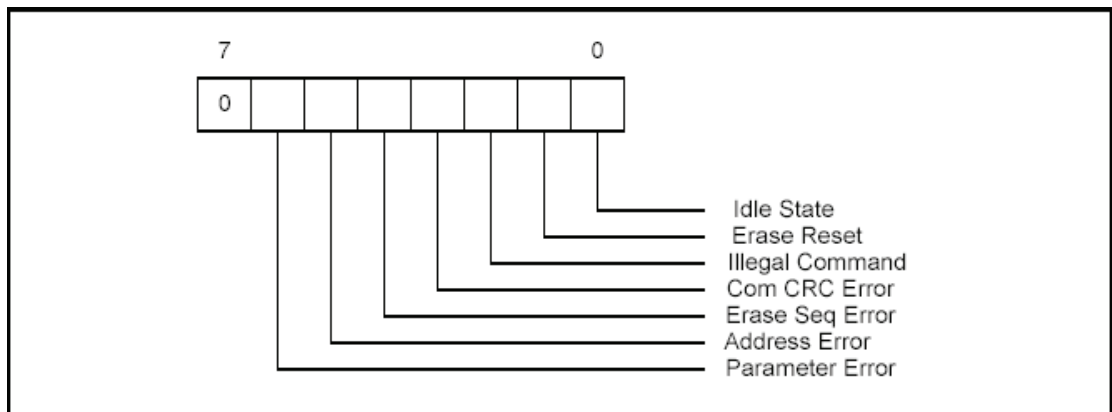
⁴ L'unica lunghezza del blocco dati valida (in scrittura) è di 512 byte. Per la lettura è compresa tra 1 e 512 byte. Settare una lunghezza inferiore a 512byte causerà un errore di scrittura. Per default la lunghezza del blocco dati è di 512 byte.

⁵ I dati inviati alla scheda sono seguiti da un *data response* (v. "Struttura della risposte") più una serie di bit di *busy*.

7.2.5 Struttura delle risposte

Response R1

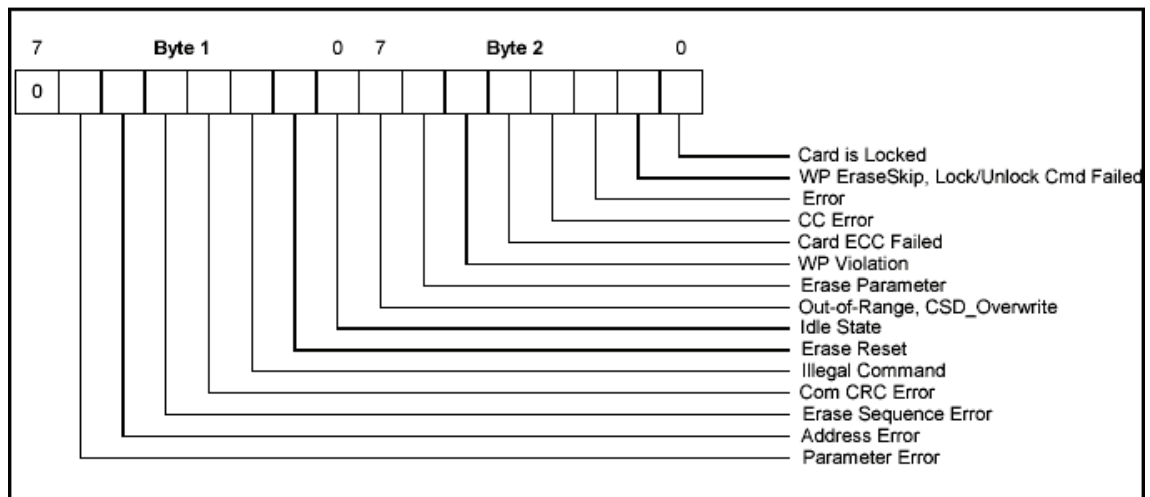
Rappresenta il *Response Token* con il quale tutti i comandi (ad eccezione del SEND_STATUS) rispondono. È lunga 8 bit e il più significativo è sempre a zero. Un '1' indica un errore.



- **Idle State:** se settato (= '1') indica che la carta è in attesa di un comando per entrare in stato *Ready*.
- **Erase Reset:** Una sequenza di cancellazione è stata interrotta a seguito dell'arrivo di un'altra sequenza di cancellazione.
- **Illegal command:** codice del comando non riconosciuto
- **Erase sequence error:** errore durante l'esecuzione del comando di cancellazione
- **Address Error:** l'indirizzo fornito non coincide con l'inizio di uno dei blocchi della scheda o è a cavallo tra due blocchi.
- **Parameter error:** i parametri del comando sono fuori dal range permesso.

Response R2

Risposta a seguito della richiesta di invio dello Status Register (CMD13): questo comando si utilizza per verificare che l'ultima operazione effettuata sia andata a buon fine.



I primi otto bit sono identici alla risposta R1. Di seguito è descritto il contenuto del secondo byte:

- **Card is locked:** la carta è bloccata in scrittura perché l'interruttore sulla carta è nella posizione "locked".
- **WP erase skip:** alcuni blocchi non possono essere cancellati perché protetti dal Write Protection.
- **Error:** Errore generale o sconosciuto.
- **CC error:** errore occorso al controllore interno della carta.
- **Card ECC failed:** l'ECC interno della carta non è riuscito a correggere i dati.
- **WP violation:** Il comando ha provato a scrivere su un blocco protetto dal Write Protection.
- **Erase Parameter:** il settore selezionato per la cancellazione non è valido.

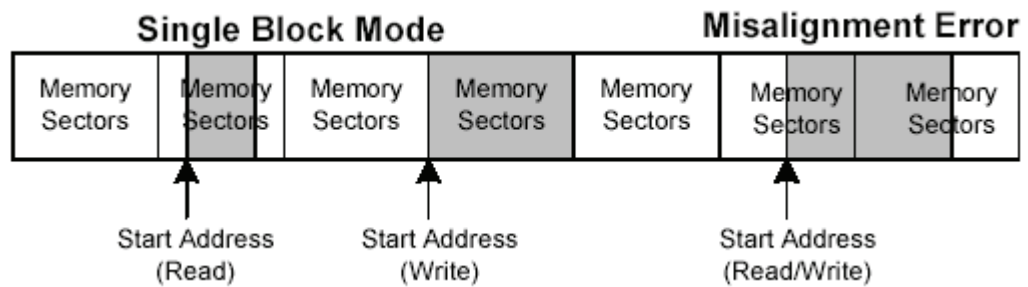
7.2.6 Operazioni di Scrittura/Lettura

In scrittura il blocco dati deve essere di 512 byte e deve essere allineato con uno dei blocchi della SDcard.

In lettura i blocchi possono essere grandi come in scrittura o piccoli fino ad un byte; non è necessario l'allineamento con uno dei blocchi della scheda, ma non si può leggere a cavallo di due blocchi.

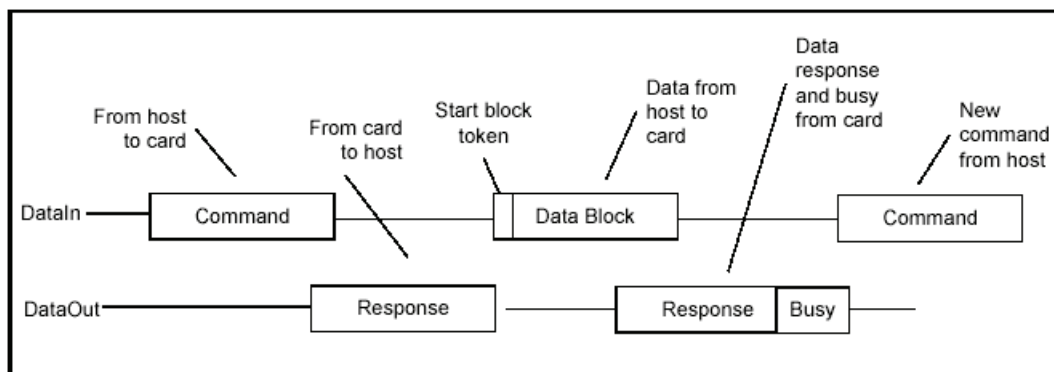
Le operazioni di lettura o di scrittura possono essere a single-block o multi-block. Si è scelta la prima strada in quanto non era richiesta una velocità tale da ricorrere alla scrittura multi-block.

Riepilogo



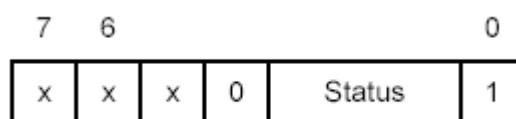
Dopo aver inviato il comando si attende la risposta standard R1 e, se tutti i suoi bit sono a “0”, si procede con la trasmissione del *Data Token*. Terminata questa fase si attende il *Data Response* (un token di 8 bit descritto nel paragrafo seguente) dopodichè l’SDcard, se ha accettato il blocco dati, entra in stato *Busy* (fisicamente ponendo a il DataOut a “0”) e esegue la scrittura effettiva dei dati sulla scheda. Durante questa fase ogni comando inviato alla SDcard viene rifiutato e l’*host* può disattivare il CS.

Resettare la card (inviando il CMD0) forza a terminare la programmazione: questo è estremamente pericoloso in quanto può distruggere il *Data Format* della scheda.



Data Response

Dopo la scrittura di un blocco dati la carta invia all’*host* questo *token* di 8 bit informandolo dell’esito dell’operazione:



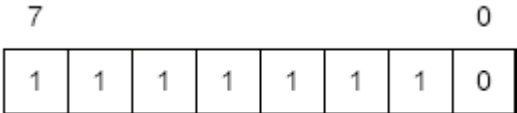
Il significato dei 3 bit Status è il seguente:

- ‘010’: Dati accettati
- ‘101’: Dati rifiutati a causa di un errore del CRC
- ‘110’: Dati rifiutati a causa di un errore di scrittura

Costruzione del Data Token

I data token possono avere una lunghezza variabile tra 4 e 515 byte e, per le operazioni di lettura/scrittura a blocco singolo, sono strutturati nel modo seguente:

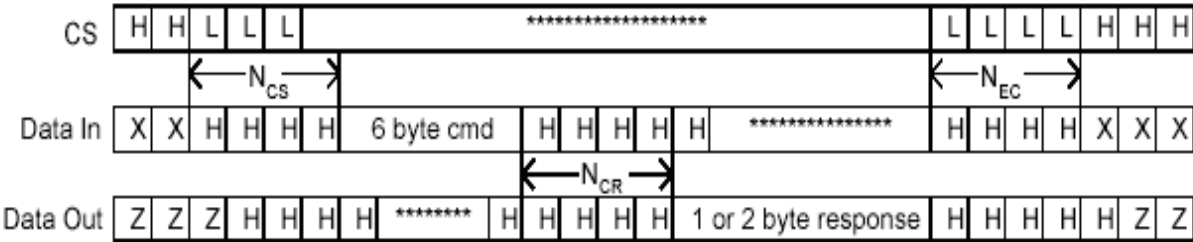
Byte 1: Start Block

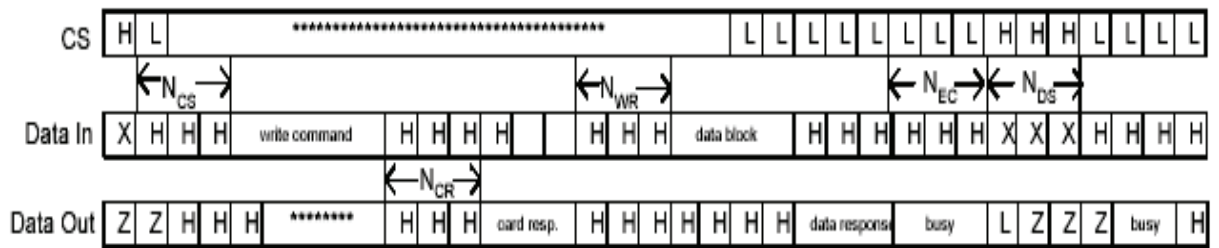


- Byte 2-513 (dipende dalla lunghezza del blocco dati): Dati da scrivere sulla memoria
- Byte 514-515: 16 bit di CRC

7.2.7 Diagrammi temporali

Comando dell’host/ Risposta della Card



Scrittura a blocco singolo**Legende**

Abbr.	Cicli di clock
N_{CS}	Nessuno
N_{EC}	Nessuno
N_{DS}	Nessuno
N_{CR}	8-64
N_{WR}	8
N_{RC}	8

Simbolo	Definizione
H	'1' logico
L	'0' logico
X	Ininfluyente
Z	Alta inpedenza (= '1')
***	Ripetizione
Busy	Busy token (= '0')
Command	Command token
Response	Response token
Data block	Data token

8 Microcontrollori PIC

8.1 Descrizione generale

Un microcontrollore è un dispositivo elettronico che opportunamente programmato è in grado di svolgere diverse funzioni in modo autonomo. Essenzialmente gestisce delle linee di input e di output in relazione al programma in esso implementato.

Esistono diverse famiglie di dispositivi in grado di svolgere queste funzioni come ad esempio lo Z80, ST6 e il più evoluto 8088; per i nostri scopi ci si è affidati ai Microcontrollori PIC della Microchip® in quanto questi:

- risultano essere molto economici;
- sono di piccole dimensioni;
- hanno performance elevate in termini di velocità;
- sono facili da programmare.

Questi dispositivi implementano al loro interno un vero e proprio microprocessore completo di CPU, ALU, RAM, Timer e numerose linee di IN/OUT. A differenza dei microprocessori più evoluti, nei PIC il programma è contenuto all'interno in un'apposita area di memoria (non volatile) e viene eseguito ciclicamente; la RAM viene utilizzata per i dati volatili (le variabili). Alcuni dispongono di aree dati non volatili e riscrivibili (EEPROM), generalmente di piccole dimensioni. Lo stadio di IN/OUT è già implementato ed alcuni sono dotati di interfacce analogico/digitali per comparatori o per comunicazioni seriali. I microcontrollori PIC sono dei dispositivi di tipo RISC, dispongono di un numero ridotto di istruzioni, e si programmano in Assembler (codice macchina).

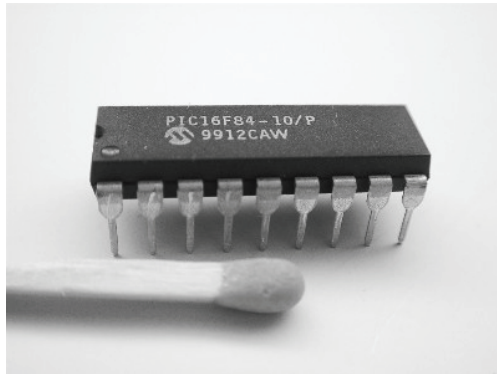
Le versioni con memoria Flash sono programmabili più volte (e quindi idonei alla sperimentazione) al contrario delle versioni OTP (One Time Programmable) che si possono programmare solamente una volta (utilizzati per la realizzazione degli strumenti definitivi). Le versioni UV possono essere riprogrammati dopo la cancellatura con raggi ultravioletti.

I PIC sono disponibili in un'ampia gamma di modelli per meglio adattarsi alle esigenze di progetto specifiche, differenziandosi per numero di linee I/O e per dotazione di dispositivi. Si parte dai modelli più piccoli identificati dalla sigla

PIC12C5xx dotati di soli 8 pin, fino ad arrivare ai modelli più grandi con sigla **PIC17Cxx** dotati di 40 pin.

8.2 Modello 16F84

Il **PIC16F84** da noi scelto è un caso intermedio (18 pin); si tratta di un microcontrollore ad 8 bit, ad alte prestazioni e basso costo, realizzato in tecnologia



CMOS, il quale può essere programmato in linguaggio Assembler con un set di sole 35 istruzioni.

L'architettura Harvard consente di operare su dati a 8 bit e codificare le istruzioni a 14 bit, poiché il Bus Dati ed il Bus Istruzioni sono separati. Il sistema di pipeline a 2 stadi consente di eseguire tutte le istruzioni in un

singolo ciclo¹, ad eccezione delle istruzioni di salto che ne richiedono 2.

Il PIC16F84 dispone di 68 byte di **RAM**, 64 byte di memoria dati di tipo **EEPROM** (Electrical Erasable Programmable Read Only Memory, ovvero memoria a sola lettura programmabile, cancellabile elettricamente) e 1024 word (2048 byte) di memoria di tipo **FLASH** nella quale è contenuto il programma in Assembler.

8.2.1 Altre caratteristiche tecniche

Frequenza del clock

Il microcontrollore può lavorare ad una frequenza massima di 10Mhz; inoltre la progettazione *fully-static* permette di utilizzare anche frequenze molto basse dell'ordine dell'unità di Hz.

Gli oscillatori utilizzabili si differenziano a seconda della loro velocità:

- **RC:** per soluzioni a basso costo (velocità minima)
- **LP:** per minimizzare la potenza consumata
- **XT:** per gli oscillatori al quarzo

¹ **Ciclo:** per ciclo si intendono 4 fronti di clock

- **HS:** per i cristalli ad elevata velocità.

Interrupt

Il microcontrollore 16F84 dispone di quattro sorgenti di interrupt:

- Pin INT esterno
- Overflow del TIMER0
- Cambio di stato sulla porta B<4..7>
- Fine ciclo di scrittura nella EEPROM dati

Microcontroller Power Requirement

- < 2 mA @ 5 V, 4 MHz
- 1,5 μ A @ 2 V, 32 KHz

E' disponibile anche la modalit  **SLEEP**, cio  si pu  far "addormentare" il dispositivo in attesa di un Interrupt, in modo da ottenere un consumo ridotto di corrente (si pensi ai casi in cui debba essere alimentato con delle batterie). In tal caso il consumo si riduce a meno di 1 μ A @ 2 V.

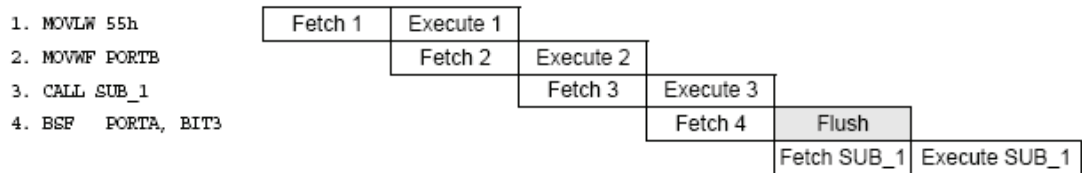
Livelli di tensione delle porte di I/O

Symbol	Buffer ²	V _{min}	V _{max}
V _{IL}	TTL	V _{ss}	0,16 V _{dd}
	ST	V _{ss}	0,2 V _{dd}
V _{IH}	TTL	0,48 V _{dd}	V _{dd}
	ST	0,45 V _{dd}	V _{dd}
V _{OL}	-	-	0,6 V _{dd}
V _{OH}	-	V _{dd} - 0,7	-

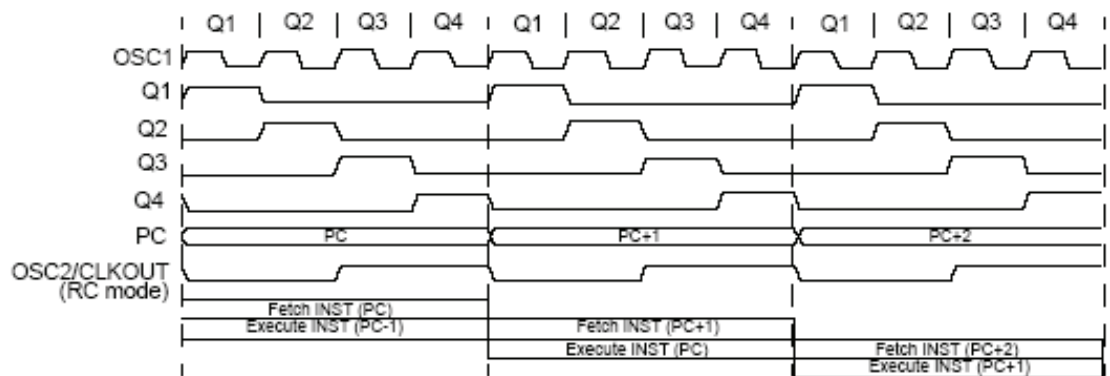
² ST: input a trigger di Schmitt

8.2.2 Architettura RISC

Il microcontrollore utilizza una “pipeline” costituita da sole due fasi: Fetch e Execute. Ciò che avviene ad ogni ciclo di istruzione e rappresentato in figura:

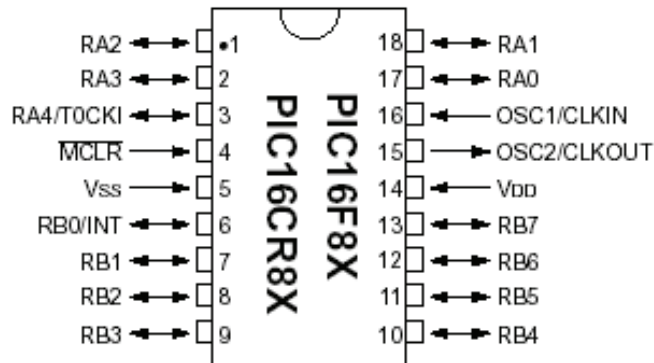


Ad ogni ciclo di istruzione (4 colpi di clock) viene effettuato il *fetch* dell’istruzione cui punta il Program Counter e contemporaneamente viene eseguita l’istruzione precedente. Le istruzioni di salto sono un po’ più complesse e necessitano di un ciclo aggiuntivo (rappresentato dal blocco *Flush*).



Durante la fase di *execute*, l’istruzione viene caricata nell’Instruction Register durante il clock Q1, gli operandi vengono caricati in memoria durante Q2 e il risultato viene scritto durante Q4.

8.2.3 Piedinatura



Pin	Buffer	Descrizione
RA0...RA3	TTL	Porte I/O bidirezionale
RA4/T0CKI	ST	<ul style="list-style-type: none"> Porta I/O bidirezionale Ingresso per il clock esterno del Timer0
RB0/INT	TTL ST	<ul style="list-style-type: none"> Porta I/O bidirezionale Ricezione di un interrupt esterno
RB1...RB7	TTL/ST	Porte I/O bidirezionali : se opportunamente programmate le porte B4, B5, B6, B7 possono generare un interrupt hardware.
OSC1/CLKIN	ST CMOS	<ul style="list-style-type: none"> Oscillatore Clock esterno
OSC2/CLKOUT	---	<ul style="list-style-type: none"> Oscillatore Se il PIC ha in ingresso un clock esterno su questo pin c'è un clock di frequenza $\frac{1}{4}$ rispetto a quello di ingresso
MCLR	ST	Reset, attivo basso, del microcontrollore

8.3 Programmazione del PIC

Per i nostri scopi programmare direttamente in linguaggio Assembler si rivelava essere piuttosto problematico; per questo in commercio esistono compilatori ad un livello più alto rispetto al codice macchina che permettono una programmazione più snella e comprensibile, anche in previsione di modifiche per eventuali sviluppi futuri.

Si è deciso di utilizzare il **Proton+ Compiler** prodotto dalla Crownhill: si tratta sostanzialmente di un linguaggio molto simile al Basic, dedicato per lo sviluppo di programmi per microcontrollori, a basso costo (poco più di 10\$) ed estremamente *user friendly*.

Per trasferire il programma all'interno del PIC si è utilizzato un programmatore universale della Advantech: il **LabTool-48**, con il software per il download fornito in dotazione. Si tratta di un dispositivo molto versatile che permette di programmare qualunque tipo di PIC oltre a EEPROM, PLD, Microcontrollori, etc..; si collega al PC tramite la porta parallela.



Figura 10: LabTool Advantec-48

Il trasferimento del programma dal LabTool al PIC è piuttosto veloce (nel nostro caso una ventina di secondi), ma dipende fortemente dal tipo di PIC utilizzato.

9 Realizzazione Hardware

9.1 Componenti utilizzati

Per interfacciare l'actigrafo con la SDcard è stato necessario procurarsi un socket dove inserire la stessa; non trovando un fornitore che accettasse ordini inferiori alle 1000 unità, si è preferito prelevarne uno da un comune lettore di schede, economico e acquistabile in qualunque supermercato.

Per quanto riguarda l'accelerometro si aveva a disposizione il modello Memsic 2125 che, come già trattato nella sezione *Accelerometri*, dispone di un sensore di tipo bi-assiale, quindi per l'introduzione del terzo asse è stato necessario posizionare un altro accelerometro disposto ortogonalmente al primo. Questo però determina un consumo di corrente aggiuntivo, non risolvibile, dovuto all'asse y del secondo accelerometro (sovrapposto all'asse x del primo e che quindi fornisce un dato ridondante) e al sensore di temperatura, inutilizzato, che si somma a quello del primo accelerometro.

Altri componenti:

- un microprocessore PIC 16F84
- un oscillatore ceramico a 4 MHz
- due led
- resistenze di pull-up
- condensatori
- una presa dove inserire il carica batterie;
- un interruttore per accendere/spegnere il circuito;

9.2 Scelta delle batterie

Considerando che l'actigrafo realizzato ha un consumo di corrente pari a 30 mA e che deve essere alimentato a 4,5 V, la scelta delle batterie deve soddisfare alcuni requisiti fondamentali:

1. essere il più possibile piccole e leggere;
2. erogare una quantità elevata di mAh;
3. essere economiche.

La scelta è ricaduta su 4 pile tipo stilo a Nichel Metal Idruro (Ni-MH) da 1,2 V in grado di fornire corrente per 850 mAh. Questa alimentazione ci garantisce

un'acquisizione dati per 28 ore e 20 minuti circa, al termine dei quali l'actigrafo deve essere spento e posto in carica per circa 3 ore.

9.3 Dimensioni del circuito

Uno dei maggiori problemi che ci si è trovati ad affrontare è stato quello di far stare tutto il circuito su una basetta millefori delle dimensioni di 26 cm², metà della quale occupata dal socket del SDcard e dal microcontrollore PIC.

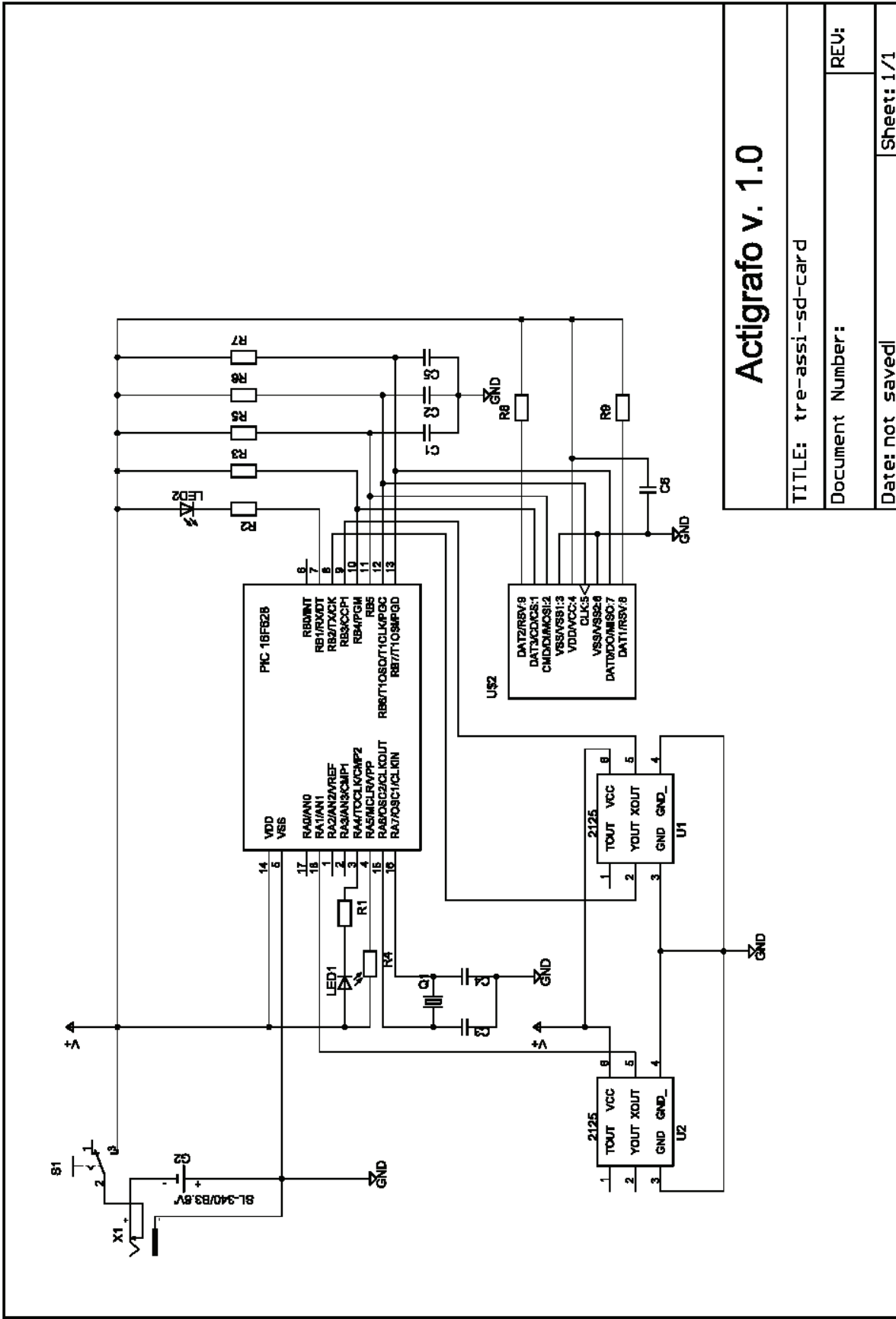
Anche lo sviluppo in altezza del circuito aveva dei limiti progettuali, considerando che la scatola preposta a contenere l'actigrafo è alta circa 2,3 cm.

Componente	Spazio occupato (in verticale)
Batterie	1 cm
Presa per il carica-batterie	1 cm
Fili, saldature e isolante tra batteria e circuito	0,5 cm

Come per la versione precedente dell'actigrafo, la chiusura della scatola avviene tramite una guaina termo-indurente scaldata con un saldatore ad aria. Alla guaina vengono applicate delle aperture in corrispondenza del jack del carica-batterie, dell'interruttore e, naturalmente, dell'SDcard.

La versione definitiva dell'actigrafo prevede la produzione di un circuito stampato che, date le dimensioni più contenute dovute all'assenza di fili, dovrebbe permettere la chiusura della scatola rendendo inutile la presenza della guaina.

9.4 Schema elettrico



Actigrafo v. 1.0

TITLE: tre-assi-sd-card

Document Number: REV:

Date: not saved

Sheet: 1/1

9.5 Versione definitiva

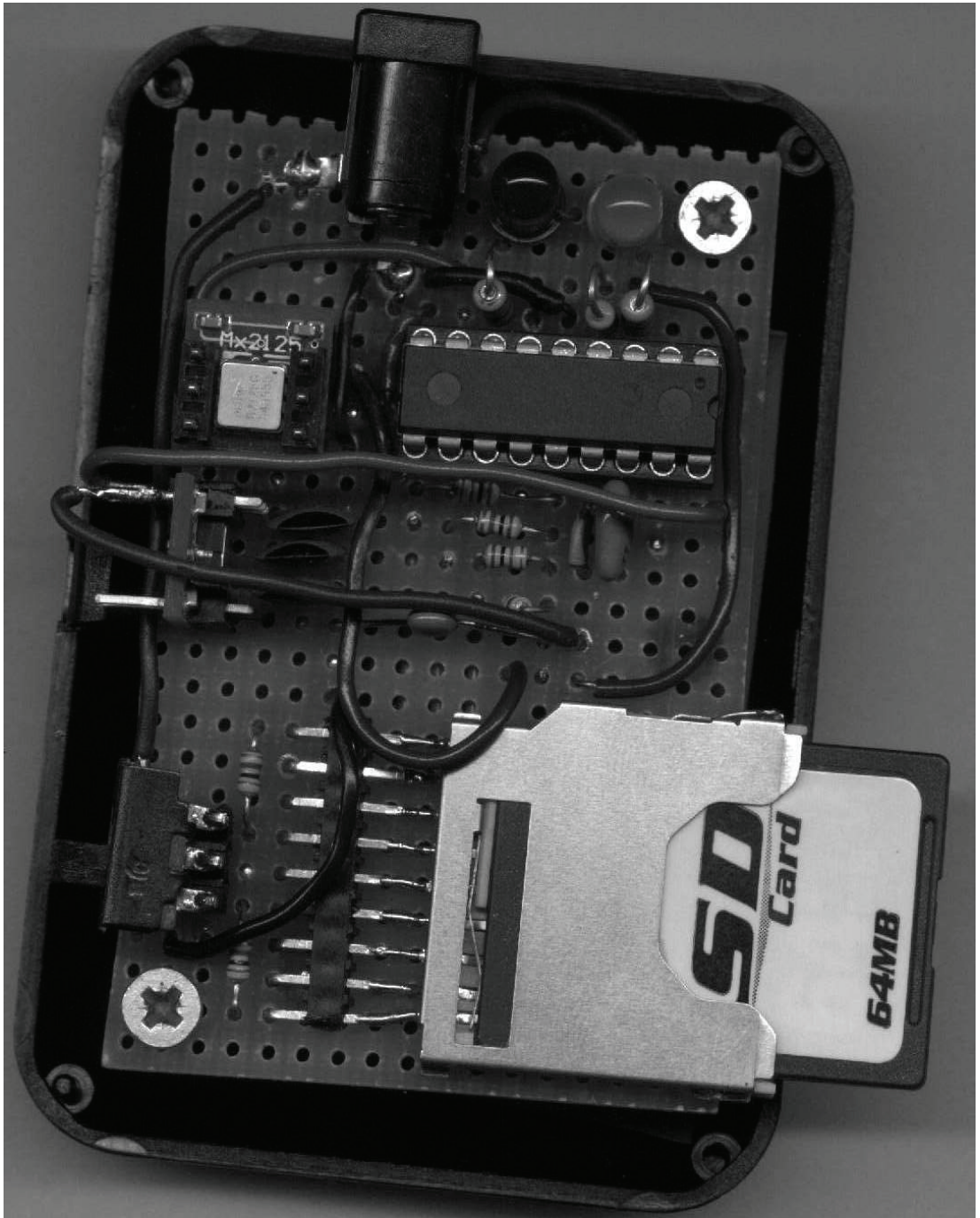


Figura 11: visione dall'alto del circuito realizzato. Si noti il posizionamento dei due accelerometri collocati a sinistra del microcontrollore

10 Realizzazione Firmware

Il firmware del microcontrollore PIC deve provvedere ad una serie di operazioni:

1. Inizializzare la Card
2. Acquisire i dati dai due accelerometri
3. Gestire le temporizzazioni
4. Scrivere i dati sul file

Vediamo ora nel dettaglio come queste vengono effettuate.

10.1 Invio di comandi alla SDcard

Il Proton+ gestisce la comunicazione in modalità SPI; innanzitutto si dichiarano quali pin del PIC assolveranno la funzione di:

- **CS**: Chip Select
- **CLK**: Clock
- **SO, SI**: rispettivamente DataOut e DataIn del dispositivo seriale

CS, CLK, SI, SO sono, per il compilatore, delle parole chiave e non dei semplici identificatori. I primi tre devono essere settati come output e solo l'ultimo come input.

Il Proton+ utilizza per la comunicazione seriale le funzioni Shout e Shin.

10.1.1 Funzione Shout

Invia dati ad un dispositivo sincrono seriale; la sua sintassi è la seguente:

```
shout SI, CLK, MSBFIRST, [dato1\bit,dato2\bit, ...]
```

Il PIC, per ciascun colpo di clock che genererà, invierà sul pin SI, (collegato al CMD della scheda) i dati inclusi nella parentesi quadra a partire dal bit più significativo a quello meno significativo (MSBFIRST). *Dato1*, *dato2*, ... possono essere numeri o variabili.

\bit è un parametro opzionale posto dopo *datox* che stabilisce quanti bit di *datox* devono essere inviati sul pin **SI**. Se omissso, il valore di default è 8.

Esempio:

SHOUT SI, CLK, MSBFIRST, [245\4]: invia 4 cicli di clock alla scheda ad ognuno dei quali corrisponde l'invio di uno dei 4 byte della parte meno significativa del numero 245 (in binario '11110101'), nell'ordine 0, 1, 0, 1.

10.1.2 Funzione Shin

Analoga alla sua duale, riceve dati da un dispositivo asincrono seriale; la sua sintassi è la seguente:

$$\text{shin SO,CLK,MSBPRES,[dato1\bit,dato2\bit,...]}$$

ad ogni colpo di clock il PIC va a leggere il pin che corrisponde a SO (collegato alla linea dati dell'SDcard) e "immagazzina" il bit così acquisito a partire da *dato1*, finché non riempie tutte le variabili. MSBPRES significa che, come sempre, i bit ricevuti vanno dal più significativo al meno significativo e che vanno letti PRIMA di inviare il clock. Dato1, dato2, ... possono essere solo variabili.

Esempio:

SHIN SO,CLK,MSBPRES,[var1\8,var2\16]: invia 24 fronti di clock e acquisisce altrettanti bit: i primi 8 verranno salvati in var1, i rimanenti in var2.

10.2 Acquisizione dei dati dall'accelerometro

Per poter determinare l'accelerazione in termini di *g* è necessario ricavare il *duty cycle* dell'onda quadra con la quale esce l'accelerometro (v. sezione *Accelerometri*). Per fare questo misuro per quanto tempo rimane alto il segnale tramite la funzione PULSIN, la cui sintassi è la seguente:

$$\text{Variabile} = \text{PULSIN } pin, stato$$

Dove:

- *Variabile* è dove verrà memorizzato il dato acquisito
- *Pin* è il piedino del PIC collegato all'accelerometro
- *Stato* può assumere il valore '0' o '1': dice quale fronte si deve attendere prima di iniziare la misurazione. Esempio: '1' attente che il segnale su *pin* assuma valore logico '1' e misura quanto questo duri prima che arrivi un fronte di discesa.

Variabile contiene il numero di *unità* misurate dal Pulsin: può essere di dimensione byte o word:

variabile	Num. di bit	Num. di unità
Byte	8	1 – 255
Word	16	1 - 65535

Il valore di *unità* dipende dalla velocità del clock inviato al PIC:

frequenza del clock	Durata di un'unità
4 MHz	10 μ s
20 MHz	2 μ s

Il tempo T_1 in cui rimane alto il segnale dell'accelerometro, è dato dalla formula inversa riportata nella sezione *Accelerometri*:

$$T_1 = \left(\frac{a(g)}{8} + 0,5 \right) * T_2$$

Ricordando che il Memsic può variare tra $-2g$ e $+2g$ si evince che:

$$2,5 \text{ ms} \leq T_1 \leq 7,5 \text{ ms}$$

Utilizzando un clock a 4 MHz, servono quindi almeno 750 unità (corrispondenti a 7500 μ s), che si potrebbero rappresentare con 10 bit: si è costretti, per soli 2 bit, ad utilizzare una variabile di tipo word: questo significa che in memoria si hanno 18 bit superflui per ogni acquisizione.

La grande disponibilità di memoria che ci fornisce la memory card rende però ininfluyente questo problema.

10.3 Frequenza di acquisizione

Si è detto più volte che la frequenza alla quale si vuole acquisire è 12Hz: questo significa che la durata della funzione di acquisizione deve essere di $1/12\text{Hz} = 83,33$ ms.

Le operazioni effettuate in questa funzione sono le seguenti:

Operazione	Durata
3 Pulsin (uno per ogni asse)	30 ms
Scrittura di 6 byte sulla card	4 ms
'toggle' di un piedino di controllo ¹	1 ms

Per far tornare i conti è necessario un delay di circa 48 ms. Questo ha creato un problema inaspettato di non facile soluzione: con 48 ms la durata di una acquisizione era di circa 81 ms e variando il delay si verificava la seguente situazione:

Delay	Durata acquisizione (t)	Frequenza (1/t)
47 ms	80,8 ms	12,375 Hz
48 ms	81,20 ms	12,315 Hz
49 ms	81,20 ms	12,315 Hz
50 ms	84 ms	11,905 Hz
51 ms	84 ms	11,905 Hz

Questo è accaduto perché la funzione delay opera, a livello Assembly, mettendo una sequenza di NOP (No OPeration) di durata prestabilita e stabile. Il compilatore, però, utilizza degli algoritmi di ottimizzazione del firmware che ne riduce le dimensioni cambiando l'ordine delle istruzioni e causando quindi un'alterazione delle temporizzazioni.

E' stato impossibile risolvere il problema, in quanto si sarebbe dovuto metter mano al codice macchina (operazione lunga e impegnativa); si è preferito cambiare la frequenza di acquisizione, fissandola così a 12,315 Hz.

10.4 Ulteriori temporizzazioni

Come detto nella sezione dedicata alla SDcard la scrittura avviene a blocchi di 512 byte: scrivendo 6 byte alla volta (2 byte per ogni asse) si eseguono 85 scritture, per

¹ questa operazione è stata importante in ambito di debugging in quanto, al piedino in questione, veniva collegato un led che così lampeggiava ad ogni scrittura. Terminato il prototipo non è stato più possibile togliere questa istruzione perché si rischiava di cambiare la durata del periodo di acquisizione senza aver modo di misurarla.

un totale di 510 byte. Gli ultimi 2 byte vengono riempiti con il valore 0000(hex), dopodiché si chiude il blocco e si ricomincia con un altro:

Operazione	Durata
85 scritture (81,20ms l'una)	6,9020 sec
Scrittura di 2 byte	2,6 msec
Chiusura di un blocco e riapertura di un altro	5,0 msec
Totale	6,9096 sec

Questo significa che, in media, perdo un'acquisizione ogni 10,7 blocchi circa, ovvero ogni 73,8 secondi.

Tuttavia questo non risulta essere molto preoccupante in quanto, nell'arco di 24 ore, perdo circa 95 secondi di acquisizioni che, ai nostri fini, non costituiscono un problema.

10.5 Creazione e gestione del File

Come già detto l'actigrafo realizzato effettua la scrittura dei dati acquisiti in maniera seriale attraverso la modalità SPI. Lo scaricamento dei dati viene effettuato con un comune lettore di Card, collegabile al PC tramite porta USB, il quale utilizza come protocollo di comunicazione l'SDcard Bus Protocol per poter trasferire dati alla velocità massima (*v. specifiche SDcard*).

Naturalmente i dati sull'SDcard devono essere sotto forma di file.

Per poter fare ciò è stato necessario creare una File Allocation Table (FAT) sulla SDcard, semplicemente formattando la stessa in ambiente Microsoft Windows XP. In seguito utilizzando **WinHex 11.15** della X-ways Software si è creato un file della dimensione desiderata e si è andati a vedere la locazione di memoria corrispondente all'inizio di tale file: da questa locazione si inizieranno a scrivere i dati acquisiti.

L'indirizzo dell'*header* di un file appena creato, per una carta da 128Mb formattata, è statico e corrisponde a **000F2200h**; il campo dati inizia alla locazione **000F2400h** e per default tutti i suoi byte sono posti a 00h.

Dopo ogni acquisizione si copia il file sul PC con il programma di elaborazione dei dati e con WinHex si cancella il contenuto del file sulla memory card la quale, a questo punto, è pronta per una nuova acquisizione.

La dimensione del file è strettamente legata al periodo di acquisizione che si desidera effettuare:

Periodo di acquisizione	Dimensione del file
12 h	3,05 MB (3124 KB)
24 h	6,11 MB (6252 KB)
2 giorni	12,21 MB (12504 KB)
1 settimana	42,74 MB (43765 KB)

Attualmente la dimensione del file è 12,21 MB, in quanto siamo vincolati ad acquisire al massimo per 28 ore, a causa delle batterie utilizzate.

11 Analisi dei dati

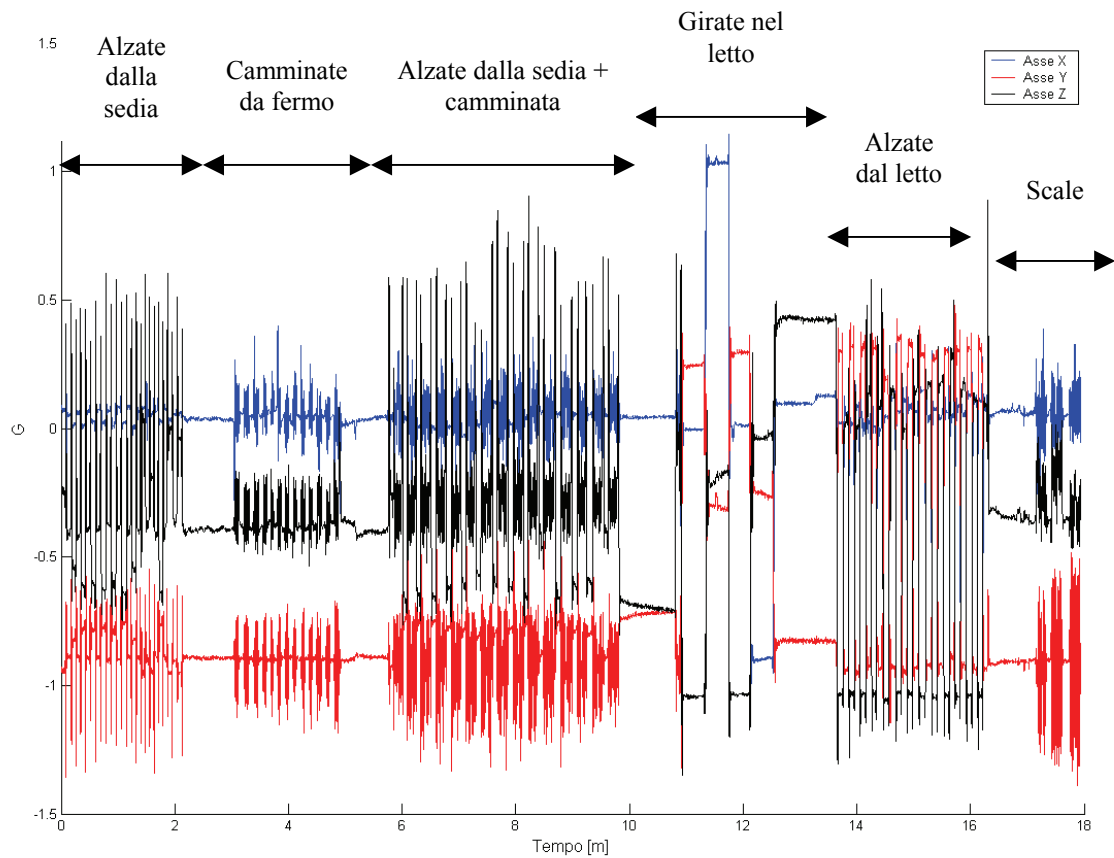
11.1 Soggetti sani – movimenti standard

Il tracciato che segue è stato ricavato da un'acquisizione di circa 18 minuti durante i quali sono stati effettuati una serie di movimenti standard, secondo il seguente protocollo di acquisizione:

1. 5 secondi seduto, alzata dalla sedia, 5 secondi in piedi, risedersi (15 volte)
2. 5 secondi in piedi, camminata, fermo 5 secondi (15 volte)
3. 5 secondi seduto, alzata, camminata (3 metri), tornare indietro e risedersi (15 volte)
4. 20 secondi sdraiato supino, 20 secondi sul fianco sinistro, 20 secondi supino, 20 secondi sul fianco destro (1 volta)
5. 5 secondi sdraiato supino, mettersi seduto sul bordo del letto e rimanere 5 secondi fermo, risdraiarsi supino (15 volte)
6. 5 secondi fermo, salire una ventina di scalini, 5 secondi fermo, ridiscendere (senza tenersi alla ringhiera) (1 volta)

Di seguito illustriamo i risultati ottenuti.

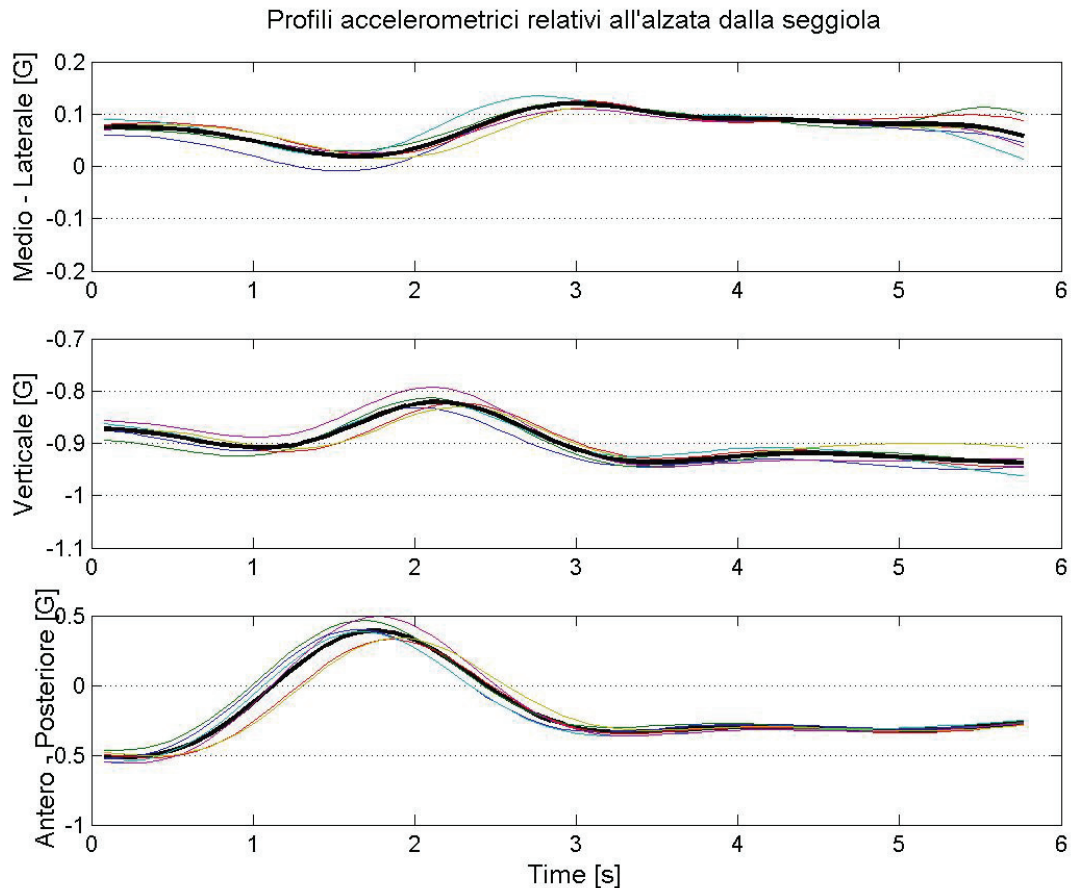
11.1.1 Tracciato accelerometrico



Si notino le spiccate accelerazioni lungo la componente antero – posteriore durante le alzate e le sedute: questo avviene perché l'alzata dalla sedia è un evento che richiede una spesa energetica superiore rispetto a quella necessaria per iniziare un movimento dalla posizione eretta statica, determinato dallo “scatto in avanti” che si deve compiere per poter abbandonare la sedia. Confrontando questo movimento con le camminate partendo dalla stazione eretta, si possono vedere le evidenti differenze in termini di modulo delle accelerazioni: questo ci permetterà di stabilire la postura di partenza di ogni movimento.

11.1.2 Alzata dalla sedia + camminata

Si sono esaminate in dettaglio tutte le alzate, sovrapposte e mediate si è ottenuto il seguente profilo accelerometrico:

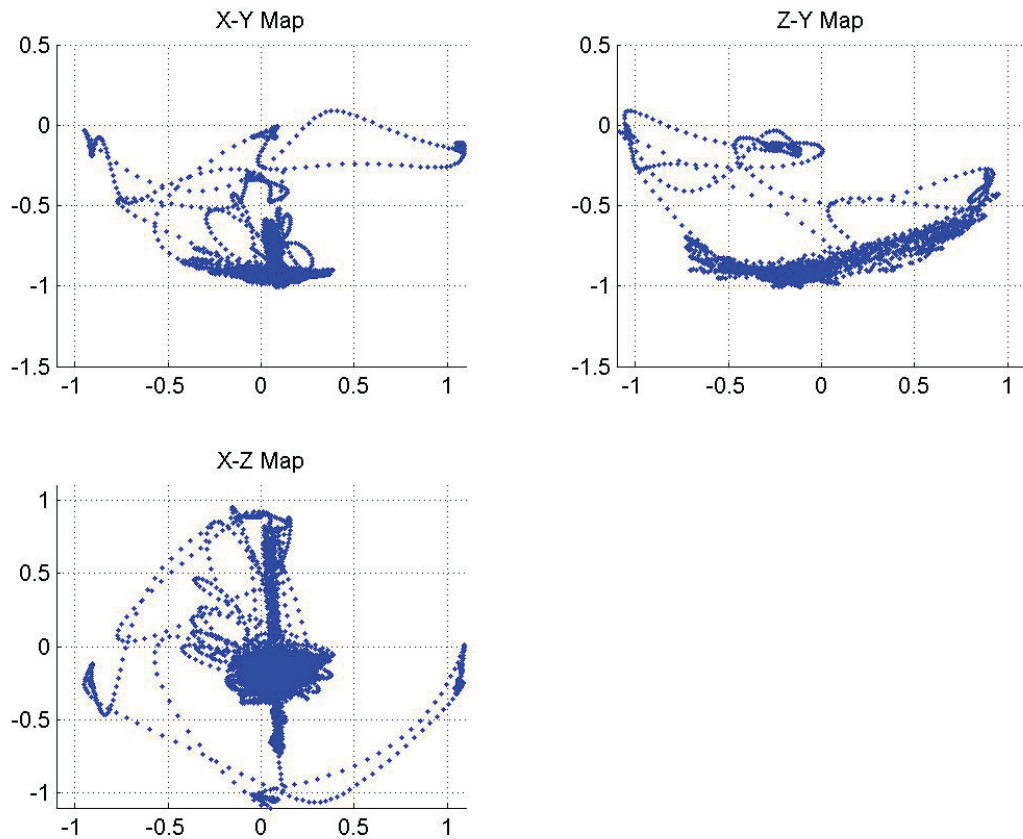


Si noti che la componente medio-laterale e quella verticale variano di circa 1/10 G, mentre quella antero-posteriore di ben 1 G. Si noti inoltre che il punto di massimo delle accelerazioni lungo z coincide con il punto di flesso nelle accelerazioni lungo y: questo avviene perché nel momento in cui z è massimo (momento in cui si abbandona la sedia) il busto è leggermente inclinato in avanti; una volta in piedi si raddrizza il busto, l'accelerazione verticale aumenta leggermente e poi entrambe tornano in posizione ortostatica.

La lieve oscillazione lungo l'asse x è probabilmente dovuta al fatto che la spinta necessaria per alzarsi dalla sedia è fornita in maniera non eguale da entrambi i piedi: più verosimilmente si appoggerà il peso su uno dei due piedi e ci si raddrizzerà una volta terminato il movimento.

11.1.3 Mappe accelerometriche

Tracciando le mappe accelerometriche lungo i piani XY, XZ, e ZY si ottengono i seguenti risultati:



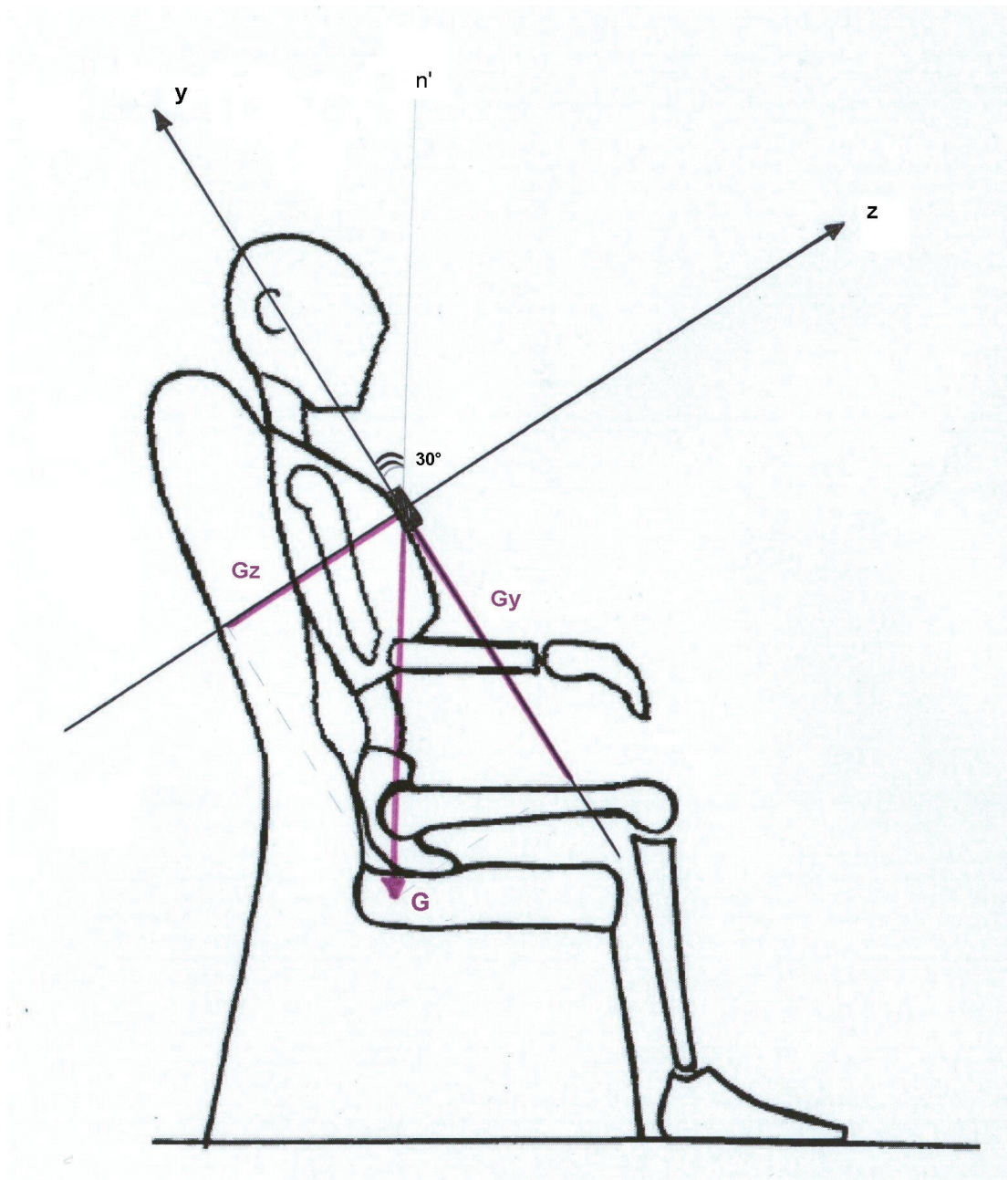
Mappa XY

Si tratta della mappa accelerometrica classica che si otteneva con l'actigrafo bi-assiale.

Mappa ZY

Osservando la mappa ZY si è notata una cosa di grande interesse: durante la postura seduta le accelerazioni che la rappresentano non erano attorno al punto $[0, -1]$ come ci si attenderebbe, bensì si addensavano nel punto $[-0.5, -0.8]$ quando il soggetto era seduto su una sedia e nel punto $[0.5, -0.8]$ quando si trovava seduto ai bordi del letto. Questo avviene perché durante la postura seduta difficilmente il soggetto assume un atteggiamento ortostatico perfetto (come durante la camminata) ma tende ad appoggiarsi allo schienale della sedia o a sporgersi in avanti.

Infatti, una semplice inclinazione di 30 gradi rispetto alla normale del pavimento, causa una scomposizione del vettore della forza di gravità nelle componenti Z e Y del sistema di riferimento dell'actigrafo:



Le componenti G_z e G_y si determinano banalmente:

$$G_z = G \sin(30^\circ) = 0,5G = -0,5g$$

$$G_y = G \cos(30^\circ) = 0,87G = -0,87g$$

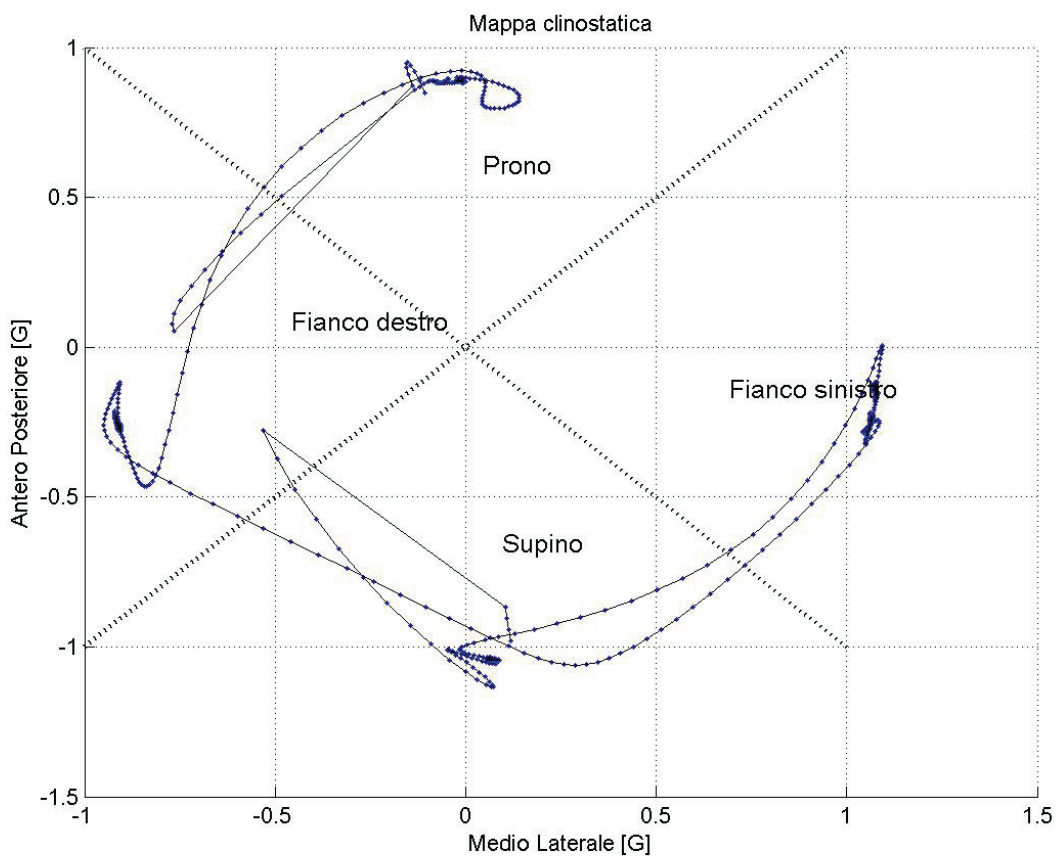
Che sono proprio i punti evidenziati; un calcolo analogo può essere eseguito per il busto inclinato in avanti.

Questa si è rivelata essere un'ulteriore importante discriminante per poter riconoscere la postura seduta da quella eretta statica.

Il “baffo” che si forma sulla mappa ZY è dovuto alla sovrapposizione di tutte le componenti accelerometriche legate ad una rotazione del busto attorno all'asse x. La forma semicircolare è proprio dovuta al fatto che le due componenti sono legate dal seno e dal coseno dell'angolo che descrivono con il vettore di accelerazione gravitazionale.

Mappa XZ

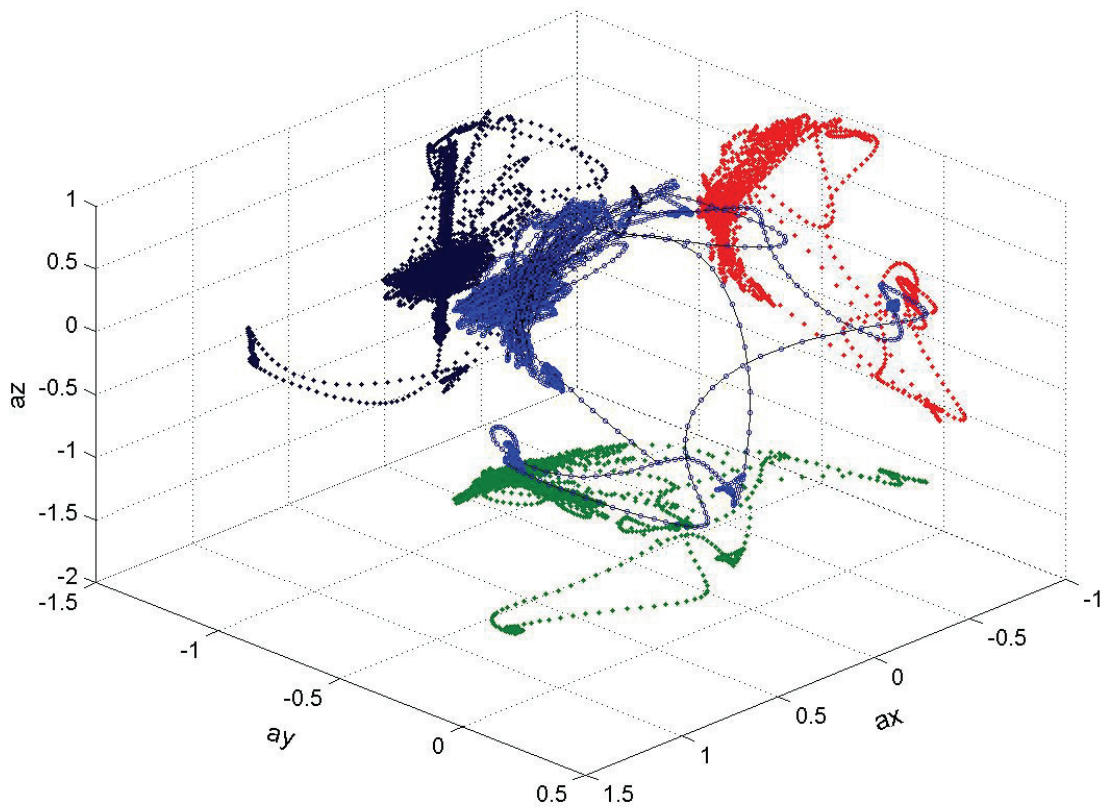
Analizzando invece la mappa sul piano XZ ed eliminando tutte le componenti ortostatiche (non visibili direttamente sul grafico poiché manca la componente verticale) si ottiene:



ovvero tutte le posizioni assunte in fase clinostatica con i relativi passaggi posturali. Questo dato è di estremo interesse poiché è possibile contare il numero dei passaggi posturali durante il sonno, molto importante per i pazienti in età anziana (v. cap. *ActiMotion*). Sarà sufficiente vedere quando una traiettoria effettuata durante la posizione clinostatica attraversa uno dei quattro settori rappresentati in figura. Si tratta di un'esemplificazione notevole in quanto con l'ActiMotion bi-assiale, per effettuare la stessa operazione, era necessario stabilire delle soglie di natura statistica.

11.1.4 Mappa accelerometrica tridimensionale

È possibile anche un'analisi di tipo tridimensionale:



Sapendo che le posizioni statiche assumibili da un individuo sono 5:

Posizione	X	Y	Z
Busto eretto	0	-1	0
Supino	0	0	-1
Prono	0	0	1
Fianco destro	-1	0	0
Fianco sinistro	1	0	0

Se ne evince che nello spazio esse occupano dei punti precisi in un cubo così costruito:

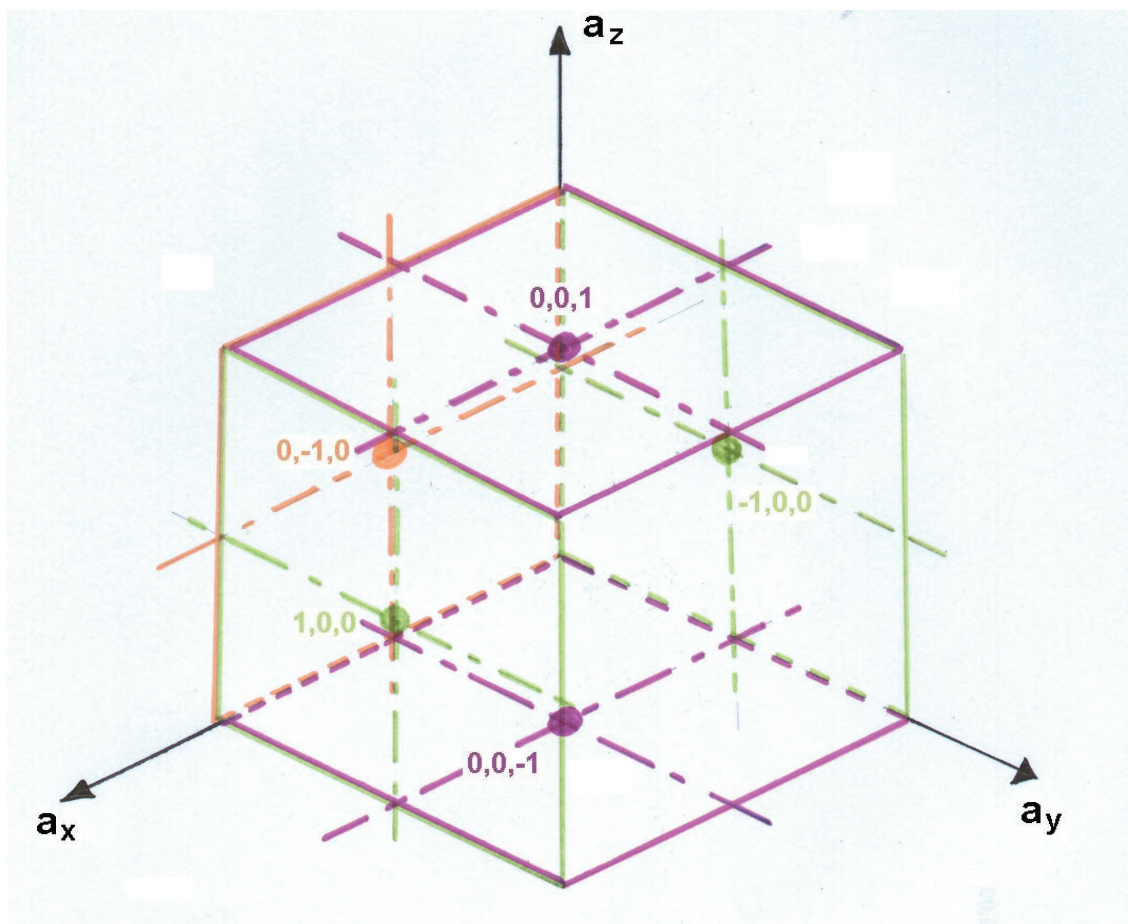


Figura 12: cubo delle posture

ovvero i punti al centro delle facce di un cubo, ad eccezione di una delle sei facce (0,1,0) corrispondente ad una inverosimile situazione posturale: verticale a testa in giù.

Studiare come si aggregano i valori delle accelerazioni (cluster) attorno a questi punti e la forma nello spazio della traiettoria tra un passaggio posturale e l'altro potrà dare ulteriori informazioni sulla capacità funzionale del soggetto monitorato.

11.2 Soggetti sani – Acquisizioni giornaliere

Sono state effettuate delle acquisizioni di 24 ore su soggetti normali, i tracciati presentati in questa sezione si riferiscono ad un uomo, sano di 35 anni:

11.2.1 Tracciato accelerometrico

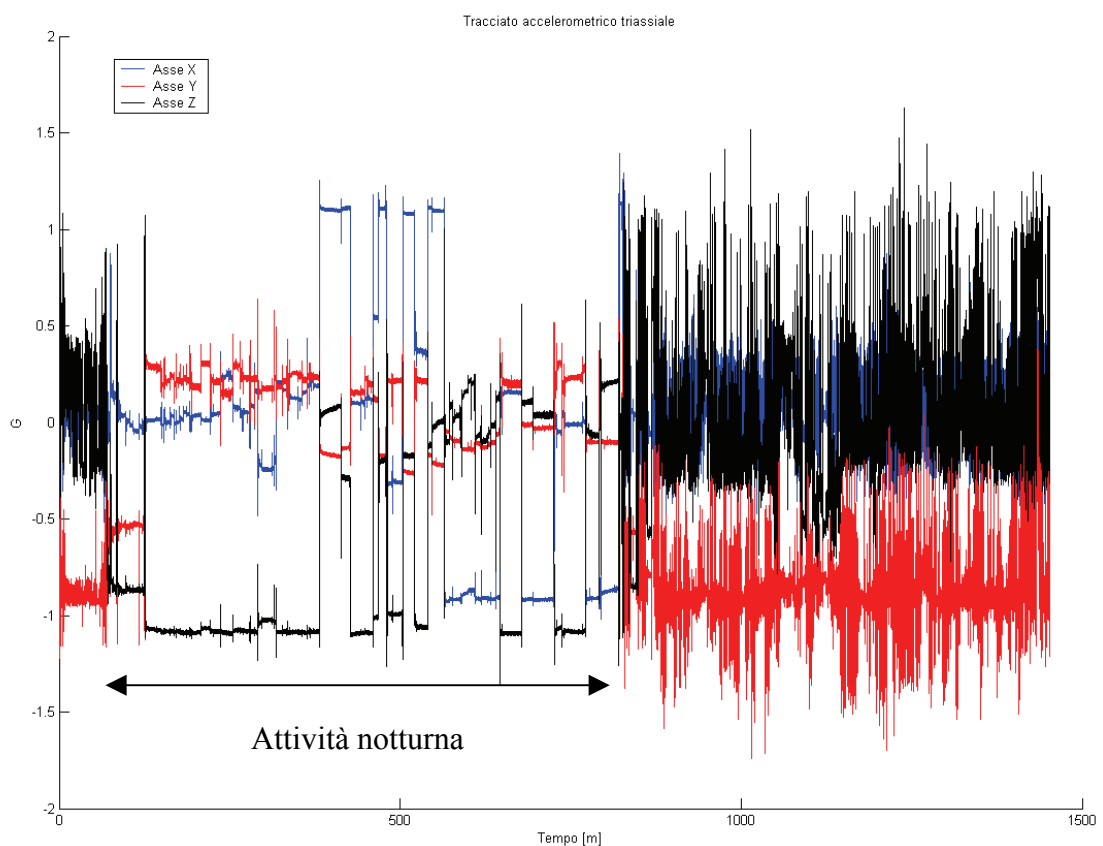
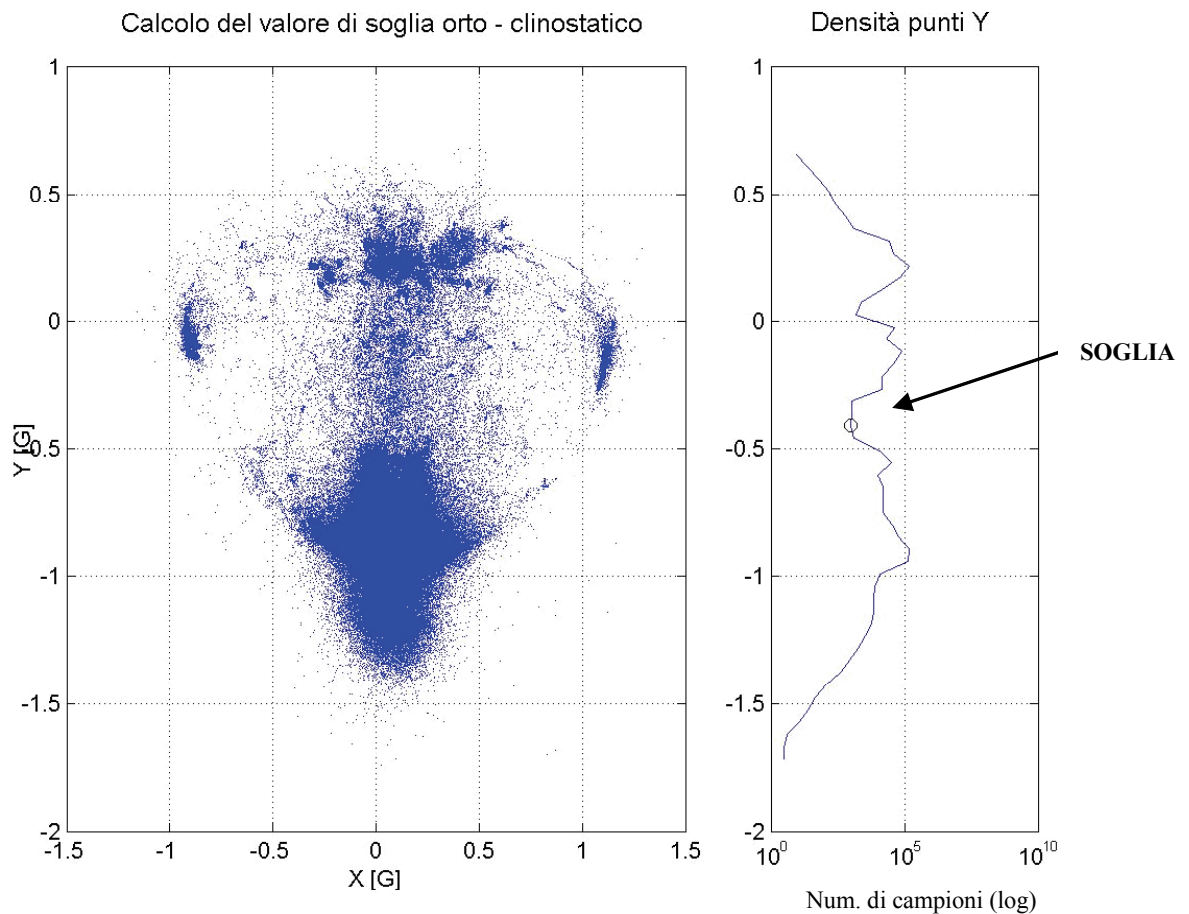


Figura 13: tracciato accelerometrico di un uomo, sano, di 35 anni

Ad una prima occhiata si vede un lungo periodo in posizione clinostatica (circa 12 ore di sonno) seguita da un'intensa attività ortostatica. Si notino le elevate accelerazioni antero-posteriori. I cambi di decubito durante la notte sono rapidi, numerosi e ben delineati.

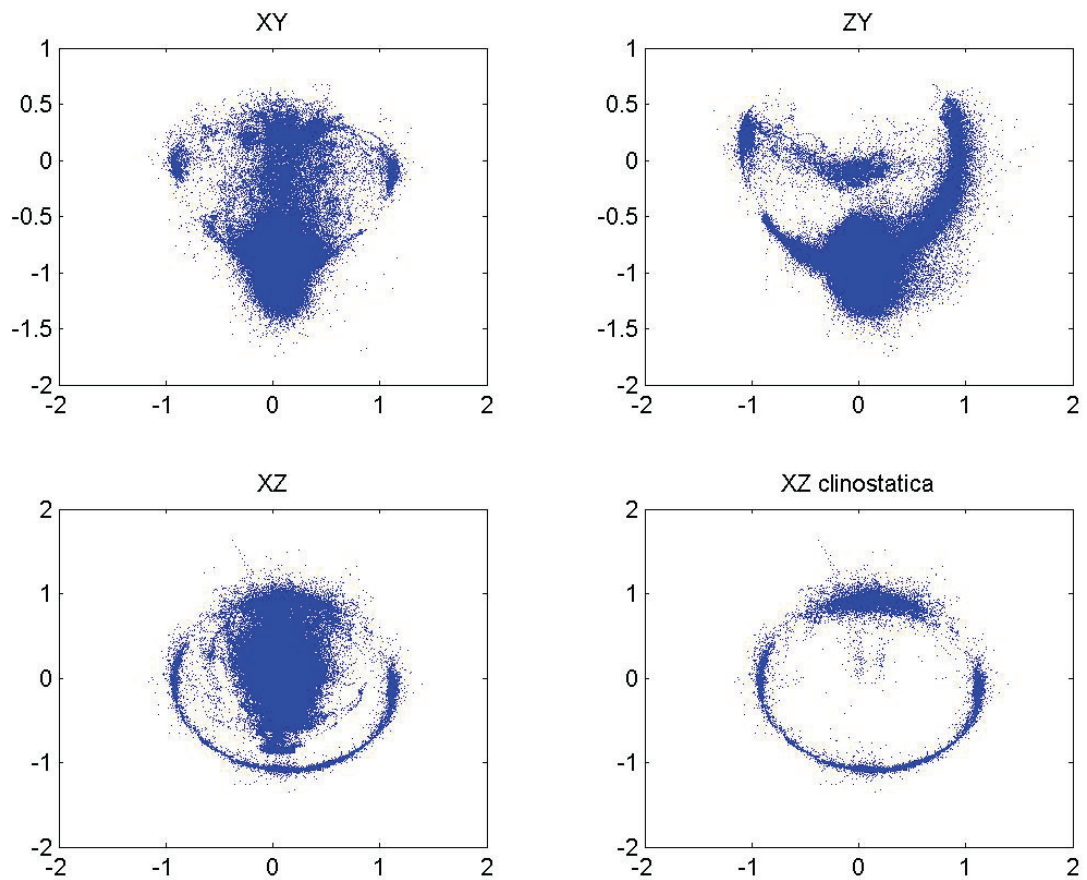
La mappa XY è analoga a quelle rilevate con la vecchia versione di ActiMotion®:



Attorno al punto $[0, -1]$ individuiamo i punti relativi alla condizione ortostatica, mentre attorno al punto $[0, 0]$ i punti rappresentanti la posizione coricata (supina o prona).

Il grafico accanto è la densità della componente verticale in termini di campioni: ci serve per determinare la soglia che discriminerà la posizione ortostatica da quella clinostatica. Essa infatti non è fissa ma è influenzata da numerosi fattori, tra i quali la postura normalmente assunta dal soggetto e il posizionamento dell'accelerometro che non potrà avere l'asse verticale perfettamente allineato con il vettore di gravità terrestre.

11.2.2 Mappe accelerometriche



In riferimento alla mappa ZY si noti il “cerchio” attorno alla posizione $[0, -1]$: esso rappresenta tutte le fasi ortostatiche attive: filtrando infatti tra 0 e 0,1 Hz (componente statica) rimangono solamente le componenti che descrivono le diverse posizioni statiche del busto.

Risulta essere particolarmente interessante la mappa XZ, nella quale si evidenzia bene come un soggetto normale assuma, in fase clinostatica, tutte le posizioni di decubito, seppur con qualche naturale preferenza.

11.3 Soggetti parkinsoniani: Acquisizioni giornaliere

I dati presentati si riferiscono ad una donna di 67 anni affetta dal morbo di Parkinson da 5 anni.

11.3.1 Tracciato accelerometrico

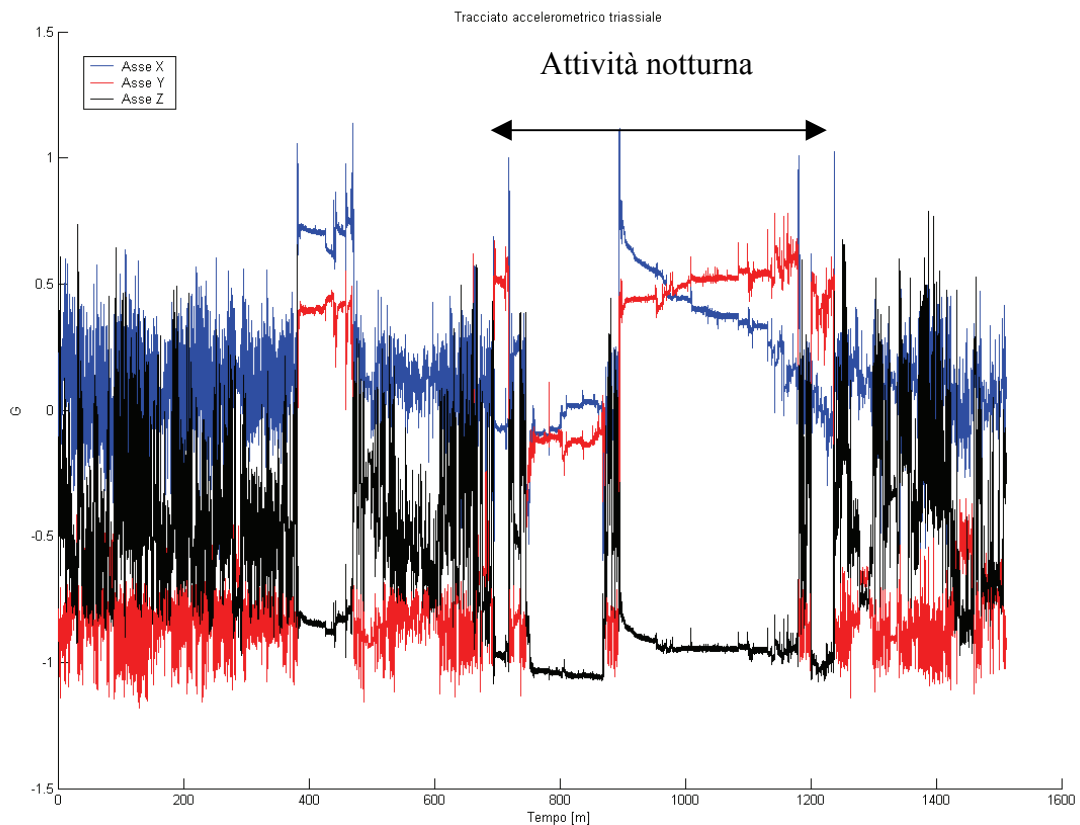
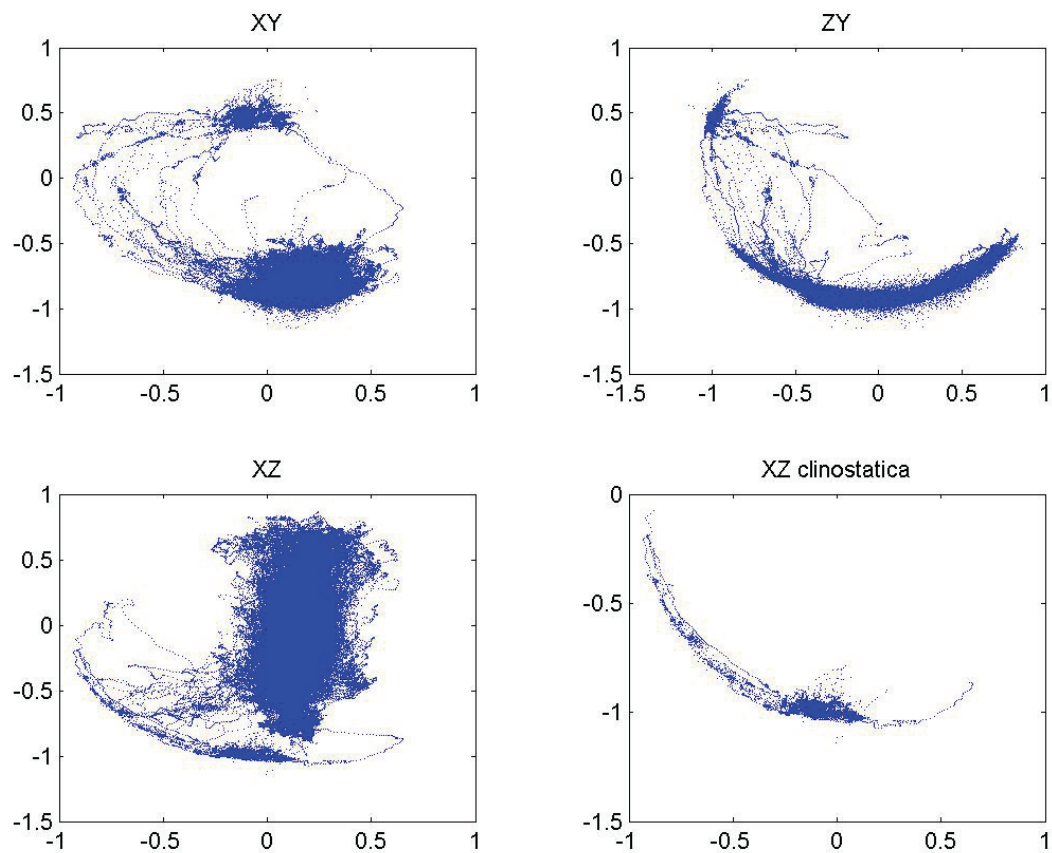


Figura 14: tracciato accelerometrico di una donna, affetta da morbo di Parkinson, di 67 anni

Si notino le componenti antero-posteriori decisamente più attenuate rispetto al soggetto giovane e sano; la paziente soffre di ipocinesie, specie al mattino, infatti le componenti lungo z risultano essere particolarmente basse immediatamente dopo un periodo di clinostatismo. Particolarmente interessante anche il passaggio di decubito, nel periodo notturno, dal fianco sinistro alla posizione supina, avvenuto in circa cinque ore (contro i pochi secondi di un soggetto normale di pari età).

11.3.2 Mappe accelerometriche



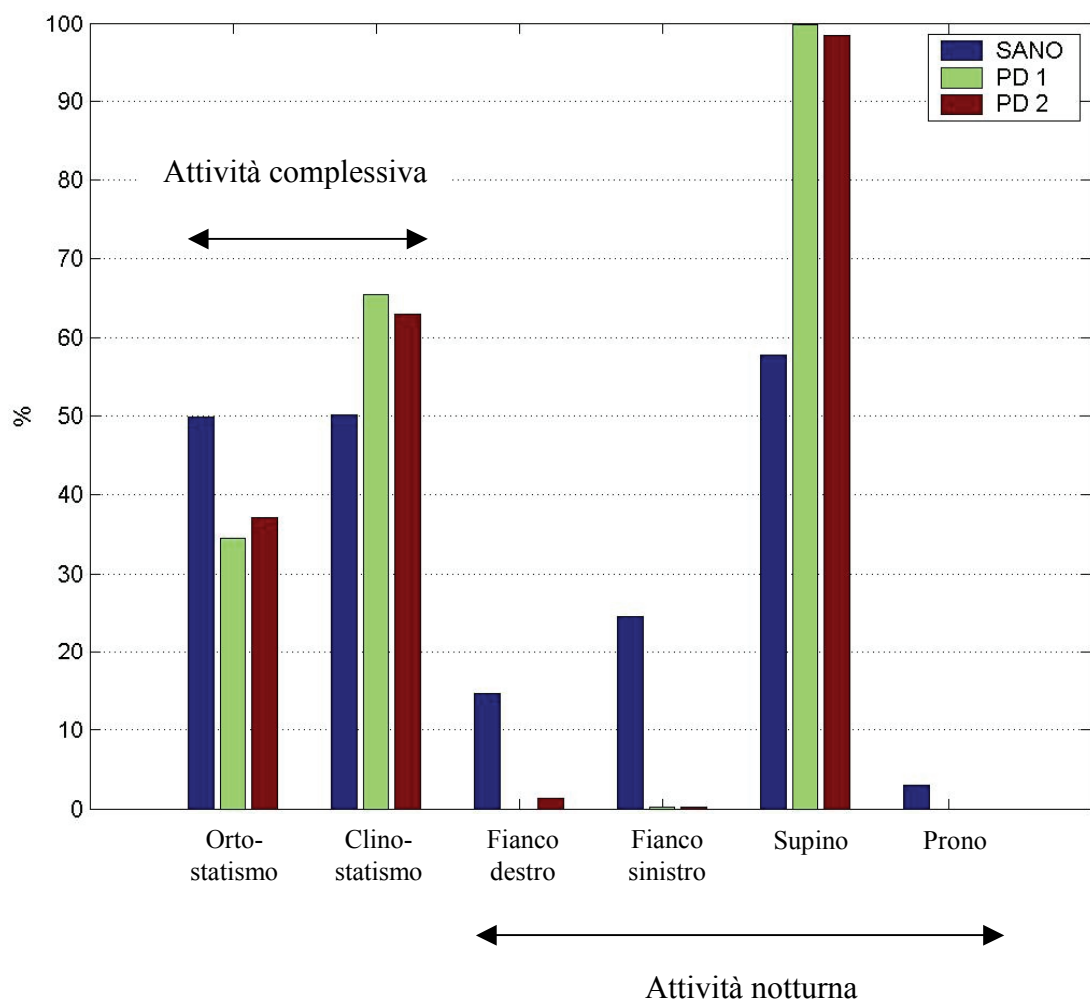
Le evidenti disarmonie dei grafici, rispetto ad un soggetto sano di pari età, ci permettono, in prima battuta, di trarre alcune conclusioni di tipo qualitativo:

- Le dimensioni ridotte dei cluster stanno a significare un atteggiamento posturale statico composto da poche posizioni mantenute anche per lungo tempo (il paziente soffre di ipocinesia, specie al mattino).
- In riferimento alla mappa XY si evince che l'assenza quasi totale di cluster tra la posizione ortostatica e quella clinostatica indica che questi passaggi posturali avvengono raramente e mai abbassando il busto come è normale presupporre per i soggetti sani: la curva sulla sinistra che raccorda le due posizioni suggerisce che il paziente per coricarsi debba prima appoggiarsi sul fianco sinistro.

- In riferimento alla mappa ZY si nota l'assenza di raccordi, tipici nei soggetti sani, tra i cluster che individuano la posizione ortostatica e quelli che individuano la posizione prona..
- Particolarmente interessante la mappa XZ clinostatica: Mancano completamente i passaggi posturali prono e sul fianco destro.

11.4 Confronto tra soggetti sani e parkinsoniani

11.4.1 Attività durante il sonno



Nei malati di Parkinson esiste, durante il sonno, la quasi assenza di decubiti diversi dalla posizione supina; è inoltre molto interessante valutare quante volte il soggetto cambi decubito. Per questo si è sviluppato un algoritmo che permette di contare i passaggi posturali in condizione clinostatica:

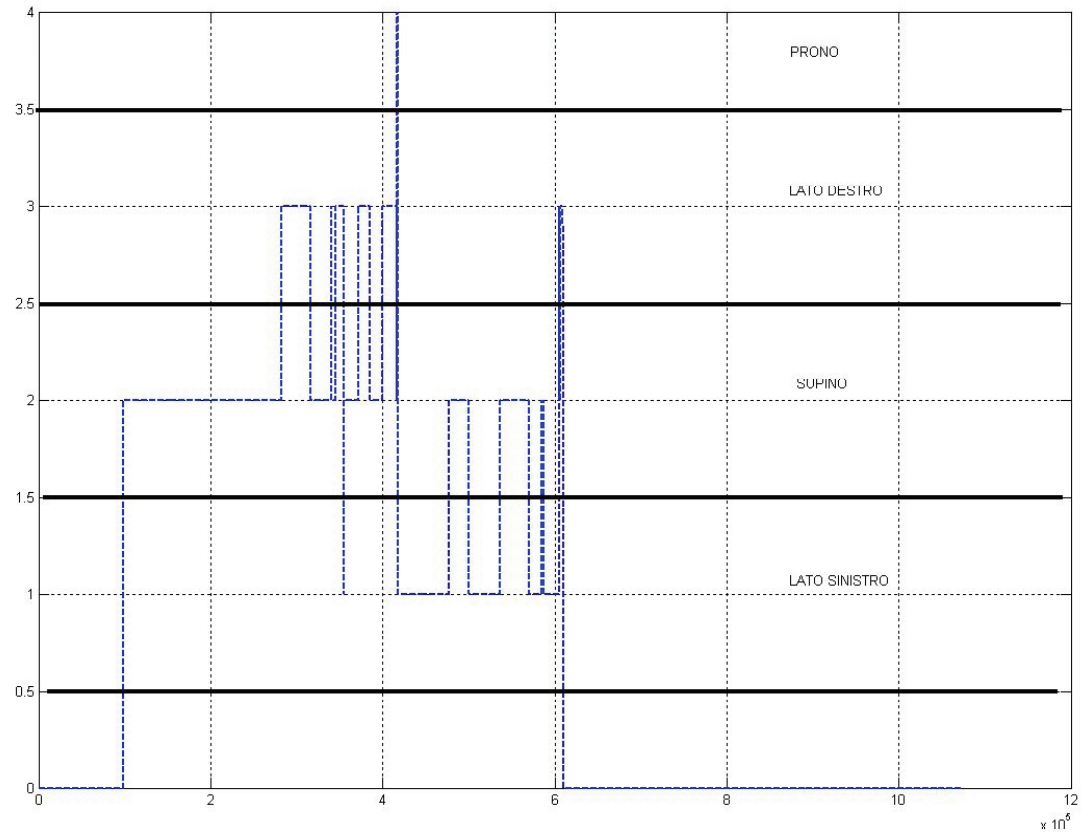


Figura 15: cambi di decubito notturni di un soggetto sano (tempo in campioni)

Il maggior tempo di assunzione della postura clinostatica nei pazienti parkinsoniani (62-65%) fa presupporre un consumo energetico metabolico decisamente più basso rispetto a quello del soggetto sano (circa 50%).

11.4.2 Consumo energetico metabolico

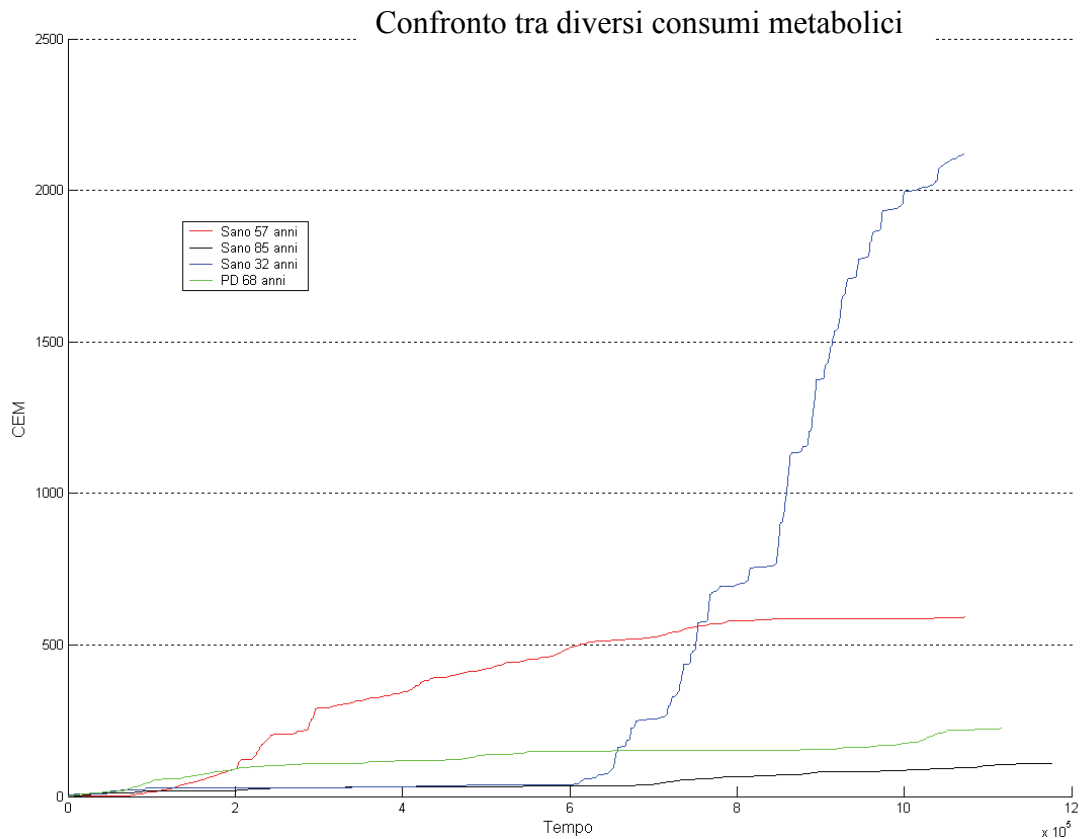


Figura 16: sono confrontati quattro soggetti: in blu un uomo di 35 anni, in rosso una donna di 57 anni, in verde una parkinsoniani di 68 anni e in nero una donna di 85 anni (tempo in campioni).

si può notare come il consumo metabolico di un parkinsoniani di 68 anni (in verde) sia paragonabile con quello di un soggetto sano di 85 (in nero): nonostante un valore leggermente più alto, il parkinsoniano ha un consumo metabolico notturno praticamente inesistente, infatti confrontando le transizioni notturne dei due soggetti:

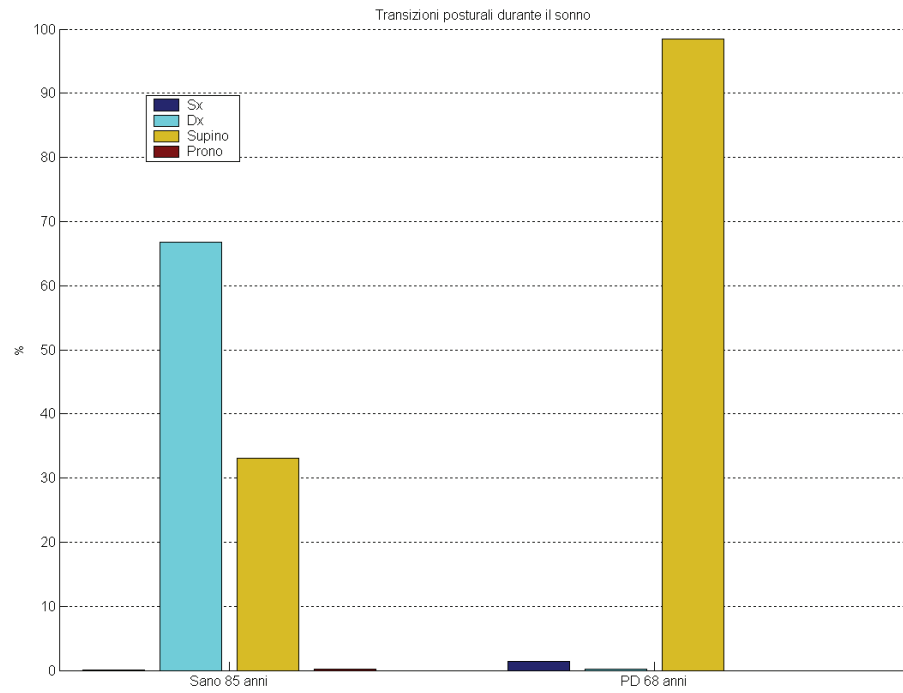


Figura 17: transizioni notturne di una donna di 85 anni (a sinistra) confrontate con quelle di una donna affetta da morbo di Parkinson di 68 anni.

12 Conclusioni e sviluppi futuri

L'analisi dei dati sui pazienti affetti da morbo di Parkinson suggerisce che il miglior indicatore dello stato di salute del paziente è quello fornito dallo studio dei cambi di decubito durante il sonno. Durante la notte, infatti, non si presentano quei comportamenti emotivi che durante il giorno influiscono notevolmente su alcuni aspetti della malattia, in particolare sulle ipocinesie e sulle discinesie.

Per il futuro si può pensare di effettuare una serie di acquisizioni esclusivamente notturne, dotando l'actigrafo di un pulsante che il paziente deve premere ogni qualvolta si accinga ad andare a dormire.

Per quanto riguarda l'analisi dei dati, nonostante gli ottimi risultati ottenuti, ci si scontra sempre con il problema della complessità computazionale degli algoritmi prodotti. Infatti riuscire ad individuare pattern quali l'alzata dalla sedia o la salita (discesa) delle scale con metodi quali, la finestra temporale, è assolutamente impossibile a causa dell'enorme mole di dati acquisiti, mentre il metodo delle soglie, computazionalmente più leggero, sulla componente antero-posteriore risulta adeguato solo per soggetti sani e giovani: anzianità e patologie che rallentano i movimenti attenuano molto le pendenze di queste accelerazioni rendendo l'identificazione alquanto problematica.

Per concludere si può pensare di introdurre ulteriori miglioramenti dell'hardware; alcuni dei progetti plausibili sono i seguenti:

1. Realizzare il prototipo con un circuito stampato di piccole dimensioni per ridurre ulteriormente quelle dello strumento (*in fase di sviluppo*);
2. collegare le batterie con un connettore dedicato per poterle sostituire al termine di ogni acquisizione, evitando di dover mettere in carica tutto l'actigrafo;
3. Utilizzare un accelerometro tri-assiale al posto dell'attuale coppia di accelerometri bi-assiali per diminuire il consumo del dispositivo e aumentare così la durata delle batterie. Attualmente il *costo* in termine di corrente richiesto dai 2 accelerometri è di circa 8 mA, mentre il nuovo MMA 7260 prodotto da Freescale, necessita solamente di 500 μ A: questo equivale ad un

risparmio energetico del 33%, con conseguente allungamento della durata della batteria da 27 a quasi 38 ore;

4. Renderlo impermeabile, per far fronte all'incuria di molti pazienti;
5. Costruire un prototipo che attraverso un sistema di trasmissione GSM invii i dati acquisiti direttamente ad un server remoto (monitoraggio in tempo reale).

Dati gli ottimi risultati ottenuti, attualmente sono in produzione i nuovi actigrafi che soppianteranno, sin da subito, il vecchio modello di ActiMotion a scaricamento dati seriale.

Appendice A. Test di Tinetti

Il test si divide in due fasi: equilibrio e andatura:

EQUILIBRIO

1. EQUILIBRIO DA SEDUTO	si inclina sulla sedia	0
	è stabile e sicuro	1
2. ALZARSI DALLA SEDIA	incapace senza aiuto	0
	deve aiutarsi con le braccia	1
	si alza senza aiutarsi	2
3. TENTATIVO DI ALZARSI	incapace senza aiuto	0
	capace ma con più tentativi	1
	capace al primo tentativo	2
4. EQUILIBRIO IN STAZIONE ERETTA (primi 5 secondi)	instabile	0
	stabile, ma con ausilio	1
5. EQUILIBRIO IN STAZIONE ERETTA	instabile	0
	stabile, ma a base larga	1
	stabile a base stretta	2
6. ROMBERG	instabile	0
	stabile	1
7. ROMBERG sensibilizzato	incomincia a cadere	0
	oscilla, ma si riprende	1
	stabile	2
8. GIRARSI DI 360°	a passi discontinui	0
	a passi continui	1
	instabile, si aggrappa/oscilla	0
	stabile	1
9. SEDERSI	insicuro, sbaglia la distanza, cade sulla sedia	0
	usa le braccia, discontinuo	1
	sicuro, con continuità	2

Punteggio Equilibrio: _____/16

ANDATURA

10. INIZIO DEAMBULAZIONE	esitazioni, più tentativi	0
	nessuna esitazione	1
11. LUNGHEZZA ED ALTEZZA DEL PASSO (PIEDE dx)	piede dx non supera il sin	0
	piede dx supera il sin	1
	piede dx non si alza completamente da terra	0
	piede dx si alza completamente	1
12. LUNGHEZZA ED ALTEZZA PASSO (Piede sin)	piede sin non supera il destro	0
	piede sin supera il destro	1
	piede sin non si alza completamente da terra	0
	piede sin si alza completamente da terra	1
13. SIMMETRIA DEL PASSO	piede dx e sin non sono simmetrici	0
	pedi simmetrici ed uguali	1
14. CONTINUITA' DEL PASSO	interrotto o discontinuo	0
	continuo	1
15. TRAIETTORIA	marcata deviazione o ausili	0
	deviazione modesta	1
	non deviazione e non ausili	2
16. TRONCO	netta oscillazione o uso di ausili	0
	non oscilla, ma flette le gambe o allarga le braccia	1
	non oscillazioni o ausili	2
17. CAMMINO	i talloni sono separati	1
	i talloni quasi si toccano	0

Punteggio Andatura: _____/12

Il giudizio viene effettuato da un medico competente che ha ricevuto una qualifica per poter eseguire questo genere di valutazioni. E' di determinante importanza anche l'esperienza del medico preposto alla valutazione, in quanto esso può attribuire i punteggi confrontando il comportamento del soggetto con quello di altri pazienti, che ha osservato in passato, affetti dalla stessa patologia.

Bibliografia essenziale

- Adrian M J and Cooper J M** 1989 “*Biomechanics of Human Movement*” (Indianapolis: Benchmark)
- Bonaiuti D.**, 2000. Le scale di misura. In: Le scale di misura nelle malattie muscolo scheletriche. I &V Publisher, Cil's Colors Muggiò, Italia. pp. 17-20.
- Bouten C V, Westerterp K R, Verduin M and Janssen J D** 1994 “Assessment of energy expenditure for physical activity using triaxial accelerometer” *Med. Sci. Sports Exerc.* **26**,1516-23
- Bouten C V et al.** 1997a « A triaxial accelerometer and portable data processing unit for the assessment of daily physical activity » *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **44**, 137-47
- Bouten C V et al.** 1997b « Effect of placement and orientation of body-fixed accelerometers on the assessment of energy expenditure during walking » *Med. Biol. Eng. Comp.* **35**, 50-6
- Chen K Y and Sun M** 1997 “Improving energy expenditure by using a triaxial accelerometer” *J. Appl. Physiol.* **83**, 2112-22
- Granger CV**, 1996. Misure di qualità e risultato in medicina riabilitativa. In: Braddom R.L. (Eds.) *Medicina fisica e riabilitazione* Antonio Delfino, Roma, pp. 247-262.
- Guralnik J.M.**, Performance measures of physical function in comprehensive geriatric assessment In: Rubinstein LZ., Wieland, Bernabei. R. (Eds.), *Geriatric assessment technology: the state of the art.* Kurtis, Milano, pp. 59—74.
- Guralnik J.M.**, 1995. Lower extremity function in persons over the age of 70 years as a predictor of subsequent disability. *The New England Journal of Medicine* **2**, 556-561.
- Herdon R.M.**, 1997. Introduzione alla scale cliniche neurologiche. In: *Scale di valutazione in neurologia.* Centro Scientifico Editore, Torino, pp. 1—6.
- Kiani K, Snijders C J and Gelsema E S** 1997 “Computerized analysis of daily life motor activity for ambulatory monitoring” *Technol. Health Care* **5**, 307-18
- Kochersberger G, McConnel E, Kuchibhatla M N and Pieper C** 1996 “The reliability, validity and stability of a measure of physical activity in the elderly” *Arch. Phys. Med. Rehabil.* **77**, 793-5
- Masur H.**, 1999. Basi teoriche per l'utilizzo di scale e punteggi in medicina. In: *Scale e punteggi: quantificazione dei deficit neurologici.* Edi-Ermes, Milano, pp. 6-64.
- Mathie M J et al.** 2003 « Detection of daily physical activities using a triaxial accelerometer » *Med. Biol Eng. Comp.* **41**, 296-301
- Mathie M J et al.** 2004 “Accelerometry : providing an integrated, practical method for long-term, ambulatory monitoring of human movement” *Phys. Meas.* **25**
- Mejer E P, Goris A H, Wouters L and Westerterp K R** 2001 “ Physical inactivity as a determinant of the physical activity level in the elderly” *Int. J. Obes.* **25**, 935-9
- Sekine et al.** 2000 « Classification of waist-acceleration signals in a continuous walking record » *Med. Eng. Phys.* **22**, 285-91
- Sun M. and Hill J.O.** 1993 « A method for measuring mechanical work and work efficiency during human activities » “ *J. of Biomech.* **26**,229-41

Veltkin et al. 1995 « Toward a new method for kinematic quantification of bradykinesia in patients with Parkinson's disease using triaxial accelerometry » *17^o Annual Conf IEEE Engineering in Med. And Biol*

Watts T, 1985. Decision analysis: a tool for improving physical therapy practice and education. In.

Winters J M and Cargo P E 2000 "Biomechanics and Neural Control of Posture and Movement "
(New York: Springer)

Ringraziamenti

Migliaia di volte ho pensato al momento in cui avrei scritto queste pagine, ed ora che finalmente ci sono, non riesco a mettere ordine tra la miriade di facce che mi passano per la mente... E allora ci provo, certo che qualcuno verrà involontariamente dimenticato e sperando che non ne abbia troppo a male.

Ringrazio di cuore tutta la mia famiglia e in particolare i miei genitori che hanno finanziato questi miei lunghi e travagliati studi, senza mai mettermi (troppo) sotto pressione.

I miei nonni, le loro lasagne e la deliziosa millesfoglie.

Rossella, per le lezioni di vita che mi ha dispensato e di cui faccio tesoro.

Mio fratello, per essersi assunto il gravoso compito di fare da termine di paragone negativo: è grazie al suo operato che, nonostante 3 anni da fuoricorso, sono ancora il figlio preferito!

Un ringraziamento speciale va a Chiara, perché mi sopporta da quasi un anno e per essermi stata vicina in un momento particolarmente impegnativo come questo. Ti voglio bene!

Ringrazio chi ha reso possibile la riuscita materiale di questa tesi e in particolare il prof. Morasso, che si è dimostrato sempre disponibile, e i miei correlatori: Robi, con il suo impeccabile approccio ingegneristico (*“Con i diodi non funziona? Toglili e sovralimenta tutto!”*), e a Marco, autentico genio dell’analisi numerica, con quella sua inconfondibile aplombe anglosassone (*“io a sto Matlab gli spacco la testa!”*).

Un doveroso grazie ad Alessandro, il laureando di medicina che si è smazzato ore e ore di acquisizioni al posto mio.

Un grazie anche al personale della Colletta, in particolare al prof. Baratto per la sua impeccabile professionalità, a Lidia per i suoi modi gentili e al dottor Dente per la sua simpatia.

Un grazie ad Alice, Martina e il Becca, alias i tirocinanti, per avermi fatto compagnia qualche mercoledì in quel della Colletta: difficilmente avrò modo di rincontrare delle schiene così dritte!

Ringrazio gli amici della mensa: Daniele (alias Mela, il playboy della val Polcevera), Luca (the original railway expert), le veline Chiara&Valeria, Ivano, Secchi, l’Ammiraglio, il mitico Baffo e tutti gli ospiti che occasionalmente hanno preso parte al rito della mensa della Casa dello Studente: grazie per avermi fatto aspettare ore e ore dalla sbarra in tutte le condizioni climatiche, è decisamente colpa vostra se mi laureo solo ora..!

Un grazie di cuore a:

Laeya, per tutte le nostre lunghe pause fuori dalla biblioteca, per la sua satira pungente e per la sua infinita dolcezza

Marco (D’Adde), un amico vero a cui sono profondamente legato;

Laura, la nostra eterna amicizia e il folle anno passato sempre assieme;
Adriano (il greco), mio primo compagno di studi e un amico sincero;
Francesco (il Kaiser) per dieci lunghi anni di amicizia densi di avventure e situazioni incredibili;
Alberto e la sua voce a 100Hz: grazie per avermi fatto scoprire il Pianeta Birra di Rimini e per le conversazioni surreali con Fede, Boni e Marino.
Rosa per le ciattellate nel gabbiotto alle 6 di sera: mi mancheranno i gossip della facoltà;
Giovanni, amico di una vita, con il quale ho condiviso momenti decisamente importanti.

Inoltre ringrazio: Pamela, Gazza, Trevor (e il nostro indimenticabile esame di Fisica Matematica), Elisa (la mia bella borgese!), Beppe Cama, Silvia & Francesco, Sciorty, Eddy Daby e Faby, Stefano & Alice, Leonardo, Enrico e Diego, Fabio (Berzo), Federica, Clauzio, Roberta, Claudia, David, Luisa, Lorenza, Valentina, Antò, nonché alcuni personaggi di secondo piano ma di enorme spessore quali: Costantini con le sue torte e la sua sciarpa, Stefano il cinese, Pensa e i toast durante le ore di elettrotecnica, Olly e i suoi divertentissimi aneddoti, Agostino e Dawson.

Grazie infinite alla combriccola delle notti campesi: Fabio, la sua anima grunge e i pomeriggi passati a “studiare” geometria mentre il Pirata imperversava al Giro; Fede, compagno di mille sbraghi, e le sue disquisizioni sui R.E.M., lo yoga e la cultura egiziana pre-romana; Andre, mio indispensabile braccio destro, e le nostre notti brave un po’ ovunque; Giulio, la sua inconfondibile risata e la gioia di vederlo con il sacco dei doni ogni venerdì sera. Tonino, fresca new entry dal potenziale oltremodo esplosivo. Infine il Paro, autentico genio della comicità, per il quale non esistono parole che gli rendano appieno giustizia.

Un grazie anche all’avvocato Michelini, anche se ha preferito la Milano da bere alla nostra compagnia, per me resta sempre il buon vecchio Miche.

Un doveroso ringraziamento va anche agli indigeni di Campo Ligure che ci hanno accolto sin da subito come dei fratelli. non credo che conoscerò di nuovo della gente così fuori di testa!

Infine un ringraziamento sentito ad una serie di luoghi, cose e persone (reali o immaginarie) che mi hanno accompagnato in questi ultimi otto anni e che non posso esimermi dal ricordare, a costo di sembrare un folle: i dispersi (forse per sempre) Harald, Kromes, Ildegard, Moody e Legolas; Abui, Buk, Franco, Eleftheropoulos, la Buona Forchetta e le sue pizze “con le orecchie”, il Tomo del Comune, il Gran Maestro, la Coca-Cola®, il sorbetto alla vodka lemon®, $\text{bu}(\tau)\text{dt}$, Allak, i 3 etti di pansotti la domenica a Campo, Kaboa, Simeone, Mega, Giga e Tera, l’uomo spettrale, le biomediche, i bicchieri di rosso a colazione, il Pippy Island, ProEvolutionSoccer, la Heineken, Fausto il giapponese, l’autocalibrazione, Stavros, u picciriddu, Galliani contro il Liverpool, il box del Miche, la Badessa, Rino Gaetano e infiniti altri!

Se avete letto da cima a fondo più volte tutto questo sproloquio e non avete trovato il vostro nome, non vi offendete, ma sappiate che per il semplice motivo che state sfogliando queste pagine, significa

che in qualche modo avete avuto un ruolo più o meno importante in questi che posso definire, senza ombra di dubbio, gli anni più belli della mia vita, e che quindi non mi resta che rimediare dicendovi:

Grazie!