

# Politecnico di Milano

FACOLTA' DI INGEGNERIA DEI SISTEMI

Corso di Laurea Specialistica in Ingegneria Biomedica  
Dipartimento di Bioingegneria



Monitoraggio MEMS dell'attività motoria per la  
valutazione funzionale: validazione di strumenti e  
riconoscimento preliminare di gesti quotidiani

Relatore

Prof. Giuseppe ANDREONI

Tesi di Laurea di:

Nicola LOGICA

Matr. 720356

Anno Accademico 2009-2010

## Indice

Sommario.....	05
Abstract.....	10
Introduzione.....	15
<b>1 Il progetto Europeo di Ambient Assisted Living e lo studio del movimento da Aristotele a oggi</b> .....	17
1.1 AAL Ambient Assisted Living.....	18
1.2 Human Motion Analysis.....	20
1.2.1 Cenni storici all'analisi del movimento.....	21
1.3 Sistemi di misura.....	23
1.3.1 Sistema optoelettronico.....	23
1.3.2 Sistema magnetico.....	25
1.3.3 Sistema acustico.....	26
1.3.4 Sistema meccanico.....	26
1.3.5 Dispositivi per lo studio della dinamica.....	27
1.3.6 Sensori inerziali.....	29
1.3.7 Parametri analizzati nello studio del movimento.....	31
<b>1.4 Stato dell' arte nelle applicazioni dei sensori indossabili inerziali (accelerometri e giroscopi)</b> .....	34
1.4.1 Accelerazioni del corpo umano.....	34
1.4.2 Consumo energetico metabolico.....	34
1.4.3 Postura e movimento.....	36
1.4.4 Analisi temporale del cammino.....	38
1.4.5 Detezione di movimenti.....	39
1.4.6 Monitoraggio della caduta.....	42
<b>2 Validazione tecnologica dello strumento di misura accelerometrico</b> .....	44
2.1 Dispositivo accelerometrico.....	45
2.2 Interfaccia IC.....	46
2.3 Scheda digitale.....	48
2.4 Sistema Optoelettronico.....	49
2.5 Software di acquisizione HIM.....	50
2.1 Protocollo tecnico di validazione del sensore.....	49
2.1.1 Protocollo di validazione assoluta.....	51
2.1.2 Elaborazione segnali di validazione.....	53
2.1.3 Visualizzazione dei risultati.....	56
<b>3 Protocollo sperimentale di acquisizione dati per lo studio di movimenti semplici</b> .....	61
3.1.1 Sviluppo del protocollo di acquisizione sperimentale .....	62
3.1.2 Scelta del sistema di misura e dei gesti motori da analizzare.....	65
3.1.3 Scelta dei gesti motori.....	67
3.1.4 Approfondimento del CdM.....	67
3.1.5 Soggetti.....	69
<b>3.2 Registrazione dei segnali accelerometrici del CdM</b> .....	70
3.2.1 Strumentazione e metodi.....	70
3.2.2 Acquisizioni.....	73

3.2.3	Costruzione del database dei segnali rilevati.....	74
3.2.4	Elaborazione segnali sperimentali.....	75
3.2.5	Creazione set dati per movimenti semplici.....	80
<b>4</b>	<b>Discussione risultati &amp; sviluppi futuri.....</b>	<b>81</b>
4.1	Discussione dati di validazione assoluta.....	82
4.2	Discussione dati del protocollo sperimentale.....	83
4.3	Grafici sugli errori puntuali tra le misure.....	86
4.4	Visualizzazione del set di dati per movimenti semplici.....	89
4.5	Sviluppi futuri.....	91
	Bibliografia.....	93

## Indice delle figure

Figura 1 In alto evoluzione della popolazione per classi di età, in basso previsioni dell'andamento demografico in Italia nel 2051.....	19
Figura 2 A sinistra Borelli 1680.'The Human Figure in Motion', Muybridge 1878, A destra 'De Motu Animalium' .....	22
Figura 3 Posizionamento marker in punti di repere b) Marker passivi c) Telecamera con anello toroidale, fonte di luce[8] .....	23
Figura 4 Esempio di confronto tra i diversi protocolli per la rotazione del ginocchio .....	25
Figura 5 a) Sistema per il tracciamento del movimento del polso, b) Distorsione del campo magnetico causato da un oggetto metallico.....	26
Figura 6 Esempio di sensore meccanico .....	27
Figura 7 Sonde wireless per l'analisi elettromiografica di superficie della BTS Bioengineering .....	28
Figura 8 (da sinistra a destra) : schema di forze momenti della piattaforma, due piattaforme di forza sotto i piedi del paziente, vettogramma generato durante l'appoggio del piede sulla piattaforma di forza. [ 8] .....	28
Figura 9 Schema base di funzionamento di un accelerometro.....	30
Figura 10 Assi e piani principali del corpo umano.....	32
Figura 11 Correlazioni tra COP e accelerazioni antero-posteriori e medio laterali .....	37
Figura 12 Accelerazioni misurate durante il ciclo del passo .....	39
Figura 13 Albero decisionale dei movimenti e delle posture.....	40
Figura 14: Diagramma schematico del sistema di monitoraggio.....	41
Figura 15 Tracciati accelerometrici con il calcolo dello SMA e SVM[Implementation of a Real-Time Dean M. 2006].....	41
Figura 16 : Orientazione del lato del soggetto in posizione sdraiata con riferimento agli assi X e Y, a destra angolo di inclinazione $\Phi$ .....	42
Figura 17 Valore dell'SVM per l'evento di caduta.....	43
Figura 18 Immagine al SEM di un accelerometro triassiale MEMS.....	45
Figura 19 Diagramma a blocchi dell' interfaccia IC .....	46
Figura 20 Orientamento degli assi sensibili all'interno del sensore.....	47
Figura 21 Calibrazione di fabbrica dello zero-g Level.....	48
Figura 22 Scheda digitale di acquisizione a sinistra e scheda supporto accelerometro MEMS a destra .....	49
Figura 23 Configurazione sistema optoelettronico Vicon <sup>®</sup> del dipartimento INDACO a sei telecamere .....	50
Figura 24 Interfaccia del software di acquisizione dati HIM .....	50
Figura 25: Orientazione terna fisica del MEMS e terna dei marker posti sulla scatola del dispositivo .....	51
Figura 26 Schematizzazione delle movimentazioni .....	53
Figura 27 Schema Di elaborazione del segnale MEMS e OPTO .....	54
Figura 28 Sottrazione Gravita tramite angolo di inclinazione alfa.....	55
Figura 29 Tracciati grezzi delle accelerazioni del sensore MEMS .....	56
Figura 30 Tracciati delle accelerazioni MEMS dopo Detrend .....	57

Figura 31 sinistra, Traiettorie spaziali marker ; destra, Accelerazioni marker ottenute dagli spostamenti.....	57
Figura 32 Accelerazione totale risultante, per dati OPTO sopra e dati MEMS sotto.....	58
Figura 33 Sincronizzazione manuale segnali sopra, Sfasamento segnali sotto .....	59
Figura 34 Sovrapposizione dei segnali OPTO e MEMS.....	59
Figura 35 Sovrapposizione dell'auto correlazione MEMS e la cross-correlazione tra il segnale OPTO e MEMS .....	60
Figura 36 Posizione del centro di massa del corpo umano nelle diverse fasi dello sviluppo .....	68
Figura 37 Localizzazione della vertebra lombare L5 .....	68
Figura 38 Posizionamento accelerometro sul corpo con la direzione degli assi sensibili e la corrispondenza anatomica dei 3 markers.....	70
Figura 39 Traiettorie centro di massa nei tre assi.....	71
Figura 40 Plug-in-Gait Marker placement second il protocollo di implementazione del sistema VCICON .....	72
Figura 41 Pedana a gradini standard.....	73
Figura 42 Flusso di elaborazione segnali.....	75
Figura 43 Angoli $\phi$ e $\rho$ .....	76
Figura 44 Tracciati MEMS filtrati e corretti con angoli $\phi$ e $\rho$ .....	77
Figura 45 Accelerazioni assolute a confronto .....	78
Figura 46 Taglio e sincronizzazione segnali: rosso MEMS, blu Vicon.....	79
Figura 47 Diagramma di correlazione .....	80
Figura 48 Rilevamento dei picchi massimi .....	82
Figura 49 Segnali nella singole componenti.....	86
Figura 50 Andamento a confronto dell' errore relativo puntuale e dei segnali MEMS e OPTO .....	86
Figura 51 Andamento a confronto dell' errore relativo puntuale e dei segnali MEMS e OPTO .....	87
Figura 52 Andamenti del tracciati della media e DS per i gesti di piegamenti e seduta.....	89
Figura 53 Andamenti del tracciati della media e DS per i gesti di cammino e salita e ridiscesa di gradini.....	90

## Indice delle tabelle

Tabella 1 Accelerazioni umane per differenti attività e posizioni dell'accelerometro: espresse in g [15] .....	34
Tabella 2 Parametri di calibrazione ricavati dalle prove statiche .....	47
Tabella 3: Set up delle prove.....	53
Tabella 4 Riassunto delle interviste svolte sul campione di 3M – 3F – età 75,2 aa $\pm$ 5,9 aa. ....	64
Tabella 5 Metodi e misure per dispositivi accelerometrici dal 1991 al 2003.....	66
Tabella 6 Caratteristiche fisiche del soggetto .....	69
Tabella 7 Prove per il posizionamento .....	74
Tabella 9 Correlazione tra i due segnali, errore relativo medio percentuale, valore del p-value ....	83
Tabella 10 Correlazione tra i segnali Opto e MEMS e errore relativo percentuale tra le misure....	85
Tabella 11 Set di dati ricavati dall'analisi dei gesti motori .....	90
Tabella 12 State of the art of human motor activity classification systems [45]......	92

# SOMMARIO

L'Ambient Assisted Living (AAL), un'iniziativa istituita nel 2008 dall'Unione Europea, è un programma di ricerca e sviluppo che punta a migliorare la qualità della vita delle persone anziane attraverso il supporto dell'ICT (Information and Communication Technology).

Particolare attenzione merita, in tale contesto, il tema della mobilità, comunemente ritenuta un chiaro indicatore della salute di un individuo, per i suoi nessi con libertà, flessibilità e autonomia dello stile di vita. La mobilità è il frutto di una attività fisica bilanciata che a sua volta produce numerosi effetti benefici, dalla riduzione del rischio di cardiopatie, alla prevenzione dell'obesità, fino al miglioramento della salute mentale. Il termine attività fisica si riferisce alle attività che comportano dispendio energetico da movimento. Si tratta principalmente delle attività di tutti i giorni che implicano il movimento del corpo, come camminare, andare in bicicletta, salire le scale fare i lavori di casa e la spesa. Buoni livelli di mobilità, e quindi di attività fisica, hanno dunque un ruolo preminente nella promozione di un processo di invecchiamento sano, perché mantenersi attivi può prevenire l'insorgenza di fragilità, che comportano un significativo deterioramento della qualità della vita. I progetti sviluppati nel contesto AAL, oltre a prevedere il monitoraggio di eventi dannosi o critici della salute dell'anziano, ricercano sistemi per il controllo prolungato delle attività fisiche, allo scopo di determinare indici di salute o evidenziare la progressiva degenerazione di malattie.

Le metodiche e le tecnologie che studiano il movimento umano, sono indicate come appartenenti all'area della Motion Analysis. Questa disciplina ha radici molto lontane nel tempo; i primi studi effettuati furono compiuti da Aristotele nel 384-322 A.C. che descrisse nei suoi disegni il movimento degli animali. Con il passare dei secoli molti scienziati si cimentarono nello studio del movimento progredendo in indagini sempre più approfondite, grazie agli sviluppi tecnologici che permettono di analizzare aspetti sempre più ampi del movimento umano e delle informazioni in esso contenute.

Grazie a sistemi di rilevazione più progrediti, al giorno d'oggi abbiamo a disposizione studi con qualità e peculiarità sempre maggiori. I dispositivi di riferimento assoluto per l'analisi del movimento sono i sistemi optoelettronici; sono considerati i "gold standard" e vengono utilizzati in molte analisi cliniche. Essi sfruttano tecniche fotogrammetriche per rilevare e catturare il gesto motorio per mezzo della ripresa video e ricavare così angoli, velocità e accelerazioni relative tra segmenti corporei. Per integrare la cinematica rilevata con i sistemi ottici esistono in commercio sistemi in grado di misurare le forze coinvolte nel movimento; si possono utilizzare pedane dinamometriche per le interazioni corpo suolo o elettromiografi per rilevare l'intensità della forza muscolare di interesse. Questi dispositivi, e in particolare i sistemi optoelettronici, sono vincolati all'interno di laboratori. Questo limita la loro capacità di catturare movimenti in ambienti esterni dove è difficile la loro installazione e calibrazione. Per superare questo limite molti ricercatori hanno sviluppato sistemi di misura alternativi che sfruttano le proprietà dei dispositivi inerziali miniaturizzati. Questi dispositivi integrano accelerometri e giroscopi e vengono sempre più utilizzati nelle scienze del movimento in cui le informazioni lineari ed angolari vengono ricavate da acquisizioni in grandi spazi. L'uso dell'accelerometro per lo studio del movimento del corpo umano fu proposto per la prima volta negli anni 50 ma i dispositivi erano costosi, di grandi dimensioni e non affidabili. I recenti sviluppi tecnologici sulla lavorazione del silicio, hanno consentito la realizzazione di accelerometri elettro-meccanici miniaturizzati i così detti MEMS (*Micro Electro Mechanical Systems*) economici e a basso consumo energetico. Il loro utilizzo ha reso possibile lo sviluppo di particolari metodiche che permettono l'analisi della postura e del movimento e il calcolo di parametri come il consumo energetico o il monitoraggio di eventi specifici come la caduta nell'anziano.

Per rispondere all'esigenza di analizzare i movimenti compiuti in ambito domestico all'interno dei laboratori del Politecnico di Milano è stato sviluppato un dispositivo indossabile che, tramite l'uso di un accelerometro tri-assiale, rileva le accelerazioni corporee del segmento a cui è connesso. Il sensore accelerometrico di ultima generazione deve prima essere convalidato tramite un confronto con un dispositivo "Gold Standard". Come riferimento "Gold

Standard" è stato scelto il sistema optoelettronico della Vicon® a sei telecamere contraddistinto da uno sviluppo decennale e utilizzo per innumerevoli applicazioni nell'analisi dei movimenti umani. Quindi è stato sviluppato un protocollo di validazione del sensore che prevede il confronto tra i due sistemi.

Il protocollo di validazione assoluta è composto da nove prove, ogni prova consiste nel movimentare, tramite un attuatore a oscillazioni rettilinee, il dispositivo accelerometrico lungo ognuno dei tre assi sensibili (X Y Z) con tre differenti angolazioni (0°,30°,60°) rispetto il piano orizzontale. Il sistema ottico rileva in contemporanea la traiettoria nello spazio di tre marcatori solidali con il sensore accelerometrico. In seguito, utilizzando un programma sviluppato in ambiente Matlab®, si elaborano i segnali ricavati dai due strumenti. Nella fase preliminare si convertono i dati nella stessa unità di misura e successivamente, al fine di eliminare il rumore ad alta frequenza, si opera un filtraggio che permette di isolare le frequenze dei movimenti umani semplici. Si è dimostrata la pariteticità dei due dispositivi nel rilevare le accelerazioni confrontando la correlazione tra gli andamenti dei moduli delle accelerazioni assolute, ricavati dai due sistemi. Un' ulteriore conferma della congruenza dei segnali ottenuti dai due dispositivi viene fornita dall'analisi statistica mediante Test-t sui valori dei picchi individuati. Il test verifica la condizione che le due popolazioni di dati si ripartiscono secondo distribuzioni aventi la stessa media e quindi siano sovrapponibili all'interno di un certo intervallo di confidenza.

Validata l'idoneità del sensore si è sviluppato un protocollo per lo studio di movimenti semplici. Il sensore accelerometrico è stato posizionato sulla schiena all'altezza lombare, tramite una cinta elastica. Dalla letteratura scientifica è emerso che questa collocazione risulta ottimale per misurare l'accelerazione del CdM (centro di massa corporeo), che racchiude in se la mobilità corporea complessiva. Per lo studio abbiamo scelto di analizzare quattro movimenti semplici: il cammino , la seduta su una sedia , la salita di scale e la raccolta di un oggetto dal suolo. Questi gesti sono stati identificati tramite un questionario realizzato appositamente per indagare sull'attività



fisica svolta quotidianamente da soggetti anziani. Sono state effettuate sei interviste a persone con un'età compresa tra 75,2 e deviazione standard di 5,9 e sono emerse le loro abitudini su come raggiungono i luoghi di interesse (cinema, supermercati, chiesa, ecc...) e sulle attività che svolgono nelle loro abitazioni (pulizie di casa, giardinaggio, ecc...).

Le prove sono state svolte su dieci soggetti sani di età media di  $26,8 \pm 3,2$  e sono stati invitati a compiere i movimenti alla velocità naturale. Il protocollo prevede la preparazione del soggetto alle prove; si devono collocare trenta marcatori passivi secondo lo schema di market placement, previsto per lo studio total body. Si deve misurare la lunghezza dei segmenti corporei e gli spessori delle articolazioni previste per il calcolo del modello. Il dispositivo accelerometrico viene collocato all'altezza della seconda vertebra lombare poichè i marcatori posti nei punti di repere delle spine iliache posteriori ne impediscono il collocamento sulla quinta vertebra lombare come indicato negli articoli per la misura di accelerazioni nel CdM. Il sistema optoelettronico, tramite le funzionalità del modello biomeccanico, restituisce le coordinate di posizione X Y Z del CdM in mm/frame. Il segnale accelerometrico invece è fornito in mV/t e viene rilevato tramite il software dedicato, tramite connessione wi-fi.

L'analisi dei segnali è effettuata con un programma sviluppato appositamente in Matlab<sup>®</sup>. Al fine di rendere confrontabili i segnali, il programma converte le unità di misura in g/t ( $1g=9.81 \text{ m/s}^2$ ) ed effettua un detrend sul segnale MEMS per eliminare il contributo della forza di gravità. Si opera un filtraggio passa-basso di tipo Butterworth del 3° ordine con una frequenza di taglio di 3 Hz, ampiamente utilizzato in molti studi sul movimento con questi dispositivi, con lo scopo di eliminare il rumore ad alta frequenza ed isolare il segnale accelerometrico di interesse. Infatti i movimenti semplici hanno una frequenza da 0.1 a 3 Hz e solo alcuni gesti sportivi superano queste frequenze arrivando ad un massimo di 20 Hz. Sincronizzati i segnali si effettuano le analisi di uguaglianza.

I risultati ottenuti confermano la congruenza degli strumenti di misura nel rilevare le accelerazioni del CdM. La correlazione tra i segnali è mediamente

superiore al 95%. La validazione del dispositivo di misura accelerometrico ci permette il suo utilizzo nel monitoraggio di movimenti semplici compiuti in ambito domestico. Dall'analisi dei segnali si è ricavato un set di dati di riferimento per il riconoscimento dei quattro gesti motori analizzati in questo studio.

Gli sviluppi futuri riguardanti questi dispositivi sono individuati nell'analisi di maggiori atti motori semplici per aumentare il set di riferimento e nell'integrazione di giroscopi MEMS all'interno del dispositivo per permettere la separazione delle componenti antero-posteriore, medio-laterale e verticale e così da migliorare l'informazione contenuta nel segnale. Con gli sviluppi adeguati si possono utilizzare i segnali accelerometrici per implementare sistemi di riconoscimento automatico basati su algoritmi HMM (Hidden Markov Model) e creare dai dati raccolti indici di mobilità quantitativi; come la misura della frequenza o della velocità di marcia, che è un dato fortemente predittivo del rischio di disabilità nell'età anziana. Gli indici motori ricavati dalle attività della vita quotidiana, risulteranno un utile strumento per lo studio e l'analisi progressiva della perdita di mobilità legata all'invecchiamento o a malattie degenerative e possono diventare un indispensabile strumento per le diagnosi cliniche e la prevenzione di eventi drastici come la caduta dell'anziano.

# Abstract

L'Ambient Assisted Living (AAL) is a research and development program, which was founded by the European Union in 2008 with the intent to improve the quality of life of senior citizens by means of Information and communication technology (ICT).

One particular application of this technology regards the mobility of the elderly, which is a clear indicator of health when considering it's important relationship to an individual's freedom, flexibility and autonomy of lifestyle. Mobility is an important feature of balanced physical activity, which in turn is able to produce several beneficial effects such as, the reduction of the risk of cardiovascular diseases, the prevention of obesity and even the improvement of one's mental health. The term physical activity refers to those activities with expenditure of energy by movement, and includes the main activities that entail daily body movement like, walking, cycling, climbing stairs, doing housework and doing the grocery shopping. Proper mobility and physical activity both have an important role in promoting the prevention for premature aging due to the fact that physical activity is able to prevent the onset of fragility, which can often lead to a significant deterioration of a person's quality of life. The AAL project aims not only to foresee the monitoring of the harmful or critical effects of the health of senior citizens, but also provides prolonged supervision of the physical activity of the person, which can define the index of health or even identify the possible progressive degeneration of many diseases.

The methods and technologies that analyze human movement are classified as pertaining to the area of Motion Analysis. This discipline has ancient roots dating back to 384-322 B.C when Aristotle conducted his first experiments on the movement of animals. In the past centuries many scientists tested the study of movement and have made progress through various investigations that have become progressively more focused over time due to the advancements and developments of new technologies in the field of human movement.

By use of these systems of progress measurement , modern investigations are gradually becoming more sophisticated and precise. The most accurate devices used for movement are opto-electronic devices, which are generally considered to be the gold standard practice and are currently being used in many clinical studies. These devices utilize photogrammetric techniques to detect and capture the motor movement by means of video footage which derive angles, velocity and accelerations among body segments. There are specific systems on the market which are able to measure the forces of movement by integrating the kinematics detected by optic systems; dynamometric platforms can be used to measure the interaction forces of between the body and the ground or electromyography can be used to detect the force of a muscle in movement. These modern devices are exclusively used for analysis in a laboratory setting due to the difficulty of calibration and installation in external environments. In order to overcome this obstacle many researchers have developed alternative measurement systems that take advantage of the properties of miniature inertial measurement systems. These devices integrate accelerometers and gyroscopes and are continually being adapted in the science of movement where angular and linear data are calculated from large spaces. The use of the accelerometer for the study of human body movement was proposed for the first time in the 1950's, but the technology at that time utilized extremely large and expensive equipment and the data was relatively unreliable. Recent technological developments have implemented the use of silicon in the creation of Micro-Electro-Mechanical Systems (MEMS) which are relatively inexpensive and energy efficient. The use of MEMS has allowed researchers to develop particular methods for the analysis of the posture and movement along with the calculation of parameters like energy consumption and the monitoring of specific event such as falls by senior citizens

A wearable device was invented at the Politecnico di Milano in order to address the need to analyze movements in a domestic setting, and contains a tri-axial accelerometer which measures body accelerations of the associated connected

body part. The latest generation accelerometric sensor can be accepted for proper use when proven efficient by comparing it to an accepted standard device. The Gold Standard Vicon<sup>®</sup> opto-electronic system with 6 television cameras was chosen based on the efficacy and reliability for the past several years regarding its applications in the analysis of human motion and a protocol was designed to test the accuracy of the wearable sensor when compared to the Vicon opto-electronic system.

The validation protocol is composed of nine experiments, each experiment consists of the movement by means of a straight oscillating actuator, the accelerometric along each of the three axes (X, Y, Z) with the following angles (0°,30°,60°) with respect to the horizontal plane. The optic system contemporarily detects the trajectory in the space of three solid markers with the accelerometric sensor and then the signals of the two systems are processed by the Matlab system. In the preliminary stages of the data is converted in the same unit of measurement and a filtering mechanism is applied to eliminate high frequency noise in order to isolate the frequency of simple human movements. The principles of equality of the two devices have been established in the detection of accelerations comparing the correlation among the trends of the modules of absolute accelerations calculated from the two systems. A stronger confirmation of the congruity of the obtained signals from the two devices is reinforced by the statistical analysis by means of the Test-t of the values of the obtained peaks. The test verifies the condition that both data populations start according to distributions with the same mean and the data is therefore comparable in a certain confidence interval.

Once the validity for the sensor was established, an additional protocol was invented for the study of simple movements. The accelerometric sensor was placed on the lumbar region of the back with an elastic belt and this positioning is considered to be optimal according to scientific literature for the measurement of the acceleration of the center of mass, which is included in the complex body mobility. In this study we have studied four main movements including: walking, sitting in a chair, climbing stairs, picking an object up from the ground. These movements were chosen based on results

from a questionnaire for the elderly regarding their daily physical activity. Five interviews were conducted with an average age between  $75,2 \pm 5,9$  and concerning their habits in reaching certain places of interest (cinema, supermarkets, church, ect.) and their habits regarding household activities (housework, gardening ect.,.)

The trials were performed on 10 healthy subjects with an average age between  $26,8 \pm 3,2$  and these subjects were asked to complete a series of movements at normal speed. The protocol arranged the preparation of the trials for the subjects: the subjects must place 30 reflective markers according to the marker placement scheme for total body study. The length of the body segments and the thickness of the joints must be calculated according to the model calculation. Many articles suggest the placement of the accelerometric device on the fifth vertebra for the measurement of accelerations of the center of mass, however, the accelerometric device is actually placed on the third lumbar vertebra since other markers placed in the posterior iliac crests would impede the collection of data if it were positioned on the suggested fifth vertebra. The opto-electronic through the algorithm of the biomechanical model defines the coordinates of position X Y Z of the center of mass in mm/frame. The accelerometric signal is given in mV/t and is detected through specific software through a wi-fi connection.

The analysis of the signals is carried out with a particular programmed developed using Matlab. In order to compare signals, the program converts measurement units in g/t ( $1g=9.81 \text{ m/s}^2$ ) and carries out a detrend of the MEMS signal to eliminate the input of the force of gravity. A 3<sup>rd</sup> order low pass butterworth filter with a frequency of 3 Hz is applied in many studies of motion with these devices with the objective to eliminate high frequency noise and only a select number of athletic movements are able to exceed these frequencies with arriving at a maximum of 20 Hz. The analyses of equality are carried out when the signals are synchronized. The results obtained confirm the congruity of the measurement instruments in the detection of the accelerations of the center of mass. The correlation among the signals is on

average approximately 95%. The validity of the accelerometric measurement device allows its use in the monitoring of simple movements in a household setting. Data was collected from the analysis of signals in order to recognize the four motor motions in this study.

The future developments regarding these devices are identified in the analysis of greater simple motor motions in order to increase the reference set and to integrate the MEMS gyroscopes inside the device in order to permit the separation of the anterior-posterior, lateral-medial and vertical components so that information contained in the signal is more accurate. With adequate development, accelerometric signals will be able to be used to develop systems of automatic recognition based on algorithms HMM (Hidden Markov Model) as well as create indices of quantitative mobility. These motor indices have become a useful instrument for the study and progressive analysis regarding the loss of mobility connected to aging or to degenerative diseases and can become a necessary instrument for clinical diagnosis.

## Introduzione

Lo sviluppo della società moderna è caratterizzato da un rilevante aumento dell'età media e quindi un rapido e costante invecchiamento della popolazione. In questo contesto risulta indispensabile concentrare l'attenzione sulle esigenze di vita di quelle categorie di persone che, con l'avanzamento dell'età, necessitano di supporto e assistenza. Si avverte pertanto il bisogno di trovare nuove soluzioni che consentano alle persone anziane di restare nel proprio ambiente familiare il più a lungo possibile, favorendo la loro preferenza a vivere nella propria abitazione e riducendo i costi di assistenza in altre sedi.

Per rispondere a queste esigenze la Comunità Europea ha varato un programma denominato AAL ( Ambient Assisted Living) i cui progetti mirano alla realizzazione di dispositivi e sistemi evoluti applicabili all'interno delle abitazioni che, tramite tecnologie di avanguardia, permettano ad anziani e disabili di migliorare la propria autonomia, facilitando le attività quotidiane, garantendo buone condizioni di sicurezza, monitorando e curando in caso di malattia.

Il lavoro qui presentato si inserisce in quest'ambito di ricerca con il proposito di porre le basi per lo sviluppo di un dispositivo che, tramite sistemi e tecnologie wearable funga da Holter Motorio.

L'Holter Motorio è uno strumento che permette di monitorare a lungo termine l'attività motoria quotidiana di un individuo e che può risultare di grande utilità nelle valutazioni mediche.

Tramite il monitoraggio dei soggetti si ricavano indici che vengono utilizzati come parametro consentendo di quantificare la degenerazione di malattie. Questo sistema di monitoraggio inoltre può essere impiegato come "segnalatore" di emergenza in caso di cadute dell'anziano rendendo possibile interventi più tempestivi e efficaci.

Il sistema viene usato anche per il controllo e lo studio del dispendio energetico nelle attività quotidiane ADL (Activities of Daily Living) di una persona.

Al fine di sviluppare la fase di fattibilità di questo studio ci si è avvalsi di sensori inerziali MEMS (Micro Electro-Mechanical Systems) che garantiscono



dimensioni ridotte, bassi consumi e sono facilmente integrabili nell'abbigliamento e con sistemi di controllo e ITC (tecnologie dell'informazione e della comunicazione).

L'obiettivo della tesi si colloca nell'ambito della definizione di protocolli non intrusivi e di indici quantitativi di valutazione funzionale della mobilità di un soggetto anziano, potenzialmente fragile, con anche la creazione di un set preliminare di dati di riferimento che si indirizzano verso la possibilità di riconoscere atti motori semplici della vita quotidiana.

In questo lavoro, il tema ha inoltre toccato la considerazione di soluzioni tecnologiche concorrenti e la loro validazione strumentale.

# **Capitolo 1**

## **Il progetto Europeo di Ambient Assisted Living e lo studio del movimento da Aristotele a oggi**

Si introduce il progetto Europeo AAL che prevede di far crescere la qualità della vita delle persone anziane grazie all'utilizzo degli strumenti messi a disposizione dalle tecnologie ITC (Information and Communication Technologies). Il capitolo prosegue illustrando una rassegna di tecnologie e metodiche per lo studio del movimento umano da Aristotele alle strumentazioni più moderne.

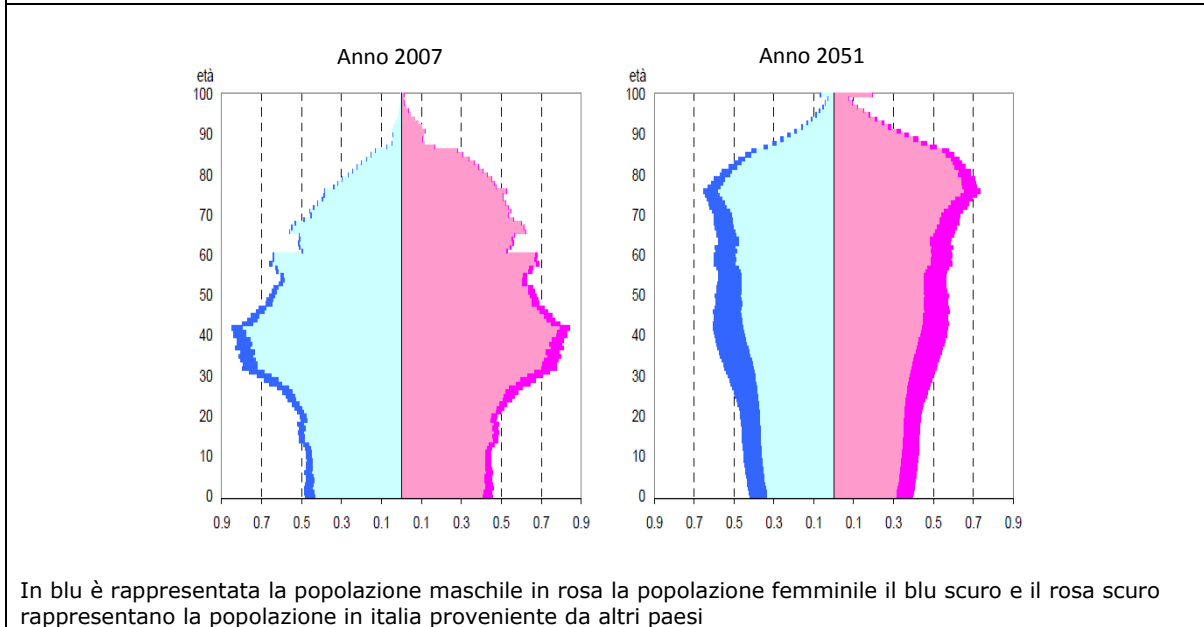
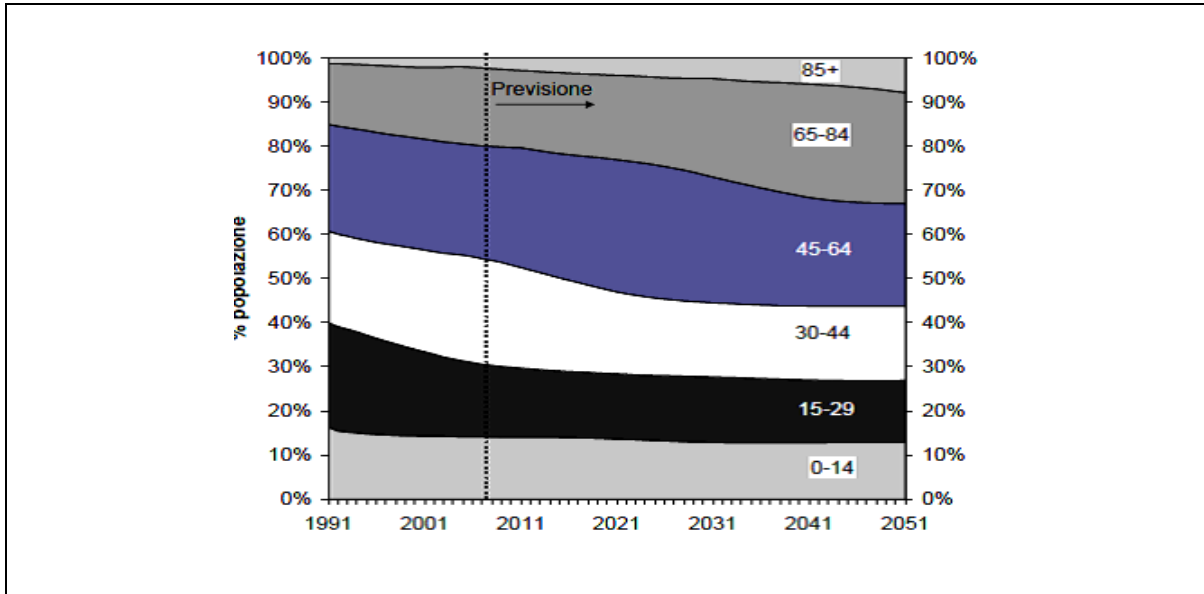
## 1.1 AAL Ambient Assisted Living



L'Ambient Assisted Living (AAL) Joint Programme è un'iniziativa istituita nel Marzo 2008 in base all'art. 169 del Trattato sull'Unione Europea e prende origine dall'Associazione per l'Ambient Assisted Living, fondata nel settembre del 2007. Si tratta di un programma di ricerca e sviluppo, finanziato da 23 Paesi Membri e 2 Paesi Associati [1].

L'articolo 169 del Trattato UE di Amsterdam suggerisce e dà l'opportunità di creare programmi di sviluppo, tra la Commissione Europea e gli Stati Membri, che mirino a migliorare la vita degli anziani in casa, sul lavoro e nella società in generale. Con questa prospettiva la commissione Europea ha recentemente varato il programma Ambient Assisted Living (AAL) che punta a migliorare la qualità della vita delle persone anziane attraverso il supporto dell'ICT (Commission of the European Communities, 2007).

La popolazione europea sta invecchiando: la speranza di vita media è passata ai 55 anni del 1920 agli oltre 80 di oggi. L'attuale generazione andrà ben presto in pensione: il numero di persone di età compresa tra i 65 e gli 80 anni aumenterà di una percentuale quasi pari al 40% tra il 2010 e il 2030. In Italia l'istituto ISTAT prevede andamenti coerenti con il resto dell'Europa. Nella figura 1 in basso a sinistra è raffigurata la previsione sull'andamento demografico italiano nei prossimi decenni, mentre in figura 1 a destra è rappresentata la popolazione prevista nel 2051 suddivisa per sesso e per nazionalità italiana o non. Questo cambiamento demografico pone sfide significative all'economia e alla società. Le tecnologie dell'informazione e della comunicazione (ICT), possono svolgere un ruolo importante nel rispondere a tali sfide.



In blu è rappresentata la popolazione maschile in rosa la popolazione femminile il blu scuro e il rosa scuro rappresentano la popolazione in Italia proveniente da altri paesi  
**Figura 1** In alto evoluzione della popolazione per classi di età, in basso previsioni dell'andamento demografico in Italia nel 2051

Particolare attenzione merita, in un tale contesto, il tema della mobilità, comunemente ritenuta un chiaro indicatore della qualità della vita, per i suoi nessi con libertà, flessibilità e autonomia nella vita quotidiana. La mobilità è il frutto di una attività fisica ben bilanciata che compendia l'azione dei sistemi neuro-muscolo-scheletrici e sensoriali, e a sua volta produce numerosi effetti benefici, dalla riduzione del rischio di cardiopatie coronariche, alla prevenzione dell'obesità, fino al miglioramento della salute mentale (Marcellini et al.,

1999). Il termine attività fisica si riferisce a tutte quelle attività che comportano un dispendio energetico da movimento. Si tratta principalmente delle attività di tutti i giorni che implicano il movimento del corpo, come camminare, andare in bicicletta, salire le scale, fare i lavori di casa e la spesa, molte delle quali rappresentano una componente secondaria della nostra routine. Buoni livelli di mobilità, e quindi di attività fisica, hanno dunque un ruolo prominente nella promozione di un processo di invecchiamento sano, perché mantenersi attivi può prevenire l'insorgenza di fragilità (*frailty*), che comportano un significativo deterioramento della qualità della vita. La caduta è un evento particolarmente temibile nella pratica geriatrica, non solo per le ovvie possibili conseguenze di ordine traumatico, ma anche per le ripercussioni di ordine psicologico, caratterizzate dall'insicurezza e quindi dalla tendenza ad un progressivo isolamento ed alla riduzione delle attività quotidiane e dei rapporti interpersonali. Le cadute nei soggetti anziani sono, in genere, molto rovinose: per ragioni neurologiche, per l'appannamento dei sistemi protettivi sensoriali, oltre che per ovvie aggravanti di natura osteoarticolare. L'instabilità posturale e locomotoria che subentrano con l'invecchiamento sono il fattore principale favorente le cadute e una larga parte delle cadute avvengono in ambiente domestico. A partire da queste considerazioni è possibile delineare un piano d'azione che veda l'ICT come agente facilitatore di mobilità, rendendo un servizio alle persone anziane per mantenere la propria autonomia durante le attività della vita quotidiana ed evitare cadute e incidenti domestici. Tale piano d'azione non potrà prescindere da evidenze sperimentali sempre più chiare su quanto l'esercizio fisico possa avvantaggiare la salute complessiva e la funzione cognitiva, particolarmente in età avanzata, con effetti benefici sul rimodellamento dei circuiti neuronali e sulla plasticità cerebrale (Cotman e Berchtold, 2002). E ancor più dall'osservazione che l'esercizio ha una maggior efficacia quanto più è duraturo, personalizzato, e quando si svolge anche nell'ambiente domestico (Campbell et al., 1997).

## 1.2 Human Motion Analysis

Una delle aree di ricerca più attive negli ultimi anni è quella che si occupa dell'analisi del movimento umano. Questa disciplina cerca di rilevare, tracciare

e identificare i movimenti umani. L'analisi del movimento ha attirato gli interessi dei ricercatori in promessa alle svariate applicazioni che offre questa scienza in svariate aree. L'analisi del movimento umano è largamente studiata in diverse ricerche in tutto il mondo, e molti studi sono stati scritti in diverse riviste scientifiche internazionali e portate in prestigiose conferenze in tutto il mondo. [3]

I contributi della letteratura scientifica internazionale dell'ultimo ventennio testimoniano i progressi che l'analisi cinematica del movimento ha compiuto dal punto di vista dell'applicabilità ed utilità in tutte le discipline della medicina e non (scienze motorie, ergonomia fisica, cinematografiche). Il movimento umano è un fenomeno estremamente complesso in quanto coinvolge strutture di per sé complesse quali il SNC (Sistema Nervoso Centrale), quello periferico e l'AMS (Apparato Muscolo Scheletrico). Le metodiche che sono oggi a disposizione permettono la lettura di informazioni cinematiche, dinamiche ed elettromiografiche. Per tale motivo, l'analisi del movimento viene oggi intesa come analisi della relazione che intercorre tra l'azione dei muscoli e quindi delle forze da essi generati (causa) ed il movimento nello spazio tridimensionale (effetto). La cinematica del movimento rappresenta quindi lo studio dell'effetto di tale relazione.

### 1.2.1 Cenni storici all'analisi del movimento

I dati storici più antichi risalgono all'epoca dell'antica Grecia; il primo ad aver lasciato una traccia a riguardo fu Aristotele (384-322 A.C.) che condusse degli studi sull'analisi del movimento negli animali disegnando le posture. Aristotele fu il primo a considerare il corpo come un sistema meccanico. Quasi due mila anni dopo, Leonardo Da Vinci (1452-1519) nelle sue famose illustrazioni anatomiche, cercò di descrivere i meccanismi di levarsi in piedi, la deambulazione in salita e discesa, l'alzata da una sedia e il salto. Galileo (1564-1643) cent'anni dopo scrisse le prime analisi matematiche per descrivere il gesto motorio. La continuazione del lavoro di Galilei fu portata avanti da Borelli (1608-1679) che calcolò le forze esterne richieste per l'equilibrio in vari giunti del corpo umano calcolando le forze peso (figura 1,a); inoltre determinò la posizione del centro di gravità nell'essere umano. [4]

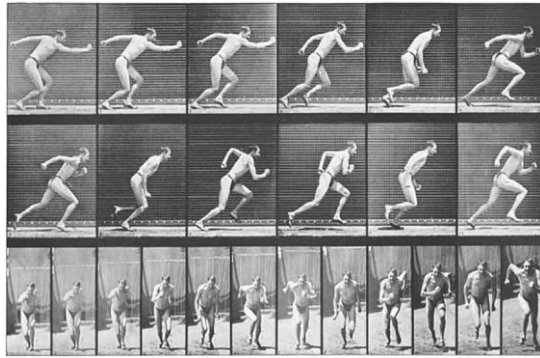


Figura 2 A sinistra Borelli 1680. 'The Human Figure in Motion', Muybridge 1878, A destra 'De Motu Animalium'

I primi lavori di questi pionieri della biomeccanica furono seguiti dai lavori di Newton (1642-1727), Bernoulli (1700-1782), Eulero (1707-1783), Poiseuille (1799-1869), Young (1773-1829), ed altri di uguale fama [12]. Muybridge (1830-1904) fu il primo fotografo che sezionò tramite fotogrammi il movimento umano e di animali (figura 2,b). Questa tecnica in primo luogo fu usata scientificamente da Marey (1830-1904), che correlò le forze di reazione al suolo con il movimento ed aprì la strada all'analisi del movimento dell'era moderna. Nel ventesimo secolo, molti ricercatori e assistenti tecnici (biomedici) contribuirono ad una sempre più vasta conoscenza della cinematica e della cinetica umana.

### 1.3 Sistemi di misura

I sistemi per l'analisi cinematica del movimento (tracking) umano che hanno trovato un maggiore utilizzo nell'ultimo ventennio sono i sistemi ottici, e in particolare optoelettronici e recentemente i sistemi inerziali composti da accelerometri, giroscopi inclinometri.

#### 1.3.1 Sistema optoelettronico

I sistemi optoelettronici rappresentano oggi il "gold standard" per l'analisi cinematica del movimento umano. Il principio su cui si basa la tracciatura del movimento nello spazio è fondata dall'acquisizione tramite sistemi di telecamere. Tale sistema è in grado di misurare le coordinate tridimensionali di marker, che vengono apposti sul corpo del soggetto in particolari punti detti di repere (figura 3). I marker possono essere attivi o passivi, i primi sono led che emettono una luce a una certa frequenza i secondi sono in materiale catarifrangente formato da polvere di alluminio e sono illuminati ad intervalli regolari da una sorgente a luce infrarossa, la luce riflessa dai marker viene rilevata da telecamere coassiali alla sorgente di luce. Semplificando molto il funzionamento del sistema si può dire che dall'elaborazione matematica, della ripresa video dei marcatori l'apparecchiatura restituisce le coordinate tridimensionali (X-Y-Z) dei marker che vengono apposti sul corpo del soggetto. Queste coordinate vengono generalmente associate a modelli biomeccanici che schematizzano il movimento dello scheletro umano[5][6]

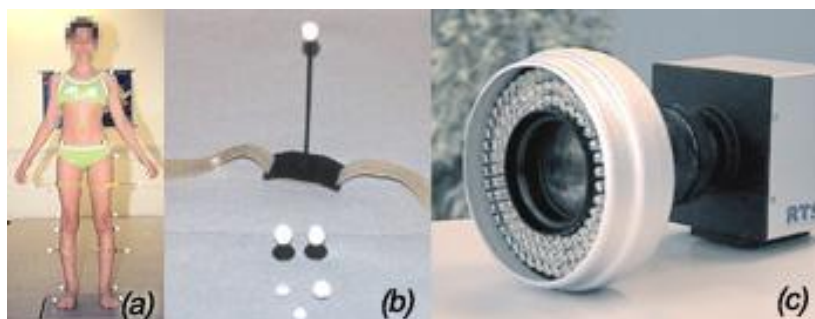
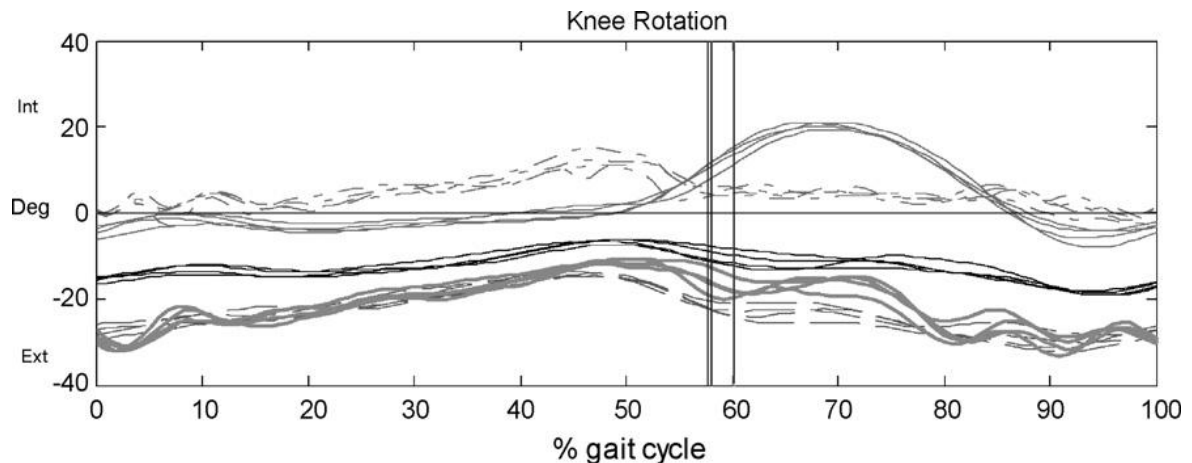


Figura 3 Posizionamento marker in punti di repere b) Marker passivi c) Telecamera con anello toroidale, fonte di luce[8]



Misurate e memorizzate le coordinate, il sistema è in grado di calcolare traiettorie, grandezze angolari, velocità, accelerazioni e conoscere quindi in dettaglio la cinematica del movimento del segmento corporeo preso in esame. La forza degli attuali sistemi optoelettronici risiede nella possibilità di fruizione delle funzioni di "shadowing" (permette di vedere l'immagine dell' ambiente di registrazione e posizionare meglio i marcatori sul segnale video) e di "riconoscimento marker in Enhanced Blob Analysis" (permette di acquisire con luce forte tipo quella solare)(Santilli, 2008). I limiti che influenzano la precisione e l'accuratezza di tali sistemi risiedono, così come per tutti gli strumenti di misura, negli errori strumentali sistematici e casuali (random). Tali errori sono stati minimizzati da sofisticate procedure di calibrazione e da tecniche di smoothing e filtraggio (Chiari, 2005). L'accuratezza dei metodi cinematici può essere inoltre affetta dagli "artefatti da tessuti molli" che causano traslazioni dei marcatori rispetto ai segmenti ossei sottostanti (Leardini, 2005; Blickhan, 1993). Fortunatamente, questi artefatti non producono errori sul segnale utile soprattutto per movimenti articolari ampi. L'accuratezza dei metodi cinematici può anche essere inficiata da errori di posizionamento dei marcatori rispetto alle esatte indicazioni relative ai protocolli cinematici utilizzati (Della Croce, 2005), ma un adeguato addestramento degli operatori può rendere minima tale criticità. I protocolli proposti dalla letteratura scientifica per lo studio della cinematica del soggetto sono tanti. Per lo studio del tronco, della pelvi e degli arti inferiori (principalmente per lo studio della deambulazione) segnaliamo il protocollo Davis (Davis, 1991), il protocollo SAFLo (Frigo,1998), la tecnica CAST (Cappozzo, 1995), il protocollo LAMB (Rabuffetti, 2004) ed il protocollo "Istituti Ortopedici Rizzoli Gait" (Leardini, 2007). Uno studio recente (Ferrari, 2007) ha comparato i risultati cinematici ottenuti applicando, in fase di acquisizione, contemporaneamente i cinque protocolli sugli stessi soggetti durante il cammino (in condizioni normali e patologiche) evidenziando una buona sovrapposibilità dei risultati, principalmente sul piano sagittale (flesso-estensioni) vedi figura 4 [7].



Internal/external rotation at the left knee of subject AF as calculated by T3Dg (dash), PiG (dot lines), SAFLo (dash-dot), CAST (black solid), and LAMB (grey thick-solid) for all four trial repetitions.[7]

Figura 4 Esempio di confronto tra i diversi protocolli per la rotazione del ginocchio

### Raccolta di sistemi meno utilizzati per l'analisi del movimento

Altri sistemi di tracciamento esistenti sul mercato ma meno utilizzati nell'ambito dell'analisi del movimento per applicazioni biomedicali sono i sistemi meccanici, magnetici e acustici, che tracciano sempre la posizione di marker apposti sul soggetto ma sfruttano principi fisici differenti; di seguito è riportata una piccola rassegna di questi sistemi.

#### 1.3.2 Sistema magnetico

Il sistema è costituito da un emettitore fisso di campo magnetico a bassa frequenza e da un ricevitore posto sull'oggetto da tracciare (es., tracciatore per polso fig. 5a) . Il ricevitore è composto da tre antenne disposte secondo una terna di riferimento prestabilita. Il sensore riceve il segnale dell'emettitore e calcola la posizione e l'orientamento del corpo a cui è connesso. Il sistema ha un raggio d'azione di circa 10 m, presenta problemi di accuratezza in presenza di oggetti metallici, che curvano il campo magnetico vedi fig. 5b.[8]

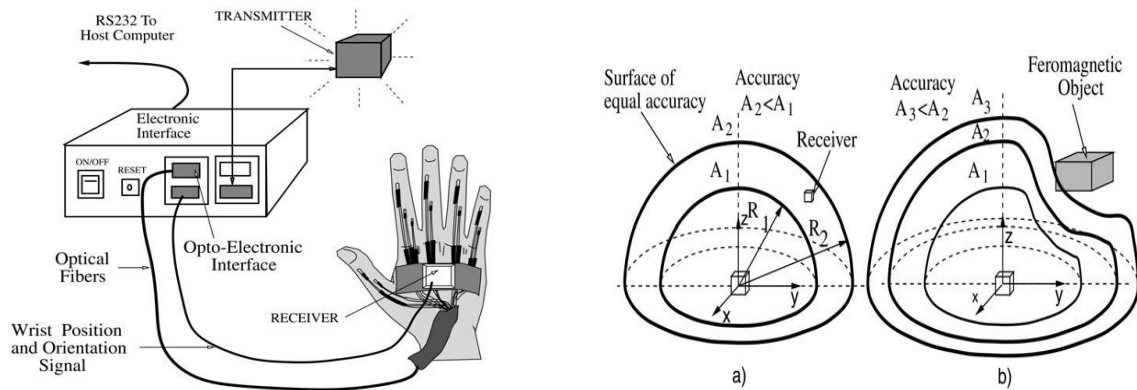


Figura 5 a) Sistema per il tracciamento del movimento del polso, b) Distorsione del campo magnetico causato da un oggetto metallico

### 1.3.3 Sistema acustico

Il sistema acustico misura il tempo che impiega un impulso ultrasonico a viaggiare dalla sorgente alla destinazione. Utilizza come sensore una terna di microfoni e come sorgente un emettitore di onde sonore ad alta frequenza. La sorgente può essere posizionata sull'oggetto da tracciare e i microfoni nell'ambiente o viceversa. Utilizzando più sensori si può determinare l'orientamento usando la triangolazione. Il sistema è leggero ed economico ma ha una frequenza di campionamento bassa e questo ha limitato il suo utilizzo. [7]

### 1.3.4 Sistema meccanico

Un tracciatore meccanico è una sorta di esoscheletro composto da strutture cinematiche meccaniche disposte in serie o in parallelo e unite da una serie di giunti sensorizzati capaci di rilevare determinati angoli. Può essere indossato o connesso al soggetto ad una estremità per rilevarne il movimento del segmento interessato (es., testa o mano dell'utente). Questi dispositivi se accuratamente progettati trasmettono le informazioni con bassa latenza, ossia con tempi di calcolo brevi per restituire il tracciamento, inoltre non sono soggetti ad interferenze provenienti dall'ambiente. Data la loro natura e il loro peso non trascurabile questi sistemi limitano la libertà di movimento dell'utente (figura 6). [7]



Figura 6 Esempio di sensore meccanico

#### 1.3.5 Dispositivi per lo studio della dinamica

Per integrare le analisi cinematiche con lo studio della dinamica del movimento; ossia le forze che lo generano come la forza muscolare o le forze esterne come la forza di contatto al terreno si utilizzano apparecchiature dedicate come elettromiografi o pedane di forza.

Gli elettromiografi sono sistemi in grado di acquisire il segnale elettrico associato alla contrazione muscolare mediante elettrodi superficiali che rilevano il segnale della zona interessata o tramite elettrodi ad ago o filo inseriti, nel muscolo in punti precisi che si vuole analizzare. Sono disponibili sul mercato sistemi che trasmettono il segnale acquisito in telemetria, senza fili che potrebbero intralciare o complicare il movimento stesso svolto nelle prove. Ad oggi esistono numerosi sistemi indossabili che permettono tramite sonde wireless l'analisi dinamica dell'attività muscolare, sono leggere non invasive e a bassi consumi (figura 7).



Figura 7 Sonde wireless per l'analisi elettromiografica di superficie della BTS Bioengineering

Le piattaforme di forza sono sistemi in grado di misurare le forze scambiate con il terreno. Conoscendo il sistema di forze scambiate al terreno ed acquisita la cinematica mediante i sistemi optoelettronici è quindi possibile calcolare i momenti e le potenze sulle diverse articolazioni, e calcolare anche il movimento del centro di pressione (CdP), molto utilizzato in clinica come parametro nella gait analysis. Le piattaforme moderne tramite elaborazioni riescono a calcolare diverse grandezze: le forze  $F_x, F_y, F_z$  e i momenti  $M_x, M_y, M_z$  scambiati tra piede e piattaforma (figura 8).[8]

Esistono anche sistemi indossabili per misurare le forze di contatto col terreno, come le solette sensorizzate che rilevano la pressione esercitata dal piede sulla calzatura.

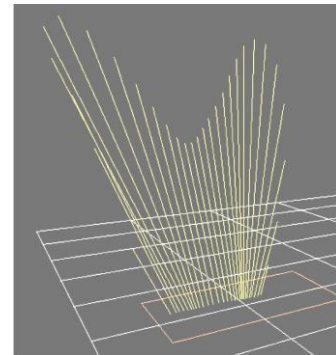
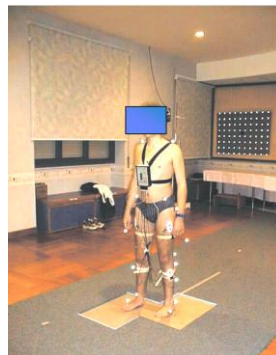
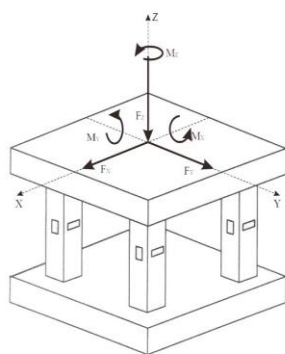


Figura 8 (da sinistra a destra) : schema di forze momenti della piattaforma, due piattaforme di forza sotto i piedi del paziente, vettogramma generato durante l'appoggio del piede sulla piattaforma di forza. [ 8]

### 1.3.6 Sensori inerziali

I dispositivi inerziali miniaturizzati che integrano accelerometri e giroscopi vengono sempre più utilizzati nelle scienze del movimento in cui le informazioni lineari ed angolari vengono ricavate da acquisizioni in grandi spazi ed in ambienti in cui risulta difficile l'installazione e la calibrazione di un sistema optoelettronico. Questi sensori elettronici sono stati sviluppati proprio per applicazioni "outdoor" e sono stati utilizzati per misure 3D del tronco, degli arti inferiori e superiori, per lo studio della postura, del cammino, sia per condizioni fisiche normali sia per diverse patologie (Pfau, 2005, Lau, 2008, Plamondona, 2007, Coley, 2007, Veltink, 2007, Boonstra, 2006, Zijlstra, 2008). Alcuni ricercatori (Mayagoitia, 2002) hanno comparato i segnali cinematici estratti da questi dispositivi, per prove di cammino, con quelli acquisiti con sistemi optoelettronici. Gli errori riportati sono inferiori al 7% ed i coefficienti di correlazione multipla (CMC) (Kabada, 1989, Steinwender, 2000) sono molto alti ( $>0.98$ ). Oltre alla minore accuratezza e precisione di tali dispositivi rispetto ai sistemi optoelettronici, segnaliamo anche problemi legati alla incapacità di questi dispositivi di inseguire movimenti molto rapidi nel tempo [10].

Accelerometro: L'utilizzo dell'accelerometro per lo studio del movimento del corpo umano fu proposto per la prima volta negli anni 50 ma questi dispositivi erano costosi, di grandi dimensioni e non affidabili. I recenti sviluppi tecnologici sulla lavorazione del silicio, hanno consentito la realizzazione di accelerometri elettro-meccanici miniaturizzati i così detti MEMS (*Micro Electro Mechanical Systems*), sono economici e a basso consumo energetico [11].

Gli accelerometri permettono di misurare l'accelerazione del segmento o della zona corporea cui sono connessi. Essi sono utilizzati per monitorare un range di movimenti differenti (cammino, spostamenti *sit\_to\_stand*, oscillazioni posturali, ecc.), per misurare livelli di attività fisica, per determinare il consumo energetico connesso al movimento, per identificare e classificare i movimenti compiuti dai soggetti [12]. Nel caso del cammino, attraverso l'analisi del segnale accelerometrico è possibile ottenere informazioni riguardanti le grandezze spazio-temporali del passo e indici di regolarità e

simmetria. L'accelerometro è un dispositivo che traduce un' accelerazione in un segnale elettrico ed è generalmente costituito da un sistema di sospensione e da una massa di prova il cui spostamento fornisce una misura dell' accelerazione [11]. Le forze di accelerazione possono essere statiche, come la forza di gravità, o dinamiche, causate dal movimento e dalle vibrazioni del corpo [13]. Benchè esistano differenti design, tecniche costruttive e principi fisici per la misurazione del segnale, concettualmente ogni accelerometro sfrutta il medesimo principio di funzionamento, basato su una variazione del sistema massa-molla (figura 9). Per il calcolo dell'accelerazione si compie la semplice trasformazione di:

$$F = m \times a ; F = k \times x$$

da cui:

$$a = \frac{k \times x}{m}$$

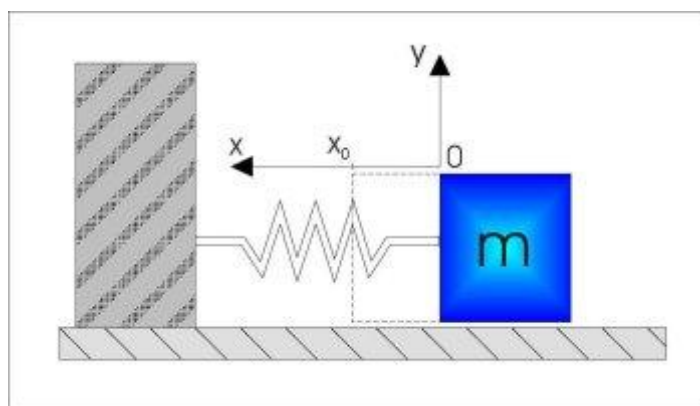


Figura 9 Schema base di funzionamento di un accelerometro

In presenza di un' accelerazione, una piccola massa di prova all' interno del sensore si sposta dalla propria posizione di riposo in modo proporzionale all' accelerazione applicando una forza all'elemento elastico, che ne causa un allungamento o una compressione. Lo spostamento dell'elemento elastico può essere misurato e tradotto in un segnale elettrico [11]. Gli accelerometri

possono essere classificati in base alla tecnologia di fabbricazione, al metodo di traduzione meccano-elettrica e dal tipo di sistema di controllo utilizzato. I tipi più comuni sono: Estensimetrici, Piezoresistivi, Piezoelettrici e Capacitivi.

Il giroscopio; è un dispositivo fisico che serve a misurare la velocità angolare o le accelerazioni angolari del corpo a cui viene fissato. In genere viene utilizzato accoppiato con gli accelerometri per determinare i pattern motori. In alcuni protocolli viene utilizzato anche da solo per ricavare i diversi parametri del cammino come il stride length , walking Velocity. Esistono diversi principi di funzionamento i più comuni sono meccanici, ottici ad anello laser o elettromeccanico, possono essere ad uno, due o tre assi di sensibilità. Nell'ambito dell'analisi del movimento vengono generalmente utilizzati giroscopi elettromeccanici MEMS che sfruttano la legge di *Coriolis* ossia l'interazione fra moti circolari e lineari, misurando gli effetti di tale forza su un corpo in oscillazione si possono dedurre le caratteristiche di rotazione. [14]

Legge di Coriolis: Un corpo con velocità  $v(t)$  in un riferimento con velocità angolare  $\omega(t)$  riceve una forza laterale proporzionale  $\omega(t)$

$$\vec{F}_{C_o} = -m\vec{a}_{c_o} \quad \text{ove} \quad \vec{a}_{c_o} = 2\vec{\omega} \times \vec{v}$$

Misurando gli effetti di tale forza su un corpo in oscillazione si possono dedurre le caratteristiche di rotazione. [15]

### 1.3.7 Parametri analizzati nello studio del movimento

L'analisi cinematica prevede principalmente lo studio delle posizioni angolari istantanee nei piani (figura 10) sagittale (Flesso-Estensioni), frontale (Abdo-Adduzioni) e trasverso (Intra-Extra Rotazioni) e dei Range of Motions ( escursioni )



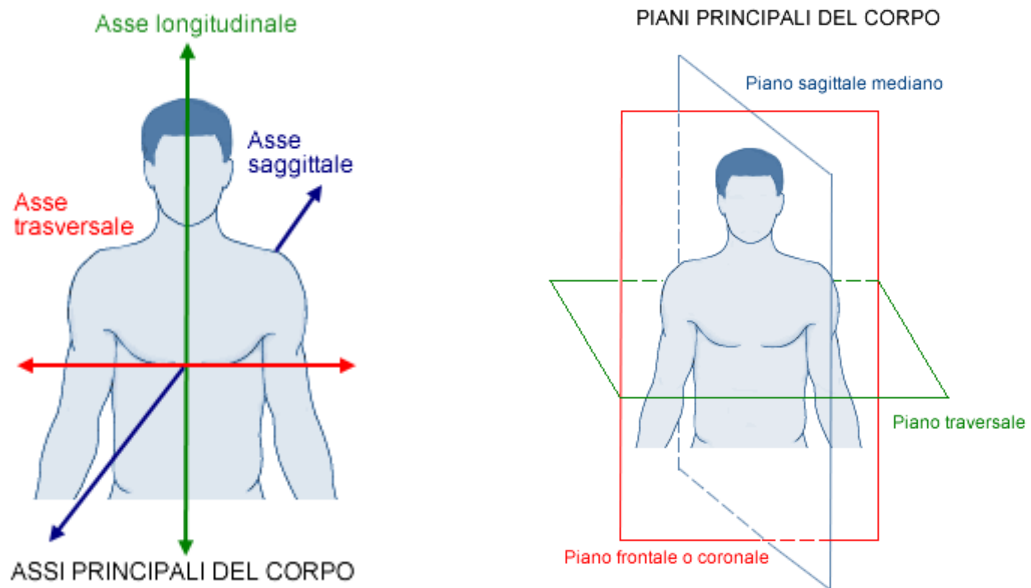


Figura 10 Assi e piani principali del corpo umano

articolari in una determinata finestra temporale). Anche le velocità e le accelerazioni lineari ed angolari rappresentano informazioni utili agli studiosi del movimento.

Ulteriori informazioni utili sono date da:

Parametri spazio-temporali: durate percentuali (rispetto alla durata del movimento) delle fasi che lo compongono (ad esempio appoggio ed oscillazione nel cammino, fasi di accelerazione e decelerazione in un movimento di raggiungimento di un oggetto), frequenza (numero di cicli/minuto), ampiezza di un movimento (ad esempio la distanza percorsa da un piede in un intero ciclo del passo); velocità di un soggetto o di un movimento.

Parametri cinematici: accoppiamenti tra movimenti articolari, "che forniscono indicazioni sulla coordinazione e quindi sul controllo motorio". Possono essere studiati con differenti tecniche analitiche. Si segnalano lo studio dei tracciati angolo-angolo (Stergiou, 2004) e, per i movimenti ciclici, rappresentati da comportamenti analitici di natura oscillatoria, la Teoria dei Sistemi Dinamici

(Haken, 1985, Kelso,1995, Schönner, 1988) che permette il calcolo del Continuous Relative Phase (CRP) (Kelso, 1984, 1995, Haken, 1985, Hamill, 1999, Stergiou, 2001, Li, 1999). Il CRP permette l'individuazione di eventuali comportamenti sinergici e gerarchici tra le articolazioni investigate. Esso si ottiene dalla differenza tra gli angoli di fase di due segmenti o articolazioni tra loro interagenti. [2] [9]

## 1.4 Stato dell' arte delle applicazioni di sensori indossabili inerziali: accelerometri e giroscopi

### 1.4.1 Accelerazioni del corpo umano

In questa sezione presenteremo per cenni essenziali alcuni esempi di microsistemi indossabili, sviluppati in anni recenti e tuttora in fase di ingegnerizzazione e validazione sperimentale, dedicati al monitoraggio dell'attività fisica, della postura e alla segnalazione di eventi.

Le ampiezze delle accelerazioni generate durante il movimento umano variano in base alla parte del corpo considerata e al tipo di attività compiuta, tendono ad aumentare dalla testa alla caviglia e sono generalmente più elevate in direzione verticale (Tabella 1) [16]. Le frequenze del corpo umano, per movimenti comuni sono comprese tra 0.2 e 2 Hz; per movimenti sportivi possono raggiungere valori anche più elevati di 20 Hz.

Tabella 1 Accelerazioni umane per differenti attività e posizioni dell'accelerometro: espresse in g [15]

	VERTICAL			ORIZZONTAL		
	Head	Low Back	Ankle	Head	Low Back	Ankle
Walking	-	-0.3 ÷ 0.8	-1.7 ÷ 3.3	-0.2 ÷ 0.2	-0.3 ÷ 0.4	-2.1 ÷ 2.3
Running	0.8 ÷ 4.0	0.9 ÷ 5.0	3.0 ÷ 12.0	-	-	-
Trampoline	3.0 ÷ 5.6	3.9 ÷ 6.0	3.0 ÷ 7.0	-	-	-
Stairs up	-	-	7.4	-	-	-
Stairs down	-	-	8.1	-	-	-

### 1.4.2 Consumo energetico metabolico

La regolare attività fisica e lo sport promuovono la salute e la longevità, prevenendo malattie cardiovascolari e altre patologie compreso il cancro. Questa chiara evidenza è dimostrata e sostenuta da tutte le organizzazioni per la salute (World Health Organization, 2003). Sono stati sviluppati molteplici metodi per quantificare l'attività fisica (PA) e il dispendio energetico (EE) nella normale attività fisica quotidiana. I metodi di valutazione possono essere divisi in soggettivi e oggettivi. I primi ricavano le informazioni basandosi su diari,

questionari o interviste fatte direttamente al paziente; i secondi, considerati più obbiettivi, consistono in tecniche di misurazione come la misura del calore tramite camera termostata (misura diretta), o in tecniche indirette come la misura della frequenza cardiaca HR correlata al consumo di ossigeno o il DLW (doubly labelled water). Il consumo energetico metabolico può essere stimato rilevando l'ossigeno consumato o l'anidride carbonica e l'acqua prodotte (calorimetria indiretta). La relazione tra energia ed ossigeno è la seguente [17]:

$$E_c = 4.92 \times V \times \left( \frac{20.93 - O_e}{100} \right)$$

dove  $E_c$  = energia consumata (kcal/min)

$V$  = volume di aria espirata (l/min)

$O_e$  = concentrazione percentuale di ossigeno nell'aria espirata (%)

Il consumo metabolico basale si misura nello stato di riposo, è caratteristico di ciascuna persona e dipende dalle percentuali di grasso nella massa totale. Può essere calcolato mediante le equazioni di Harris-Benedict [18]:

Uomini:  $BEE = 66.473 + (13.752 \times W) + (5.003 \times h) - (6.755 \times a)$

Donne:  $BEE = 655.095 + (9.563 \times W) + (1.849 \times h) - (4.676 \times a)$

dove  $BEE$  è il consumo energetico basale calcolato in Kcal/giorno, dove  $w$  (kg),  $h$  (cm) e  $a$  (anni) rappresentano il peso, l'altezza e l'età del soggetto.

Il riferimento principale per la misura dell'attività fisica è il consumo energetico metabolico (CEM). Il monitoraggio dell'attività fisica avviene tramite tecniche accelerometriche e prende il nome di actigrafia. 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 e su pazienti con sclerosi multipla [19] [20]. 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 [21]. 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. [22]. Altri ricercatori hanno associato al segnale accelerometrico la misura della frequenza cardiaca per la misura del dispendio energetico [23]. Questo consentiva di ottenere misure più valide considerando anche gli stati emotivi o patologici che influenzano la frequenza cardiaca.

La misura associata al consumo metabolico è un importante indicatore dello stato di salute di un individuo; ed è possibile ipotizzare che l'andamento temporale di tale variabile sia precocemente in grado di stabilire eventuali anomalie nel comportamento motorio, specialmente legate agli aspetti degenerativi del movimento, che si correlano con la disabilità e la performance degli anni a seguire.

#### 1.4.3 Postura e movimento

Negli ultimi anni vari autori hanno proposto l'uso di accelerometri per la misura dell'oscillazione posturale ad uso clinico. Ciò rende necessario l'utilizzo di più sensori per discriminare le varie strategie in base alle patologie studiate. Studi preliminari hanno dimostrato la forte correlazione esistente tra lo spostamento del centro di pressione (COP) e l'accelerazione antero-posteriore del tronco in corrispondenza della quinta vertebra lombare, L5, ove anche i parametri stabilometrici estratti dal COP e dall'accelerazione sono significativamente correlati [24]. La forte correlazione tra centro di pressione ed accelerazione antero-posteriore può essere facilmente dimostrata a bassa frequenza. L'oscillazione posturale di un soggetto normale difficilmente ha un contenuto spettrale che va oltre i 0.5 Hz. A queste frequenze l'accelerometro si comporta come un inclinometro ed il COP sta sulla verticale del centro di massa corporeo (COM), se  $h$  è la distanza tra il centro di massa e la caviglia, si ottiene:

$$h \sin \alpha = COP$$

$$a = g \sin \alpha$$

da cui

$$COP = \frac{h}{g} \times a$$

E' evidente che tale relazione vale solamente per moto sul piano sagittale, modello a pendolo semplice e regime a bassa frequenza. La presenza di termini inerziali ed una strategia multilink complicano la trattazione. La figura 11 mostra l'accordo tra il COP misurato dalla pedana dinamometrica e quello stimato sperimentalmente attraverso una coppia di accelerometri, uno sulla coscia ed uno sul tronco (Mancini et al., inviato). Tali risultati provano che gli accelerometri sono in grado di sostituirsi alla pedana dinamometrica quando l'accuratezza richiesta non è particolarmente elevata.

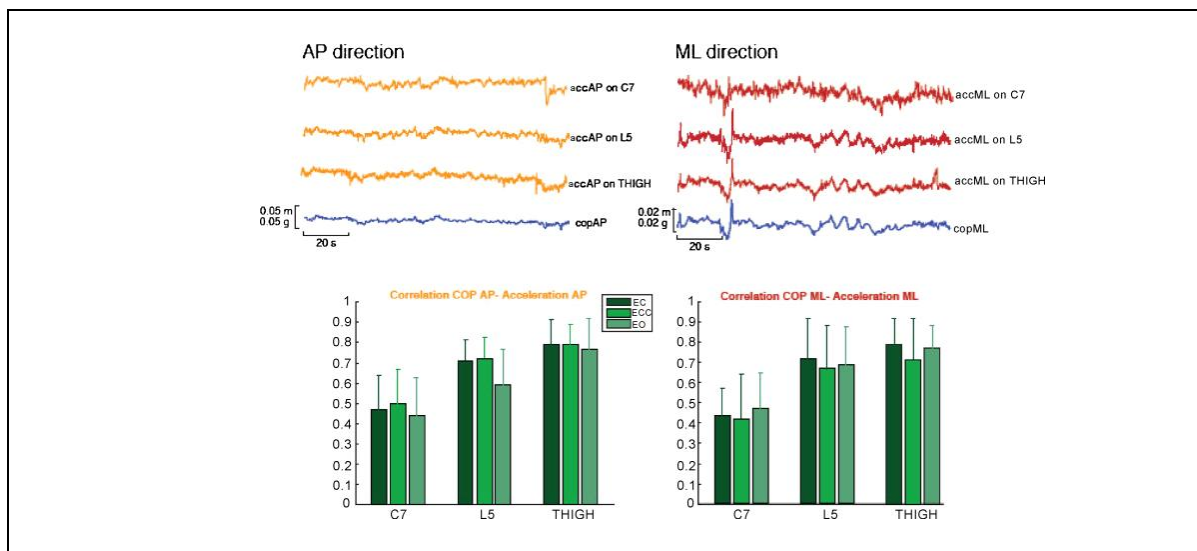


Figura 11 Correlazioni tra COP e accelerazioni antero-posteriori e medio laterali

## Studio di movimenti umani con accelerometria

Il gruppo di ricerca di Foerster et al. [25] ha sviluppato una metodologia per effettuare l'analisi cinematica del movimento tramite il solo ausilio di accelerometri. Questo nuovo metodo non utilizza, come in passato, un segnale EMG per discriminare il movimento dalla postura statica, ma sfrutta la suddivisione della banda di frequenza di un segnale accelerometrico in due parti una continua DC e una alternata AC. La componente continua del segnale ha frequenze minori o uguali a 0,5 Hz e valuta i movimenti lenti o cambi di postura; mentre la componente detta alternata, frequenze comprese tra 0,5 e 15 Hz, viene utilizzata per determinare i gesti motori (es: tra il cammino e la corsa).

### 1.4.4 Analisi temporale del cammino

Un semplice e obiettivo metodo sviluppato da Auvinet et al. per svolgere l'analisi del cammino si basa sulla registrazione delle accelerazioni "craniale-caudale" e medio-laterale situate in un punto vicino al centro di gravità del corpo, tramite un dispositivo accelerometrico. Il dispositivo è incorporato all'interno di una cintura semielastica posizionata facilmente sulla vita del soggetto, all'altezza della vertebra L3-L4. Le prove vengono eseguite facendo percorrere ad ogni soggetto una distanza di 40 m adottando la propria velocità di cammino e le proprie calzature, per evitare di influenzare l'andatura del soggetto. Le fasi del ciclo del cammino sono state evidenziate con la curva delle accelerazioni verticali (figura 12). Dal segnale accelerometrico (frequenza principale 1 Hz) si possono ricavare informazioni come: stride frequency (SF), step symmetry (Sym), stride regularity (Reg), cranial-caudal activity (CCA) [26]

Altri studi adottano protocolli diversi per rilevare i parametri temporali del cammino; Jung-Ah Lee et al. [27] hanno sviluppato un protocollo che utilizza un sensore accelerometrico triassiale posto sulla caviglia e dei foot switches per rilevare con maggior precisione il tempo che intercorre tra il contatto iniziale del piede e quello di distacco dal suolo. Con questo sistema sono

riusciti a discriminare con una ottima precisione le varie fasi temporali del cammino.

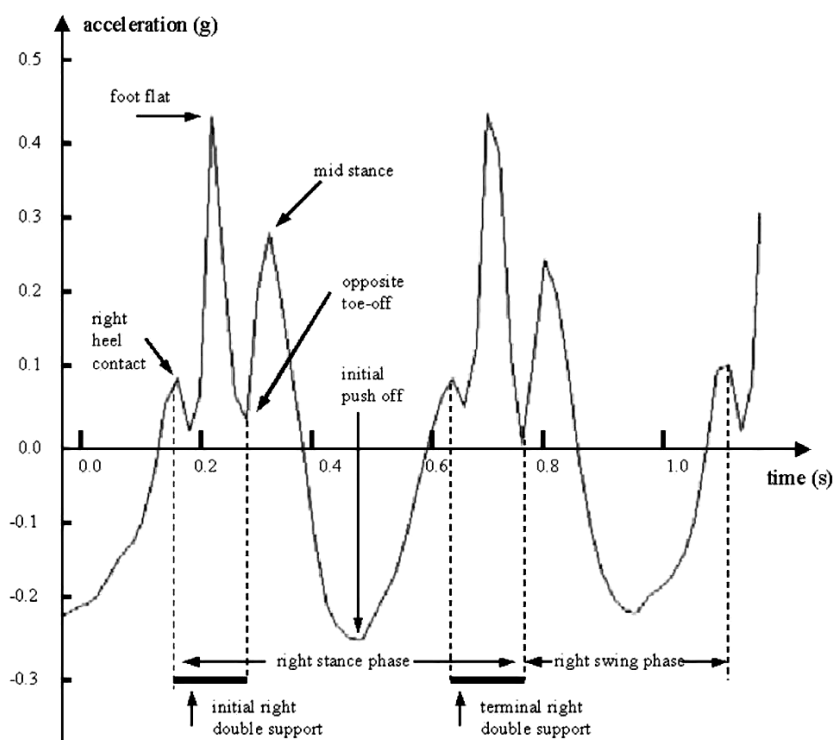


Figura 12 Accelerazioni misurate durante il ciclo del passo

#### 1.4.4 Detezione di movimenti

Per distinguere in modo univoco i diversi movimenti, compiuti ad esempio in un ambito domestico, tramite sistemi indossabili sono state svolte diverse ricerche per lo studio di movimenti quotidiani [28]. Queste ricerche sono mirate alla stesura di protocolli di posizionamento dei sensori e allo sviluppo degli algoritmi di calcolo che consentano di discriminare con precisione eventi dannosi come le cadute dell'anziano da normali attività svolte quotidianamente. Il posizionamento dei sensori e degli accelerometri viene studiato per individuare il segmento o i segmenti corporei più idonei a determinare un dato movimento. Ad esempio viene fissato sul polso per misurare il bradicinesismo nei soggetti affetti da Malattia di Parkinson o il dispendio energetico in lavori manuali, come lavare i piatti o usare un calcolatore [25]. La capacità di registrare e classificare i movimenti di un individuo è essenziale



quando si vuole determinare il suo grado di abilità funzionale o il suo livello generale di attività. Il controllo in tempo reale del movimento umano può inoltre fornire un sistema automatizzato di sorveglianza della condizione funzionale, per lunghi periodi di tempo. Sono stati creati algoritmi in grado di discriminare i più comuni movimenti in ambito domestico tramite una sequenza di verifiche di analisi dell'intensità e della componente in frequenza del segnale. Le analisi del tracciato vengono effettuate secondo un precisi alberi gerarchici come quello mostrato in figura 13 suddiviso in livelli di determinazione. Nello studio condotto da Nigel e Branco et al. si è utilizzato il segnale di un accelerometro tri-assiale posizionato sul fianco destro del soggetto. Il sistema di monitoraggio è composto da un'unità portatile che trasmette tramite modulo wireless a un calcolatore per elaborare i dati (figura 14) [25][29][30][31] [32].

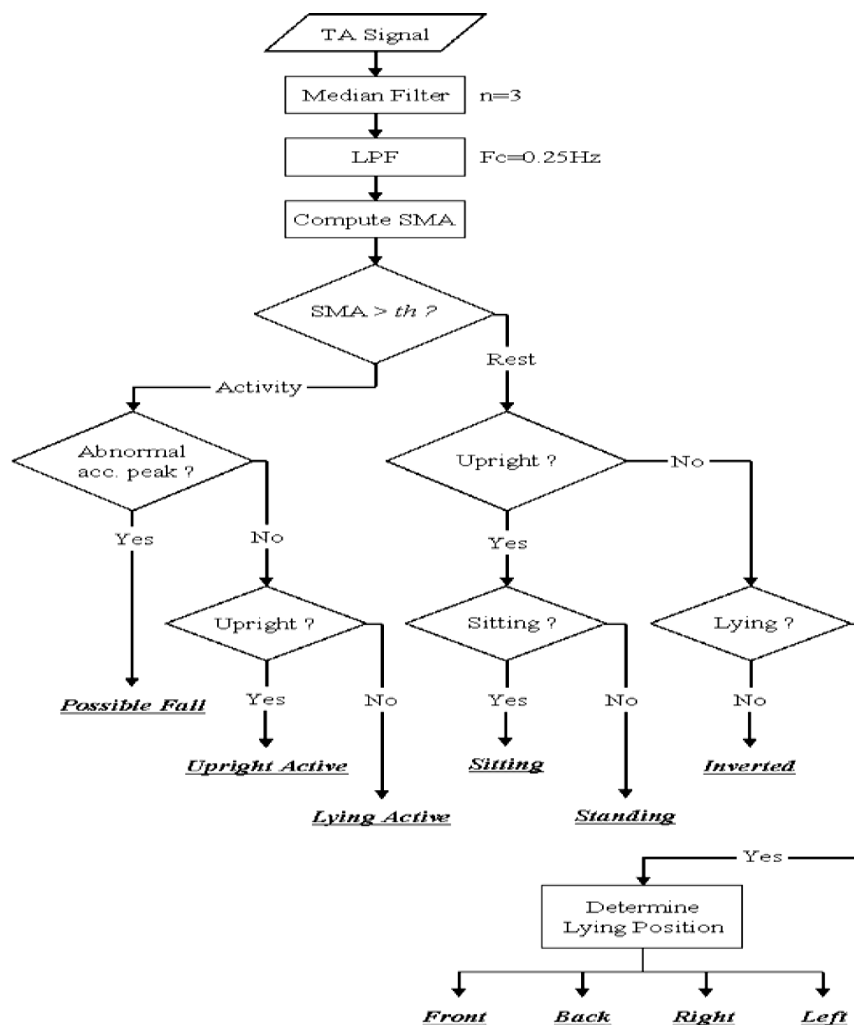


Figura 13 Albero decisionale dei movimenti e delle posture

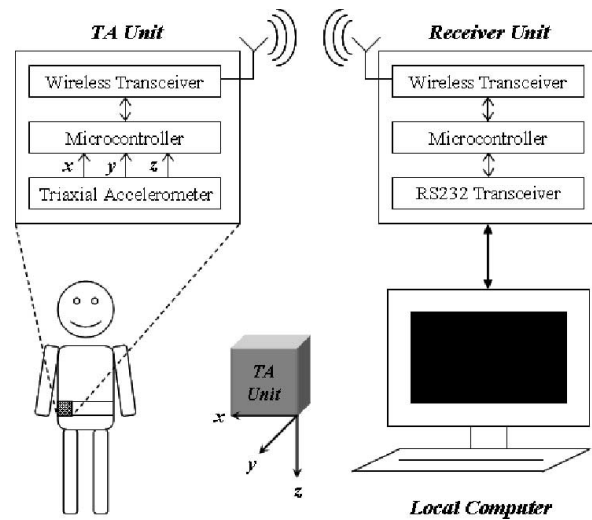


Figura 14: Diagramma schematico del sistema di monitoraggio

Dopo aver filtrato il segnale per eliminare il rumore bisogna determinare se il soggetto è in movimento o se è fermo, questo si fa con il calcolo dello SMA (Normalized Signal Magnitude Area) che stima l'area sottesa dal segnale con:

$$SMA = \frac{1}{t} \left( \int_0^t |x(t)dt| + \int_0^t |y(t)dt| + \int_0^t |z(t)dt| \right)$$

Quando il valore di SMA supera una determinata soglia "th" significa che il soggetto è in movimento altrimenti si considera fermo come in (figura 15).

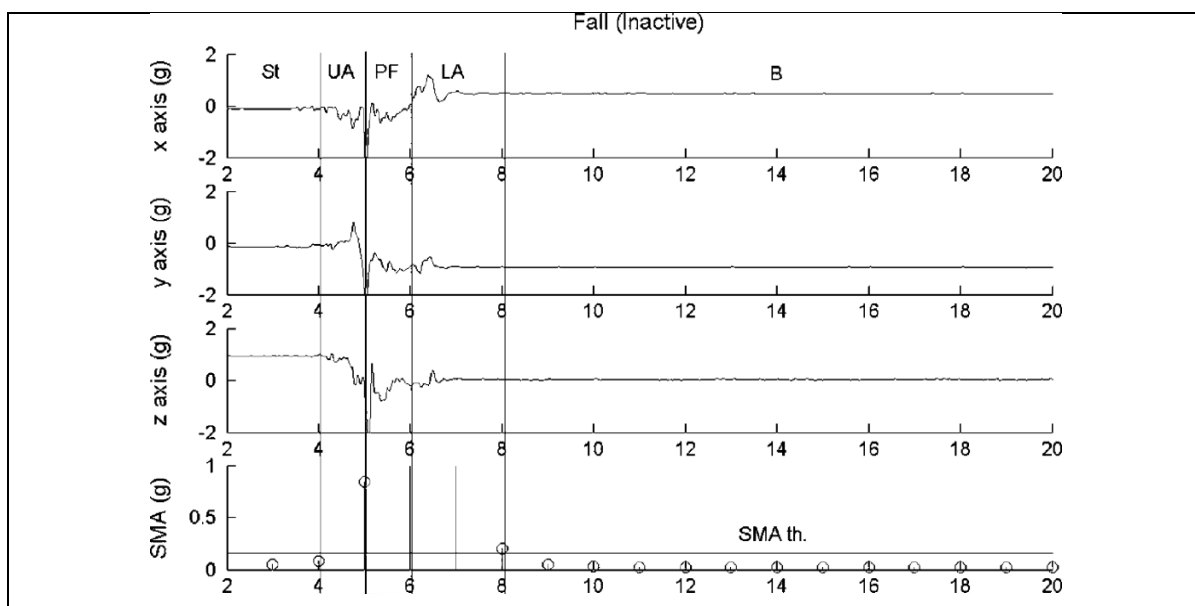
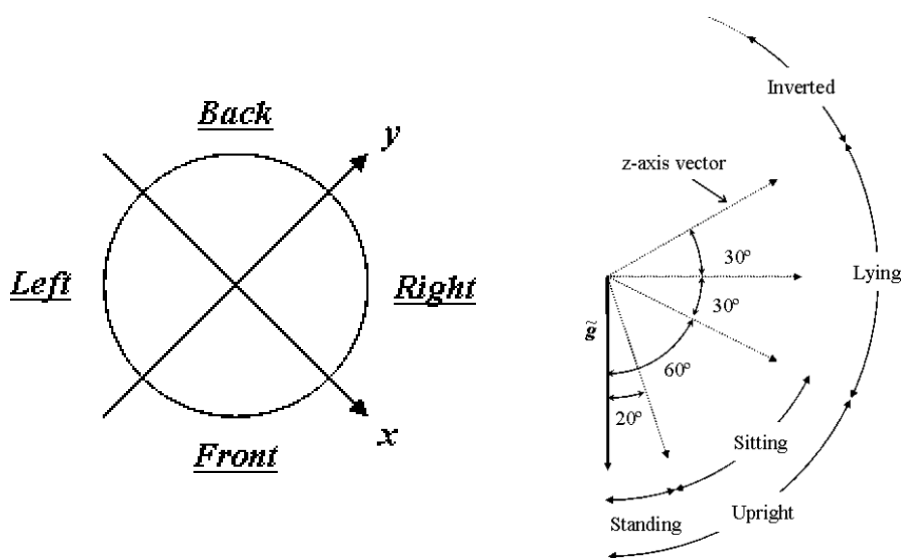


Figura 15 Tracciati accelerometrici con il calcolo dello SMA e SVM [Implementation of a Real-Time Dean M. 2006]

Per determinare l'orientamento della postura si utilizza l'analisi della posizione relativa del corpo nello spazio. Utilizzando il segnale statico si individua come è ripartita l'accelerazione gravitazionale nelle tre direzioni sensibili dell'accelerometro. La tecnica di misurazione di base utilizza la valutazione dell'angolo ( $\Phi$ ) compreso tra l'asse positivo Z-axis e il vettore di gravità  $g$  con la relazione:  $\Phi = \arccos(Z)$ , la determinazione poi della postura tramite la valutazione dell'angolo ( $\Phi$ ) è mostrata in figura 16 a destra. Quando il soggetto è sdraiato si può discriminare la posizione entro quattro categorie distinte. Queste categorie sono illustrate in figura 16 a sinistra e vengono determinate dalla direzione positiva dell'accelerazione rilevata sugli assi X e Y.



**Figura 16 : Orientazione del lato del soggetto in posizione sdraiata con riferimento agli assi X e Y, a destra angolo di inclinazione  $\Phi$**

#### 1.4.6 Monitoraggio della caduta

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 [33][34]. 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. Sono disponibili sul mercato sistemi con allarme manuale e sistemi dotati di capacità di rilevamento automatico. I primi hanno un pulsante

tramite il quale il soggetto può trasmettere una richiesta di aiuto. A bordo del dispositivo deve quindi essere installato un trasmettitore in grado di comunicare, ad esempio, col telefono di casa o con la struttura sanitaria più vicina. Nei secondi invece i pulsanti manuali sono sostituiti da algoritmi con complessità computazionale relativamente bassa in grado di rilevare la caduta, o anche l'assenza di movimenti da parte del soggetto [35]. I sensori tipicamente più usati sono gli accelerometri o i giroscopi, che possono essere indossati in vita, al polso, al collo, dietro l'orecchio [36]. Il principale problema che ancora non è stato risolto in maniera soddisfacente è l'elevato numero di falsi positivi (allarmi generati in assenza di reale caduta), cui non si è potuto ancora fare fronte anche per le ridotte dimensioni dei *training sets* di cadute reali attraverso i quali addestrare gli algoritmi di classificazione.

Per la determinazione delle cadute si può analizzare ad esempio il valore di SVM (Signal Magnitude Vector) definito come:

$$SVM = \sqrt{x_i^2 + y_i^2 + z_i^2}$$

(dove  $X_i$  è i-esimo campione del segnale), una caduta si verifica quando l'impulso di SVM supera una soglia. La soglia più utilizzata nei diversi articoli è di 1.8 g ed è stata valutata simulando l'evento di inciampo e caduta e successivamente giustificata da studi su pazienti. Quando il sistema individua una possibile caduta è necessario analizzare l'attività fisica registrata in seguito per identificare eventuali falsi positivi; quando l'evento di caduta è reale l'attività fisica registrata nell'immediato è assente in quanto si presume che il soggetto sia a terra scioccato dall'accaduto, questo si può vedere nel tracciato del SVM di figura 17. [11]

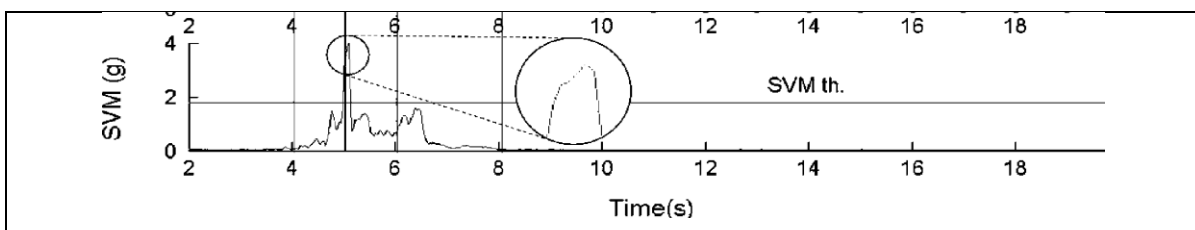


Figura 17 Valore dell'SVM per l'evento di caduta

# Capitolo 2

## Validazione tecnologica dello strumento di misura accelerometrico

In questo capitolo verranno descritti i dispositivi e le metodiche con cui si è validato il sensore di accelerazione MEMS (*Micro Electro-Mechanical Systems*) LIS3L06AL della STMicroelectronics, rispetto allo strumento di misura ottico Vicon<sup>®</sup> (Oxford Metrics, UK), definito "gold standard" per la cattura e l'analisi del movimento.

## Materiali e metodi

### 2.1 Dispositivo accelerometrico

Il dispositivo ha dimensioni ridotte (92x58x25 mm), viene alimentato da una batteria al litio ricaricabile, è provvisto di un tasto di accensione e uno di reset, un LED di segnalazione delle attività ed un ingresso per il carica batteria certificato per l'uso in applicazioni biomedicali. Il dispositivo al suo interno è dotato di un modulo Bluetooth® che garantisce una trasmissione wireless dei dati, aumentando la portabilità del sensore.

Per l'applicazione in esame è stato utilizzato il sensore MEMS triassiale (LIS3L06AL, STMicroelectronics) [37], di dimensioni 5x5x1,5 mm, con fondo scala di  $\pm 2$  g e  $V_{dd} = 3,3$  V, montato su una scheda analogica che campiona converte ed invia il segnale con l'ausilio di una antenna Bluetooth®.

Il sensore inerziale LIS3L06AL è un accelerometro capacitivo, lineare a bassa potenza che include un elemento sensibile ed un' interfaccia IC capace di acquisire le informazioni dell' elemento sensibile e di fornire un segnale analogico in uscita. L'elemento sensibile è capace di rilevare le accelerazioni ed è prodotto utilizzando un processo di fabbricazione apposito per la creazione di attuatori e sensori in silicio come il sensore accelerometrico triassiale di figura 18.

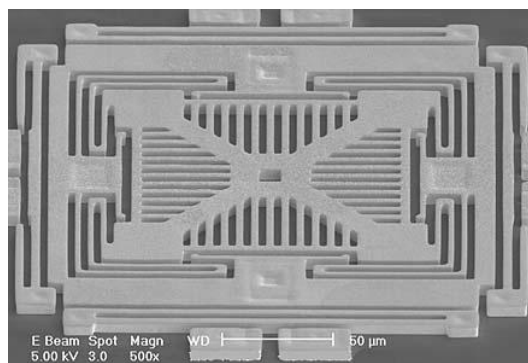


Figura 18 Immagine al SEM di un accelerometro triassiale MEMS

L'interfaccia IC viene prodotta utilizzando un processo CMOS standard che permette un alto livello di integrazione per progettare un circuito dedicato che viene regolato per meglio adeguarsi alle caratteristiche dell' elemento sensibile. Il sensore possiede un intervallo di misura dinamico variabili dall'utente di  $\pm 2 \text{ g} \div \pm 6 \text{ g}$  ed è in grado di misurare accelerazioni su una banda di 1,5 KHz. L'ampiezza di banda del MEMS può essere tagliata per mezzo di filtri capacitivi esterni e può operare su un intervallo di temperatura da  $-40^{\circ}\text{C}$  a  $+85^{\circ}\text{C}$ .

## 2.2 Interfaccia IC

Per incrementare la protezione dai disturbi esterni, la catena di elaborazione del segnale utilizza una struttura differenziale. I segnali provenienti dall'elemento sensibile vengono composti in un multiplexer ed inviati ad un amplificatore di carica capacitivo che implementa in uscita un CDS (Correlated Double Sampling system) vedi figura 19 per eliminare l'offset ed il rumore  $1/f$ . Il segnale viene successivamente scomposto nel de-multiplexer e trasferito a tre differenti S&H (Sample&Hold), uno per ogni canale [37].

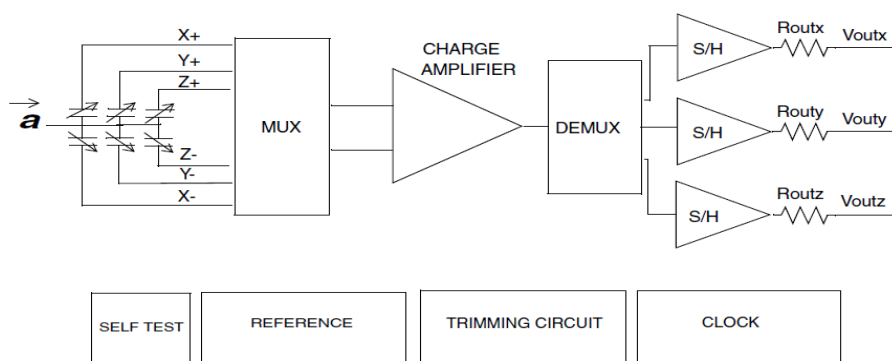


Figura 19 Diagramma a blocchi dell' interfaccia IC

Le accelerazioni sui rispettivi assi vengono rilevate sulla base dell'orientamento intrinseco dei tre assi solidali al sistema-sensore come mostrato in figura 20, pertanto la registrazione delle caratteristiche accelerometriche non può prescindere dal posizionamento del sensore all'interno del dispositivo.

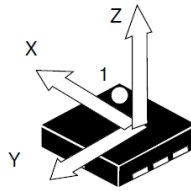


Figura 20 Orientamento degli assi sensibili all'interno del sensore

Le caratteristiche di calibrazione di fabbrica (sensibilità e zero-g level) sono immagazzinate nel sensore e caricate nei registri ad ogni attivazione, ma si possono verificare eventuali variazioni dei range specificati a seguito dell'applicazione del sensore sul circuito di elaborazione (pressioni e sforzi agenti sulla scheda). Per questo motivo, sono state eseguite delle prove statiche monoassiali per valutare lo scostamento delle caratteristiche di sensibilità e zero-g level (figura 21) rispetto alla calibrazione di fabbrica. I risultati degli Offset per gli assi AP ML V sono stati calcolati con il metodo della *Rotational Calibration*, che riduce al minimo gli errori dati dagli effetti dinamici del movimento. [38] e vengono di seguito riportati nella tabella 2 dove gli offset per l'asse sono calcolati tramite l'equazione:

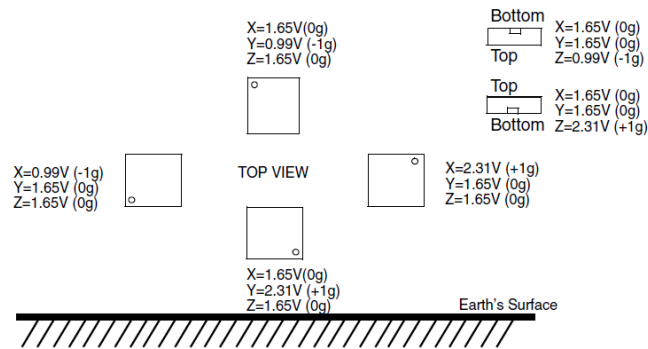
$$\Delta Offset = \frac{a_{x+} + a_{x-}}{2}$$

Dove  $a_{x+}$  e  $a_{x-}$  sono rispettivamente i valori in g letti facendo le prove statiche sull'asse x appoggiando il sensore per entrambe le facce su un piano. Analogamente si calcola per gli assi AP(y) e ML(z).

Tabella 2 Parametri di calibrazione ricavati dalle prove statiche

Sensibilità (g/mV)	650
$\Delta$ Offset Asse AP (g)	0,05
$\Delta$ Offset Asse V (g)	0,13
$\Delta$ Offset Asse ML (g)	0,12





**Figura 21** Calibrazione di fabbrica dello zero-g Level

Il sensore accelerometrico in uscita produce un segnale che è composto da più termini l'accelerazione, la gravità, un offset e il rumore.

$$\text{Output} = \text{accelerazione} + \text{gravità} + \text{offset} + \text{noise}$$

L'accelerazione è composta da due contributi uno di traslazione e uno di rotazione del sensore. Il contributo dato dalla forza di gravità dipende dall'inclinazione che l'asse sensibile del sensore ha rispetto l'asse gravitazionale che è verticale al suolo, calcolando questo contributo si può risalire all'inclinazione che il sensore ha rispetto l'asse verticale. Gli errori di offset dipendono dalla calibrazione del sensore e possono essere eliminati. Il rumore generalmente bianco dipende da vari fattori come il rumore termico, di quantizzazione o dovuto al convertitore A/D ma possono essere ridotti utilizzando dei filtraggi [38].

### 2.3 Scheda digitale

La scheda digitale provvede all'acquisizione dei segnali analogici rilevati, alla conversione in formato digitale e alla trasmissione wireless dei dati.

Il sistema è controllato da un processore ARM7TDMI® RISC core 32-bit STR711 (STMicroelectronics), che assicura efficienza computazionale, basso consumo energetico ed estrema flessibilità di configurazione. La CPU richiede un'alimentazione di solo 3,3 V e necessita di un numero ridotto di componenti esterni. Poiché l'ADC interno non è idoneo per applicazioni che prevedono

l'acquisizione di segnali biologici, è utilizzato un ADC SAR a 8 ingressi (ADS7844, Texas Instrument) connesso al microcontrollore (MCU) attraverso un bus SPI. La frequenza di campionamento impostata è di 256 Hz (figura 22).

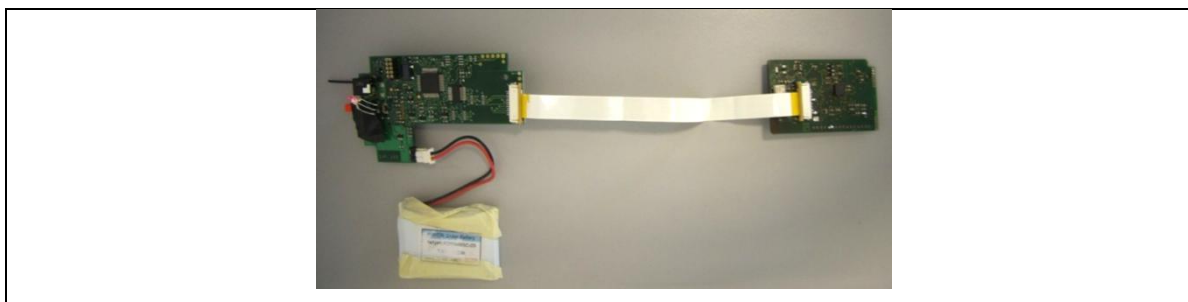


Figura 22 Scheda digitale di acquisizione a sinistra e scheda supporto accelerometro MEMS a destra

La trasmissione wireless dei dati è garantita da un modulo Bluetooth® (BT) disposto in un alloggiamento del circuito stampato (PCB). Il profilo di comunicazione è del tipo SPP (Serial Port Profile) standard e permette la connessione ad un dispositivo esterno, come per esempio un calcolatore. Il modulo BT adottato (PAN1540, Panasonic) appartiene alla classe II (potenza = 2,5 mW; range = 10 m circa) ed ha una capacità di trasmissione di 256 Kbps. L'alimentazione è fornita da una batteria agli ioni di litio (LI-Ion) da 1,2 Ah, ricaricabile attraverso un adattatore AC esterno, certificato per applicazioni mediche.

#### 2.4 Sistema optoelettronico

Il sistema di confronto dei dati che si è utilizzato come riferimento Gold Standard è una strumentazione dedicata per lo studio della cinematica. Il sistema è il Vicon® 460 a 6 telecamere (della Oxford Metrics, UK), dotato anche di ripresa video per il confronto (figura 23). Il sistema è ampiamente usato e riconosciuto a livello internazionale per l'utilizzo in ambito biomedicale per la cattura e l'analisi del movimento, ed è situato nel laboratorio del dipartimento INDACO del Politecnico di Milano [43].

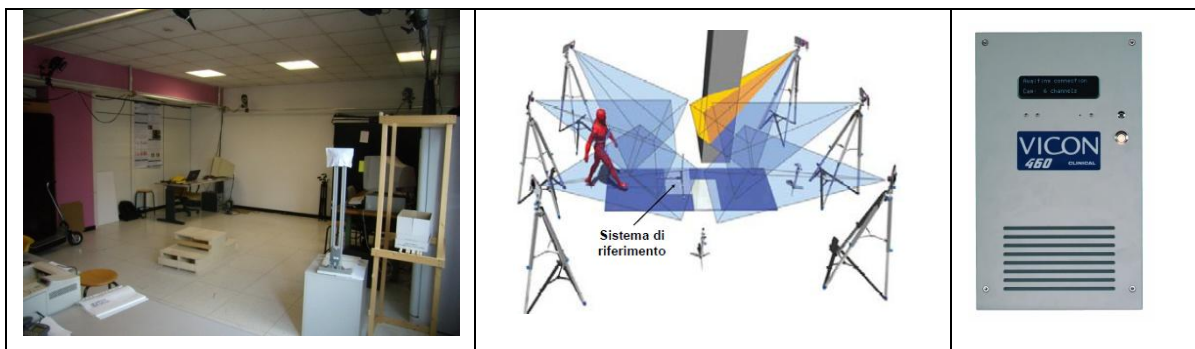


Figura 23 Configurazione sistema optoelettronico Vicon® del dipartimento INDACO a sei telecamere

## 2.5 Software di acquisizione HIM

Il software di acquisizione HIM (Hardware Interface Module) (figura 24), viene utilizzato per il monitoraggio ed è stato precedentemente sviluppato all'interno del SensibiLab. Esso consente una visualizzazione real-time dei dati inviati al PC tramite la connessione Bluetooth, in particolare permette di visualizzare le misure di accelerazione in mV nei tre assi del sistema all'interno del range di quantizzazione (+1024 / -1024) e di impostare il guadagno desiderato per ogni canale. Tramite tale software è quindi possibile il salvataggio dei tracciati accelerometrici acquisiti nel formato .DAT che è esportabile in ambiente Matlab®.

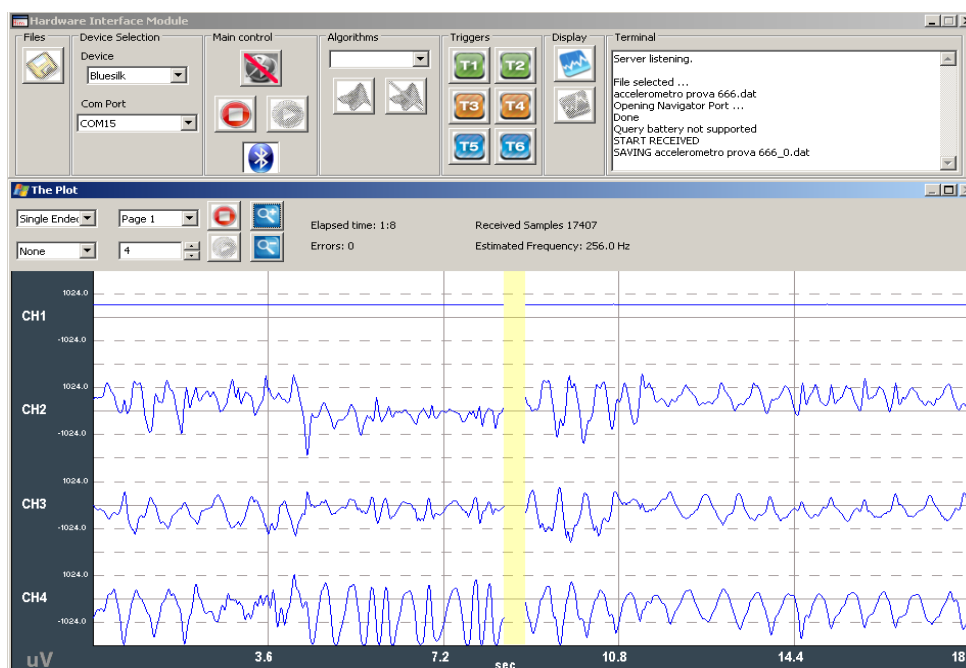


Figura 24 Interfaccia del software di acquisizione dati HIM

## 2.1 Protocollo tecnico di validazione del sensore

### 2.1.1 Protocollo di validazione assoluta

Per validare il sistema di monitoraggio delle accelerazioni tramite il sensore MEMS dalla letteratura si evince che è necessario un confronto dei risultati con un dispositivo "gold-standard". Scopo di tale validazione è di accertare con un'accuratezza maggiore 95% la congruenza tra le misure accelerometriche, rilevate dal sensore MEMS e quelle ricavate indirettamente, dall'esame delle traiettorie dei marker, date dal sistema optoelettronico. A tale scopo si sono eseguite prove specifiche inserendo l'accelerometro MEMS all'interno del campo di rilevazione del sistema VICON e confrontando le caratteristiche dei segnali ottenuti.

Il protocollo di acquisizione deve essere strutturato in modo tale da permettere una simultanea acquisizione dei dati. Tramite personal computer si ricevono via bluetooth (wireless) i segnali provenienti dal MEMS e dal sistema optoelettronico Vicon®.

Le telecamere del sistema ottico sono disposte attorno all'area di simulazione delle prove, in modo tale da permettere a più di una telecamera di poter vedere i marker ottici, posizionati adeguatamente sulla scatola del dispositivo accelerometrico che contiene il chip MEMS riportato nella figura 25.

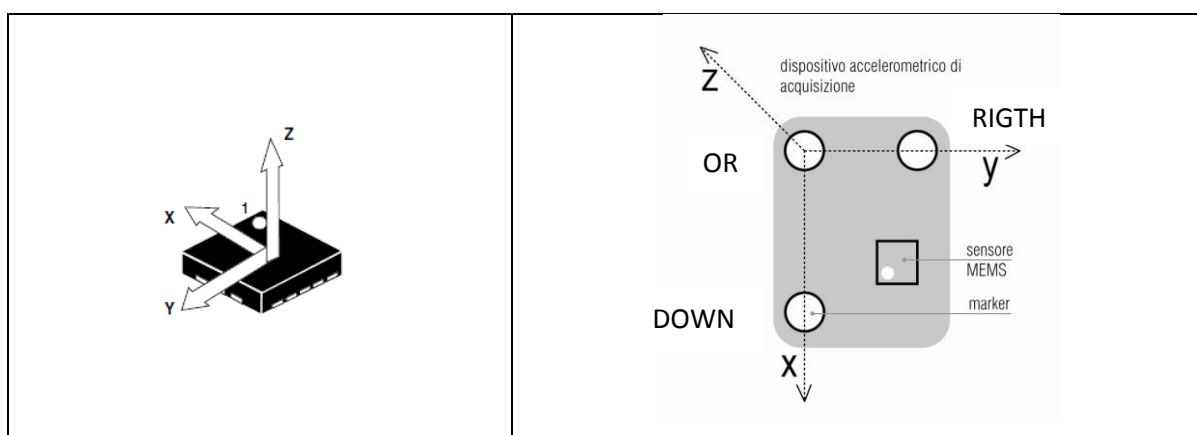


Figura 25: Orientazione terna fisica del MEMS e terna dei marker posti sulla scatola del dispositivo

I marker sono disposti in modo tale da poter orientare la terna di riferimento calcolata dal sistema ottico, con quella fisica del MEMS che rileva le accelerazioni lungo gli assi X, Y e Z, la cui orientazione è mostrata in figura 25.

Le prove si dividono in statiche e dinamiche. Le prime sono eseguite per individuare l'offset di regolazione del dispositivo, si eseguono appoggiando il dispositivo di acquisizione per ognuna delle sue sei facce su di un piano orizzontale e rilevando, per ognuna, la lettura sull'asse di riferimento X,Y e Z. Se lo strumento legge correttamente la forza di gravità terrestre (lettura di 1 g) su ogni asse, permette di tarare il sensore se necessario.

Le prove dinamiche sono svolte tramite un attuatore in grado di creare accelerazioni lungo gli assi voluti. Le prove dinamiche serviranno per il confronto delle due letture OPTO e MEMS lungo ognuno degli assi preferenziali X,Y e Z.

Le acquisizioni sono svolte da tre operatori:

- l'operatore A si occupa del sistema di registrazione OPTO
- l'operatore B si occupa della registrazione del segnale MEMS
- l'operatore C si occupa di far eseguire le accelerazioni monoassiali allo strumento tramite l'attuatore.

L'operatore C deve svolgere delle prove ripetibili anche da altri, quindi le movimentazioni devono essere standardizzate a tal fine. Esempi di posizionamento sono rappresentati in figura 26 gli schemi rappresentano dei tipi di movimento mono assiali e circolari da far svolgere al dispositivo, tramite l'ausilio dell'attuatore. Si possono testare univocamente le tre direzioni X, Y e Z semplicemente adottando posizioni differenti del sensore sul carrello come nello schema (a) con un'inclinazione del piano pari a 0°.

movimenti monoassiali su piano orrizzontale e con inclinazioni note di 30° e 60°

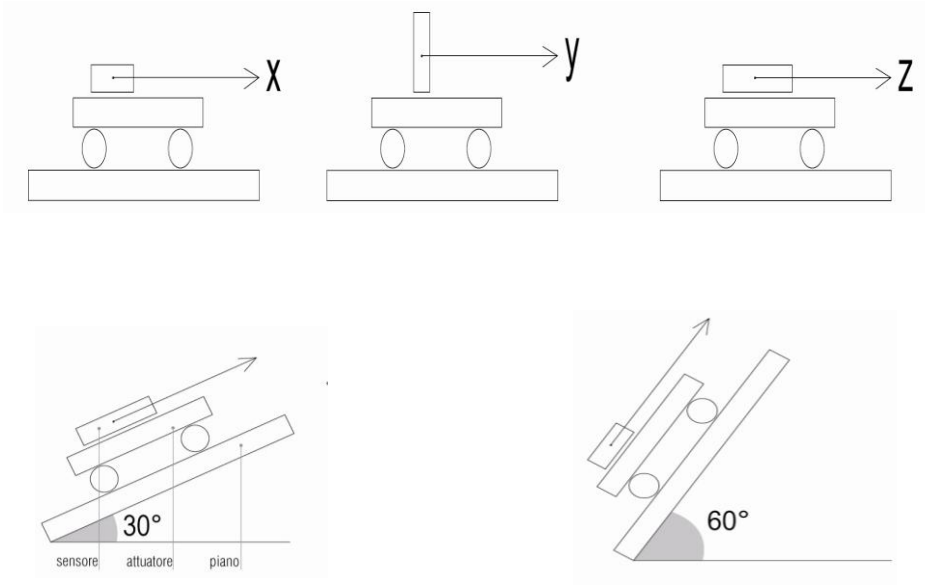


Figura 26 Schematizzazione delle movimentazioni

I segnali del sistema OPTO e del sistema MEMS vengono memorizzati in una banca dati in formato di testo ASCII. Ogni segnale deve essere registrato più volte per lo stesso movimento, per verificare la ripetibilità della prova. La tabella seguente mostra la procedura sperimentale di registrazione.

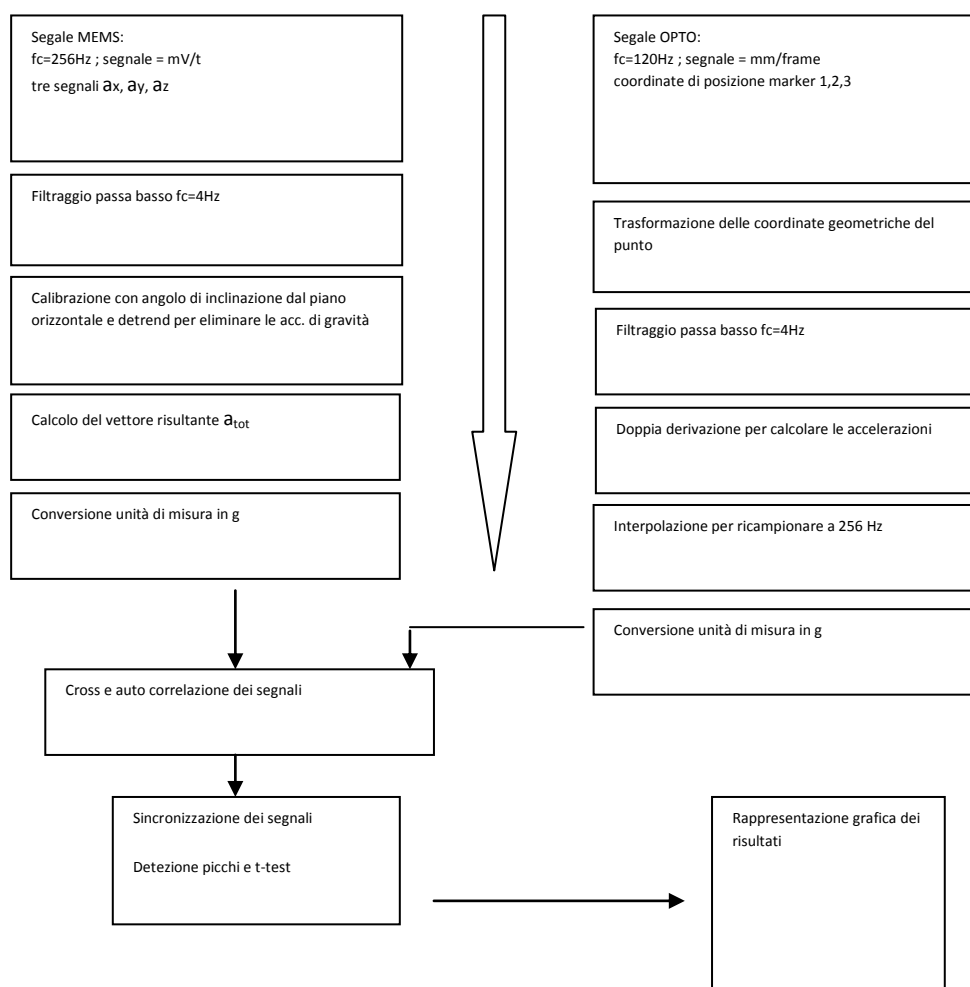
Tabella 3: Set up delle prove

Test	Asse	Prove
A1	X	3 prove con durata 20 secondi (con inclinazioni 0°,30°,60°)
A2	Y	3 prove con durata 20 secondi (con inclinazioni 0°,30°,60°)
A3	Z	3 prove con durata 20 secondi (con inclinazioni 0°,30°,60°)

### 2.1.2 Elaborazione dei segnali di validazione

Il database ottenuto dalle prove sperimentali contiene i segnali della strumentazione OPTO e del sensore MEMS. I due segnali sono differenti in quanto il primo indica delle traiettorie in mm/frame ( $f_{s_{opto}}=120$  Hz), mentre il secondo è un segnale di accelerazione in mV/t ( $f_{s_{mems}}=256$  Hz); quindi per poter confrontare i due segnali bisogna effettuare le adeguate trasformazioni

tramite il software di elaborazione di dati Matlab<sup>®</sup>. Successivamente tramite lo studio statistico si convaliderà l'ipotesi fatta all'inizio di pariteticità del sistema MEMS rispetto il sistema OPTO da noi utilizzato come riferimento gold-standard . La procedura di elaborazione e sincronizzazione dei segnali è riportata di seguito (figura 27).



**Figura 27 Schema Di elaborazione del segnale MEMS e OPTO**

Il segnale accelerometrico MEMS è la somma di due accelerazioni, una dovuta alla forza di gravità e l'altra prodotta dalle accelerazioni inerziali causate dal movimento (figura 28). Conoscendo l'angolo di inclinazione dello strumento

si può sottrarre il contributo dato dalla forza di gravità terrestre con l'equazione a) [40].

$$X_A = \left( \frac{X_a - \sin(\alpha)}{\sqrt{\cos(\alpha)}} \right)$$

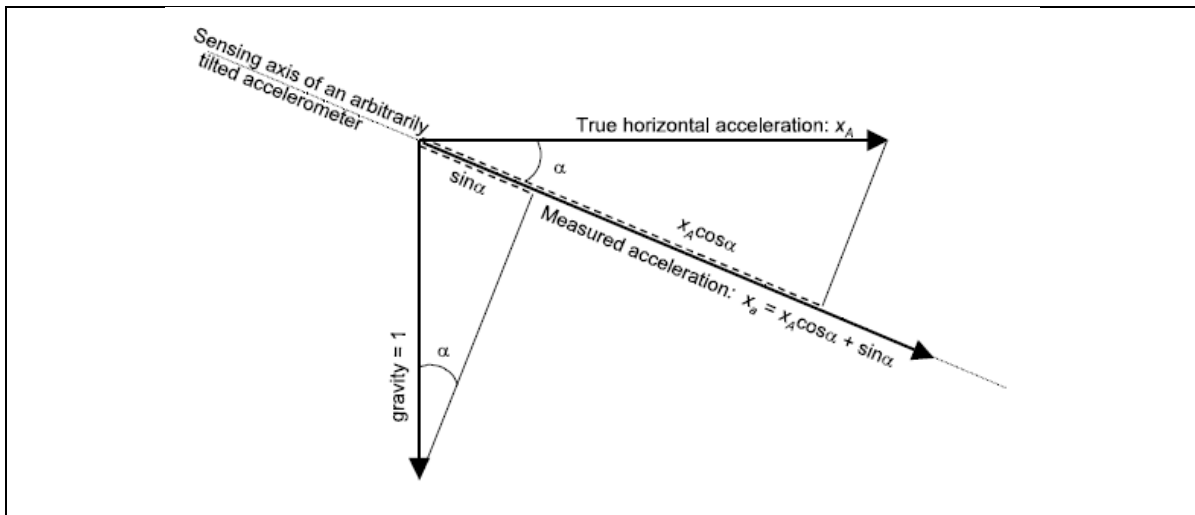


Figura 28 Sottrazione Gravita tramite angolo di inclinazione alfa

I segnali in output dal dispositivo sono tre uno per ogni asse sensibile  $a_x$ ,  $a_y$  e  $a_z$ . Il segnale è in mV, e rappresenta l'accelerazione su una scala di valori da -2g a +2g con un intervallo di 0,65 V / 1g ( $1g=9,81 \text{ m/s}^2$ ). Il campionamento è effettuato dal dispositivo a 256Hz. Il segnale viene trattato con un filtraggio passa-basso con frequenza di taglio di 4 Hz per ridurre l'errore di misura (3° ordine Butterworth), poi si effettua il detrend per eliminare l'accelerazione di gravità, si calcola la risultante delle tre accelerazioni monoassiali e infine si trasforma l'unità di misura in g.

Il segnale opto da le coordinate di posizione dei marcatori e sono indicati come spostamenti in mm nel tempo, i dati sono file di testo in formato ASCII. Si attua una trasformazione geometrica delle coordinate di posizione per ricavare la traiettoria del punto solidale con il sensore MEMS, si filtra con un passa basso il segnale con una frequenza di taglio di 4 Hz, si deriva due volte il segnale per calcolare le accelerazioni del punto, si ricampiona a 256Hz



(frequenza del dispositivo acc.), e si elabora l'unità di misura per ottenere dei valori in g del segnale.

$$a_{tot} = \sqrt{a_X^2 + a_Y^2 + a_Z^2}$$

La sincronizzazione può essere eseguita in automatico o manualmente identificando l'inizio del segnale, per fare questo ci possiamo aiutare facendo registrare all'inizio di ogni prova un evento ben riconoscibile dal resto del tracciato; come ad esempio una perturbazione volontaria causata sul sensore.

### 2.1.3 Visualizzazione dei Risultati

Iniziamo col mostrare le elaborazioni che sono state compiute sul segnale MEMS. Di seguito riportiamo in figura 29 gli andamenti delle accelerazioni misurate dal sensore accelerometrico MEMS nelle tre direzioni sensibili X (Antero-Posteriore), Y (Medio-Laterale) e Z (Verticale) in riferimento al posizionamento del sensore precedentemente scelto per la prova. Si nota in Blu l'asse che è stato sottoposto alle forze di movimentazione che presenta delle oscillazioni del modulo ben visibili, e si noti il tracciato in rosso che rileva la forza di gravità 1 g il che ci indica che l'asse antero-posteriore è posizionato secondo la verticale gravitazionale, mentre gli altri due assi giacciono sul piano ortogonale a quello gravitazionale.

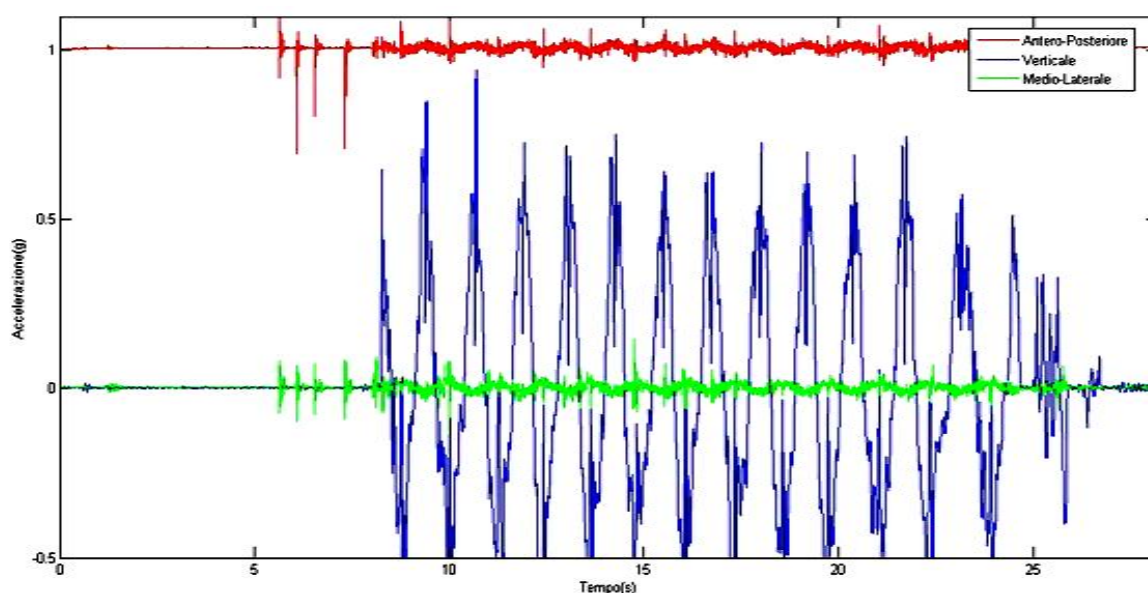


Figura 29 Tracciati grezzi delle accelerazioni del sensore MEMS

Nel prossimo grafico (figura 30) sono riportati i tracciati delle accelerazioni dopo aver corretto l'inclinazione e sottratto tramite l'operazione di detrend la forza gravitazionale.

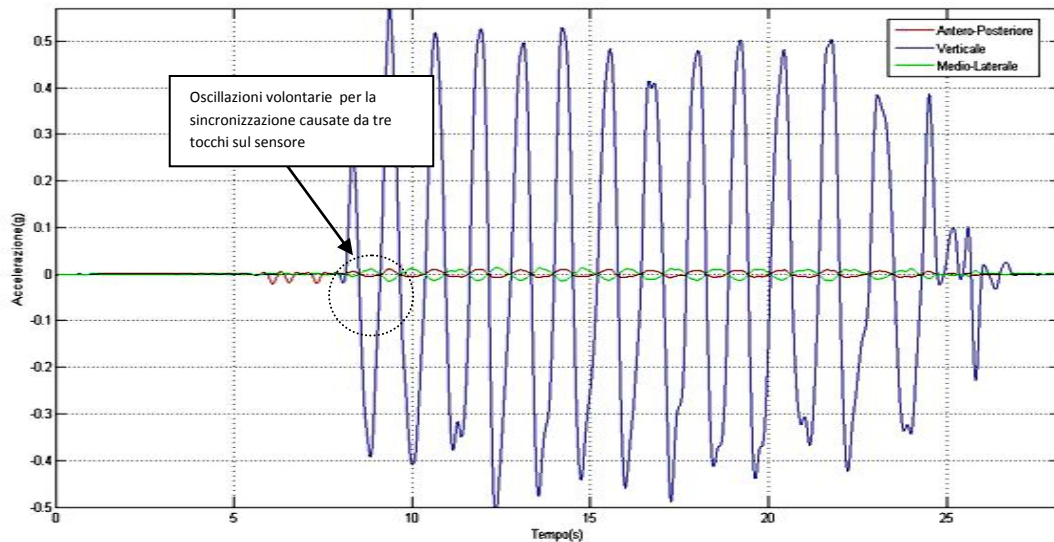


Figura 30 Tracciati delle accelerazioni MEMS dopo Detrend

Contemporaneamente si devono ottenere ed elaborare anche le informazioni provenienti dai marker ripresi dal sistema optoelettronico, nella figura 31 sono riportati gli spostamenti in mm, nei tre assi della terna di riferimento del laboratorio, dei marker posizionati sul dispositivo. A destra della figura 31 sono riportate invece le accelerazioni ricavate tramite una derivazione doppia della traiettoria del marker denominato OR (vedi figura 25 a pagina 50), nelle tre direzioni AP, ML e V.

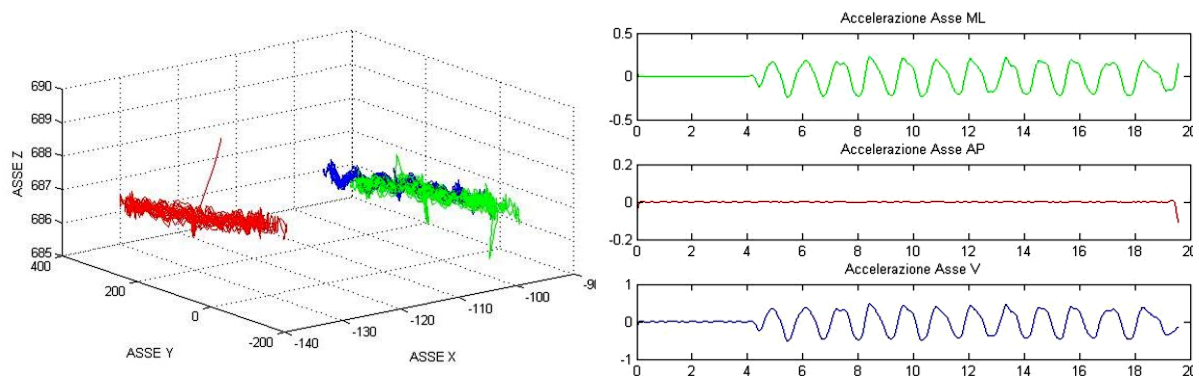


Figura 31 sinistra, Traiettorie spaziali marker ; destra, Accelerazioni marker ottenute dagli spostamenti

Dai tracciati ottenuti in precedenza e ora possibile calcolare l'accelerazione risultante dalla somma delle accelerazioni AP, ML e V per entrambi gli strumenti di misura (figura 32).

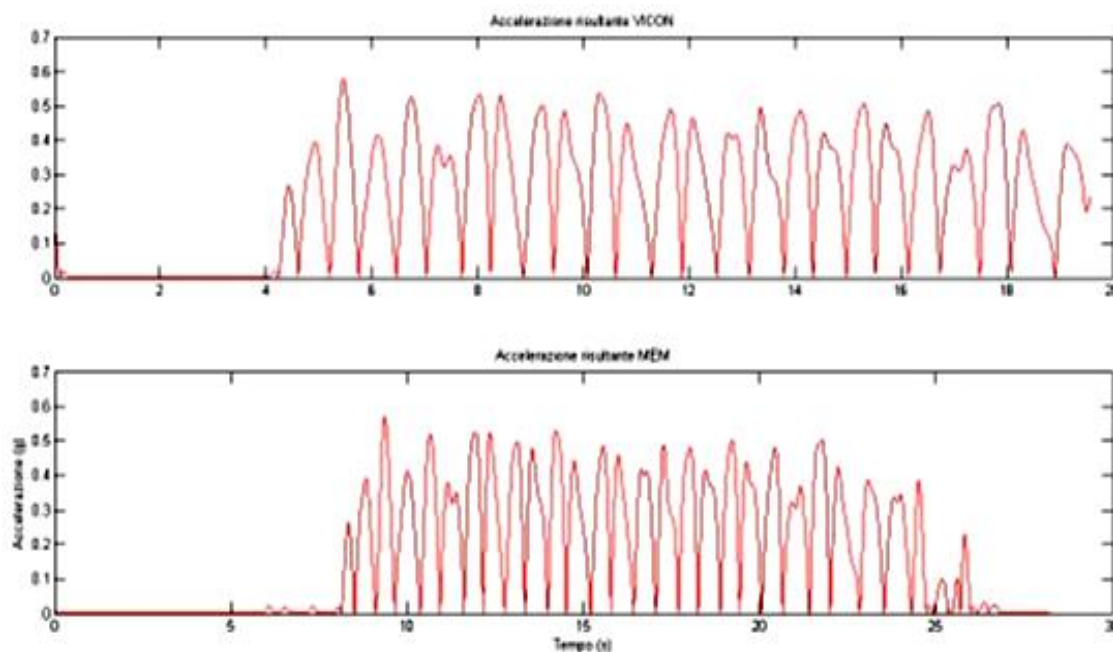


Figura 32 Accelerazione totale risultante, per dati OPTO sopra e dati MEMS sotto

Per sincronizzare i due segnali si è deciso di individuare il punto di inizio manuale. In figura 33 in alto è riportato il grafico di una sincronizzazione manuale, volontariamente sfasata per eccesso per permettere la miglior visualizzazione, successiva della differenza tra il picco dell'auto-correlazione del segnale MEMS e il picco della cross-correlazione tra i due segnali dove viene misurato automaticamente dal programma il valore del ritardo  $\Delta t$  (figura 33 sotto).

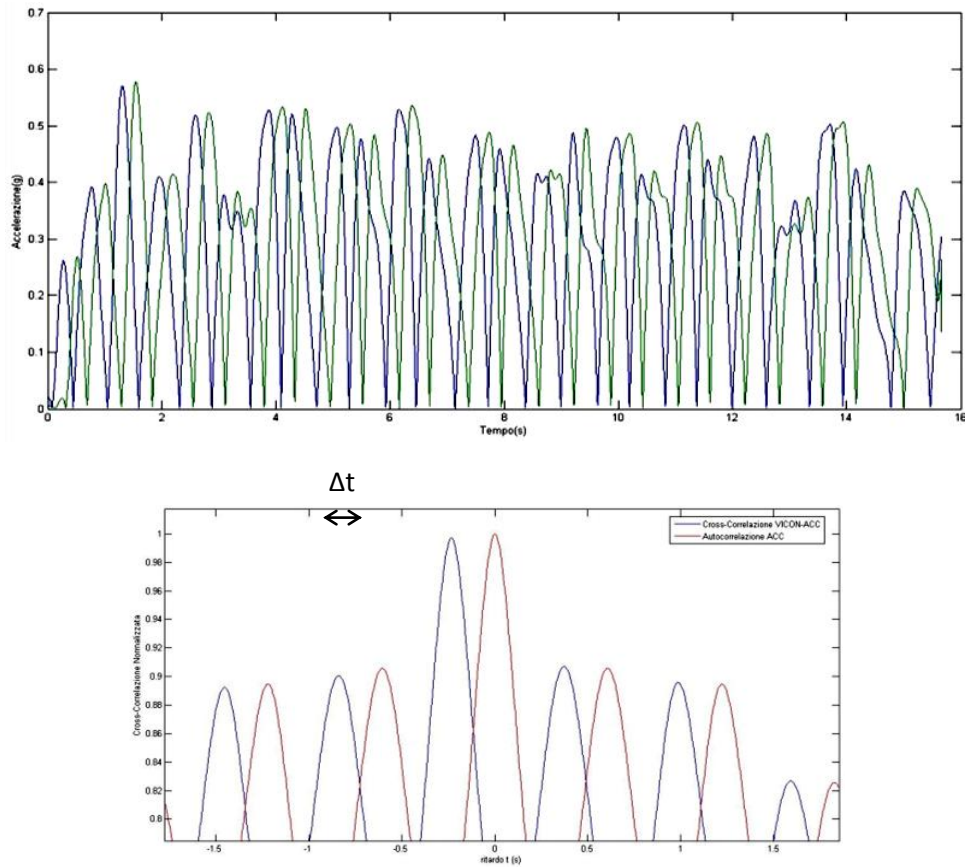


Figura 33 Sincronizzazione manuale segnali sopra, Sfasamento  $\Delta t$  segnali sotto

Successivamente lo sfasamento viene eliminato troncando il segnale più lungo sulla lunghezza del segnale più corto del valore di  $\Delta t$  misurato precedentemente, per ottenere la massima sincronizzazione, riportata in figura 34.

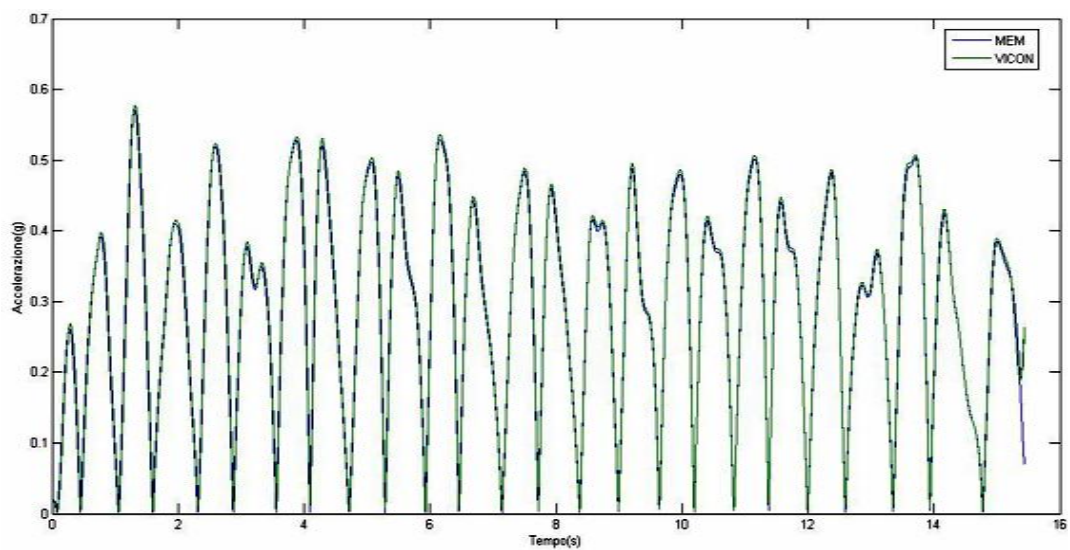


Figura 34 Sovrapposizione dei segnali OPTO e MEMS

Elaborati e sincronizzati i segnali, si possono effettuare diverse prove statistiche tra cui il test-t sulla popolazione dei picchi di accelerazione individuati nei due segnali (MEMS, OPTO) e il calcolo dell'errore relativo percentuale medio. Per verificare l'uguaglianza degli andamenti dei due segnali, si è usato l'indice del valore della cross-correlazione tra i segnali riportata nella figura 35.

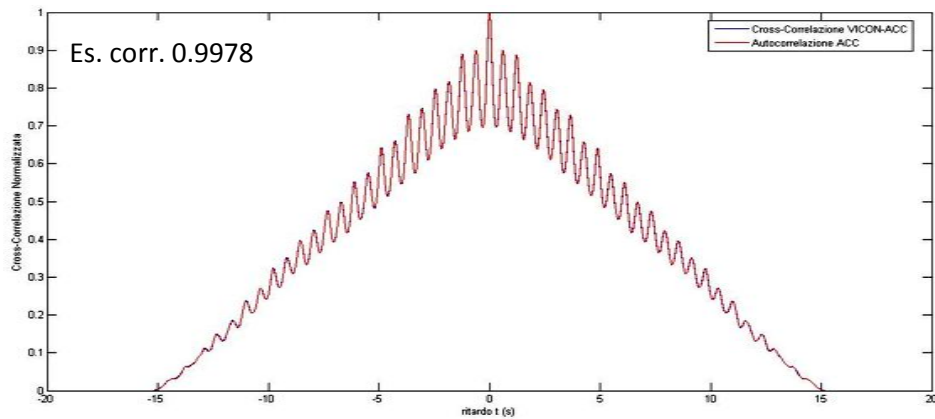


Figura 35 Sovrapposizione dell'auto correlazione MEMS e la cross-correlazione tra il segnale OPTO e MEMS

# Capitolo 3

## **Protocollo sperimentale di acquisizione dati per lo studio di movimenti semplici**

Validata la bontà del sensore accelerometrico si è sviluppato un protocollo per l'analisi di movimenti semplici comuni, tramite i sistemi MEMS e OPTO descritti nel capitolo precedente. Nella prima parte del capitolo si procede allo studio del corretto posizionamento del sensore sul corpo; successivamente si effettueranno delle prove di acquisizione per quattro movimenti, individuati tramite ricerche bibliografiche e interviste, su un gruppo di 10 soggetti presi in esame. Nella seconda parte del capitolo si descrive il procedimento utilizzato per l'analisi dei dati ottenuti, per verificare l'idoneità del dispositivo e della tecnica a rilevare le accelerazioni del centro di massa. Si analizzeranno infine i tracciati accelerometrici ottenuti dal sensore MEMS per creare un set di dati preliminare per i movimenti considerati.

### 3.1.1 Sviluppo del protocollo di acquisizione sperimentale

Per progettare un protocollo di acquisizione dati per sensori indossabili, ci si deve confrontare con diverse soluzioni progettuali. Esiste un compromesso tra il numero di sensori e strumentazioni utilizzate, il costo, l'usabilità e l'applicabilità del protocollo.

Le scelte del progetto devono essere fatte considerando su larga scala gli scopi e la durata del monitoraggio. Nell'ambito dello studio che ci siamo prefissato, ossia il monitoraggio di movimenti ADL (*Activities of Daily Living*), si è fatta da prima una ricerca bibliografica per identificare i possibili gesti motori compiuti più comunemente da soggetti adulti con un'età superiore a 65 anni. Basandosi sulla ricerca di articoli che trattavano tale argomento, abbiamo preso spunto per redigere un questionario che ci potesse meglio indirizzare a comprendere le attività svolte nella quotidianità da persone della terza età.

Nel questionario abbiamo inserito un primo set di informazioni personali di carattere antropometrico (età, peso e l'altezza) da completare. Proseguendo si sono poste domande per raccogliere informazioni sul livello di autonomia funzionale nelle attività di base e strumentali della vita quotidiana. Le domande del questionario sono suddivise in due sezioni; la prima indaga, la capacità di gestire la vita quotidiana in autonomia (camminare in casa, alzarsi e vestirsi, mangiare e lavarsi, fare il bucato, cucinare, fare la spesa, ecc...). La seconda sezione prende in esame il tempo libero e la vita all'aperto. Le domande riguardano la frequenza con cui si esce da casa, attività ricreative (dipingere, fare a maglia, ecc.), sociali (bar, club, giochi di carte), all'aria aperta (camminare, giardinaggio, ecc...), l'esercizio fisico (ginnastica, bicicletta, ecc...), la frequentazione di cinema, teatro, concerti, le attività religiose (messa, ecc...).

## Intervista n° \_\_ soggetto

Età ..... Sesso.....

Altezza.....Peso.....

Quante ore dorme la notte? Il pomeriggio riposa?

Le piace guardare la televisione o preferisce leggere libri, riviste ecc...?

E' autosufficiente per la pulizia personale?

E' lei a svolgere le faccende domestiche, come cucinare o pulire casa?

Esce spesso di casa?

Quali passatempi preferisce di solito? [ giardinaggio, stare con i nipoti ecc ]

Fa sport come ginnastica, lunghe passeggiate ecc... ?

Che luoghi preferisce frequentare? [Chiesa, teatro, Bar, ecc...]

Che mezzi utilizza per muoversi fuori casa ?

Utilizza la bicicletta?

Lei guida l'auto?

### Approfondimento:

(Maggiori dettagli venivano chiarificati durante l'intervista raccogliendo informazioni soggettive riguardanti le abitudini degli intervistati)

.....  
.....  
.....  
.....



Nella tabella 4 sono raccolte le informazioni ottenute dalle interviste e si è cercato di raggruppare i dati in macro attività, ad esempio diversificando i lavori leggeri dai lavori pesanti, dividendo attività come l'igiene personale da attività fisiche come il giardinaggio o le pulizie di casa.

Sono state intervistate sei persone, tre maschi e tre femmine con un'età media di 75,2 anni e deviazione standard di 5,9 anni.

**Tabella 4 Riassunto delle interviste svolte sul campione di 3M – 3F – età 75,2 aa ± 5,9 aa.**

Unità>		cm	Kg	ore								ore			
Soggetto	anni	Altezza	Peso	Lying	Sitting	Standing	Walking	Fare le scale	Chinarsi	Allungarsi	Vestirsi Lavarsi	Guidare l'automobile	Lavori leggeri	Lavori pesanti	Altro
S1	80	175	80	9	4	3	2	si	si	si	si	2	3	1	
S2	81	162	55	12	6.5	1	1	no	no	no	no	no	no	2.5	
S3	77	165	65	8.5	4	1.5	4	si	si	si	no	2	1	3	
S4	80	175	78	7	4.5	2	2	si	si	si	no	1.5	no	6	
S5	68	162	63	8	2	3	4	si	si	si	si	2	1	4	
S6	65	170	63	6.5	4	3	4	si	si	si	si	2.5	2	2	
media	75.2	168.2	67.3	8.5	3.8	2.2	2.8	-	-	-	-	1.7	1.2	-	
Dev.St	5.9	6.0	9.7	1.9	1.6	0.9	1.3	-	-	-	-	0.8	1.2	-	

Ad esclusione del soggetto nr. 2 che si caratterizza per uno scarso livello di mobilità (circa la metà della giornata viene passata in posizione sdraiata e un altro 25% in postura assisa), tutti gli altri soggetti manifestano un buon grado di autonomia e di attività svolte.

Ciò conferma che il monitoraggio indossabile può essere proposta quale potenzialmente interessante soluzione per la raccolta non intrusiva di dati quantitativi sui soggetti anziani. A tal proposito si deve quindi sviluppare un opportuno protocollo strumentale.

### 3.1.2 Scelta del sistema di misura e dei gesti motori da analizzare

Nello sviluppo del protocollo di misura diverse considerazioni possono essere condotte. In primo luogo possiamo analizzare la completezza delle informazioni da raccogliere contro la complessità dell'apparato strumentale: utilizzando un gran numero di sensori si può avere a disposizione un grande numero d'informazioni accurate, riguardanti uno specifico movimento. Comunque quando si vuole monitorare un soggetto che deve autonomamente preparare il dispositivo e non ha confidenza con la strumentazione, è necessario che lo strumento sia di facile utilizzo, confortevole e che non ostruisca per quanto possibile il movimento naturale. Un approccio è quello di montare sensori multipli all'interno del vestiario [41]. Il soggetto dovrà solamente indossare il vestito e i sensori saranno attaccati preventivamente nella posizione corretta. All'aumentare del numero dei sensori aumenterà anche la complessità e il costo del sistema. In aggiunta i vestiti dovranno essere progettati per diverse taglie e per lo specifico movimento da esaminare.

Un tentativo più semplice che abbiamo preso in considerazione è di usare un unico sensore, posizionato in uno specifico punto del corpo. Quest'approccio semplifica notevolmente l'uso e l'invasività dello strumento.

Nell'utilizzare un unico sensore si deve considerare che si riduce anche la quantità delle informazioni che si possono ottenere a riguardo, ma molti articoli della letteratura scientifica dimostrano che malgrado questa limitazione l'informazione utile può comunque essere ottenuta posizionando il sensore vicino al centro di massa del corpo umano (CdM). [12].

Dà queste considerazioni e dai possibili posizionamenti della letteratura (Tabella 5) si è deciso di utilizzare un unico sensore accelerometrico triassiale inserito in una cintura elastica che permetta di mantenere il dispositivo molto vicino alla colonna vertebrale in corrispondenza della vertebra L5, in prossimità del CdM corporeo. Questa scelta permette un facile utilizzo dei bassi costi e non è di intralcio al naturale movimento.

Tabella 5 Metodi e misure per dispositivi accelerometrici dal 1991 al 2003

Year	Author	N	Length (days)	# Sensor/placement	Size (cm <sup>3</sup> )	Mass (g)	Detection success	Motivation and activity recognition	Algorithm and signal processing
1991	Meijer et al. [43]	4 (2M, 2F)	<1	1 waist (lower back)	>1 cm <sup>3</sup> , 192 cm <sup>3</sup>	20 g + 350 g	80%	PA: bench test of accelerometers, instrument variation To detect posture and movement: standing, sitting, lying, moving	Counts/min, mean (for test-retest) Applied thresholds
1993	Veltink et al. [44]	5	<1	1 trunk, 1 upper leg	0.96 cm <sup>3</sup> + logger	3 g + Vitaportlogger	Not reported but visual detection	Activity levels in the elderly (recorded with ECG)	Frequency and amplitude of acceleration over time
1995	Tamura et al. [45]	10 (F)	<1	1 waist, 1 wrist and 1 ankle	344 cm <sup>3</sup> (logger)	1.5 g + 200 g	Not reported but visual detection	PA: static/dynamic activities, stand, sit, lying supine, walking, cycling, ascending/descending stairs, speed of activity	Thresholds, mean values, signal morphology (correlations), cycle times, standard deviations of cycles
1996	Veltink et al. [46]	10 (M)	<1	1 sternum*, 1 shoulder, 1 thigh*, 1 shank (*used)	0.96 cm <sup>3</sup> + logger	1.5 g + recorder	Visual detection (errors—20% some cases)		Time integrals from separate measurement direction (IMA <sub>act</sub> ) versus physical activity (EE <sub>act</sub> , chamber), mean, std deviation, FFTs
1997	Bouten et al. [42]	13 (M)	<1	1 waist, lower back	1.6 cm <sup>3</sup> + 270 cm <sup>3</sup>	0.9 g + 250 g	Correlations (r=0.77 and 0.89) for IMA <sub>act</sub> and EE <sub>act</sub>	PA: bench test of device, correlation of activities of daily living (dressing, walk, lie, desk work, etc.) in respiration chamber to monitor output	Thresholds, video analysis, 1 second resolutions, Psychophysiological effects of benzodiazepines
1998	Bussmann et al. [47]	3 (M)	<1 (twice)	2 upper legs, 2 sternum, HR	1.5 cm <sup>3</sup> + Vitaport1 logger	1.5 g + recorder	88% spontaneous, 96% standard (video to monitor)	Psychophysiological study in the young; static/dynamic activities, 40 activity protocols (sit, lie, stand, walk + variations etc.), ECG	Measured v. observed readings (L <sub>1</sub> distances, standard deviations), resolutions of >20s and >40s
1999	Foerster et al. [48]	24 (M)	<1	1 sternum, 1 wrist, 1 upper thigh, 1 lower leg, HR	0.8 cm <sup>3</sup> + Vitaport2 logger	4 g + 700 g	95.8% posture, 67% ambulation	Ambulatory monitoring: retests, 9 postures (lab ref of sit, lie, walk, stairs, etc.), recordings in real world v. observer, speech activity and heart rate	Addition of integrated outputs for 1 minute resolution
2000	Yoshidai et al. [49]	3	<1	1 centre of abdomen	0.05 cm <sup>3</sup> + 35.1 cm <sup>3</sup>	1 g + 15 g	Visual detection	PA: 11 postures (inc. lying left, right, supine and prone)	Wavelet transform (DWT), optical reference system (Vicon™)
2000	Najafi et al. [50]	11 (6F, 5M)	<1	1 chest	0.05 cm <sup>3</sup>	1 g + logger	99% postural trans. >90% lie/walk	Postures: posture transitions (gyroscope), walking periods	Various length of median filter, window widths and thresholds, mean, energy expenditure (integral area)
2003	Mathie MJ, et al. [51]	26 (7F, 19M)	<1	1 front of waist	63.9 cm <sup>3</sup>	50 g	Sensitivity 0.98, specificity 0.88-0.94	ADL: 11 discrete dynamic activities (sit-to-stand, stand-to-sit, walk), 12 distinct rest periods (stand, sit)	Thresholds to DC (static), thresholds to AC analysis (dynamics), video analysis
2003	Lee et al. [52]	24 (4F, 20M)	<1	1 back	Sensor + sampling equipment and micro-controller	-	Average success rate of 95.1%	PA: 5 static activities (stand, sit, lower head, sit down & lean against, lie supine & prone) and 4 dynamic activities (walk, run up/down stairs)	

### 3.1.3 Scelta dei gesti motori

I gesti motori che si vogliono analizzare in questo studio sono stati scelti considerando sia le ricerche svolte precedentemente in letteratura e nelle interviste, sia considerando le limitazioni imposte dal sistema di misura optoelettronico. Il sistema di misura optoelettronico prevede l'applicazione di marker catarifrangenti sulla pelle del soggetto, questi marcatori limitano la scelta dei gesti da compiere per due motivi, il primo motivo riguarda l'aderenza del marcatore sulla pelle del soggetto in quanto può staccarsi e compromettere l'esperimento; ad esempio se si volesse simulare il riposo notturno i marcatori si staccerebbero a contatto con la superficie del materasso. Il secondo motivo di limitazione dei movimenti che si possono studiare riguarda quei gesti che richiedono l'ausilio di oggetti o mobili, come potrebbe essere ad esempio una poltrona da riposo che potrebbe ostacolare la vista di uno o più marcatori da parte delle telecamere poste solidalmente con la struttura del laboratorio. Le zone d'ombra e il rischio di scollatura dei marker ci costringe a limitare l'indagine dei gesti motori. Da tutte queste considerazioni si è deciso di monitorare i gesti semplici riportati nell'elenco sottostante:

- Piegamenti sulle ginocchia (squat)
- Alzata e seduta su uno sgabello standard (sit to stand-stand to sit)
- Cammino su piano (walking)
- Salita e discesa di gradini standard (stairs up and down)

### 3.1.4 Approfondimento CdM

Il centro di massa nel corpo umano non è un punto anatomico ben identificabile, in quanto esso si trova all'interno del corpo umano, è definito anche come il luogo dove si intersecano i piani del corpo umano, il piano frontale, sagittale e orizzontale. Il centro di massa viene localizzato anteriormente al rachide, a circa il 56% dell'altezza totale da terra. Durante lo sviluppo (figura 36) del corpo umano il centro di massa si abbassa gradualmente, partendo dalla corporatura del feto fino allo sviluppo completo

nell'età adulta; dove si colloca circa all'altezza della vertebra L4-L5 (figura 37). Nella donna il CdM è leggermente più in basso rispetto l'uomo, quindi più vicino all'ultima vertebra lombare L5, questo dipende dalla diversa distribuzione delle masse nei due sessi.

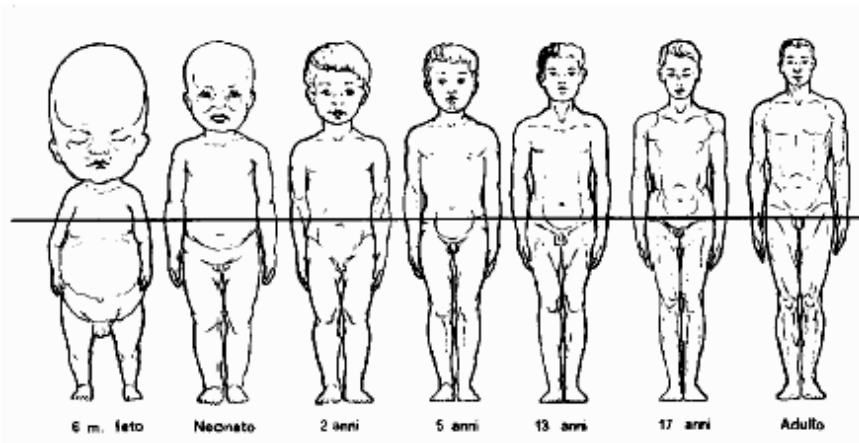


Figura 36 Posizione del centro di massa del corpo umano nelle diverse fasi dello sviluppo

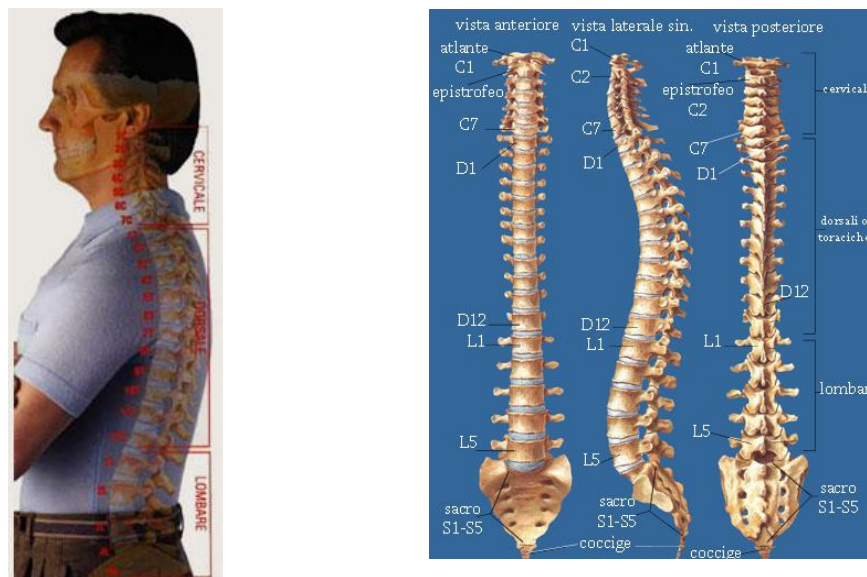


Figura 37 Localizzazione della vertebra lombare L5

### 3.1.5 Soggetti

I soggetti con un valore significativo maggiore per il fine del progetto AAL sono persone anziane, con un'età superiore ai 65 anni. Per questo studio invece abbiamo utilizzato 5 maschi e 5 femmine con un'età compresa tra i 20 e 30 anni. Questa scelta è stata fatta considerando lo stadio di sviluppo del progetto. Lo scopo di questo lavoro, che ora si trova nella fase preliminare, è quello di costituire un database che raccolga l'andamento del segnale accelerometrico proveniente dal sensore posizionato vicino al CdM, per diversi movimenti comuni che si possono verificare in contesti di vita quotidiana ADL. Essendo allo stato attuale prematuro studiare i movimenti direttamente da soggetti anziani, si è optato per una più semplice soluzione che prevede di monitorare e registrare movimenti eseguiti da studenti volontari.

Su ogni volontario sono state effettuate le misurazioni delle caratteristiche fisiche, e sono state riportate nella tabella 6.

La popolazione studiata ha una media di  $26,8 \pm 3,2$  e un indice di massa corporea BMI di  $22 \pm 2,26$ , considerato un valore medio di normopeso.

**Tabella 6** Caratteristiche fisiche del soggetto

Età	aa
Altezza	cm
Peso	Kg
BMI (Body Mass Index)	$\text{Kg/m}^{-2}$
Sesso	

Il calcolo del valore dell'indice di massa corporea BMI è significativo solo nel momento in cui supera il valore soglia di  $30 \text{ Kg/m}^{-2}$ , perché in questo caso si devono considerare errori aggiuntivi nella misura introdotti da artefatti causati da tessuti molli.

## 3.2 Registrazione dei segnali accelerometrici del CdM

### 3.2.1 Strumentazione e metodi

Per la registrazione delle accelerazioni è stato utilizzato il dispositivo accelerometrico contenente il sensore MEMS LIS3L06AL della STMicroelectronics, validato e descritto nel capitolo precedente. Il dispositivo dopo le considerazioni fatte nei paragrafi precedenti, che dichiaravano un corretto posizionamento in prossimità della quarta-quinta vertebra lombare, a causa dell'ingombro dei marcatori è stato collocato sul dorso all'altezza della prima-seconda vertebra lombare, tramite l'ausilio di una cinta elastica come mostrato in figura 38.

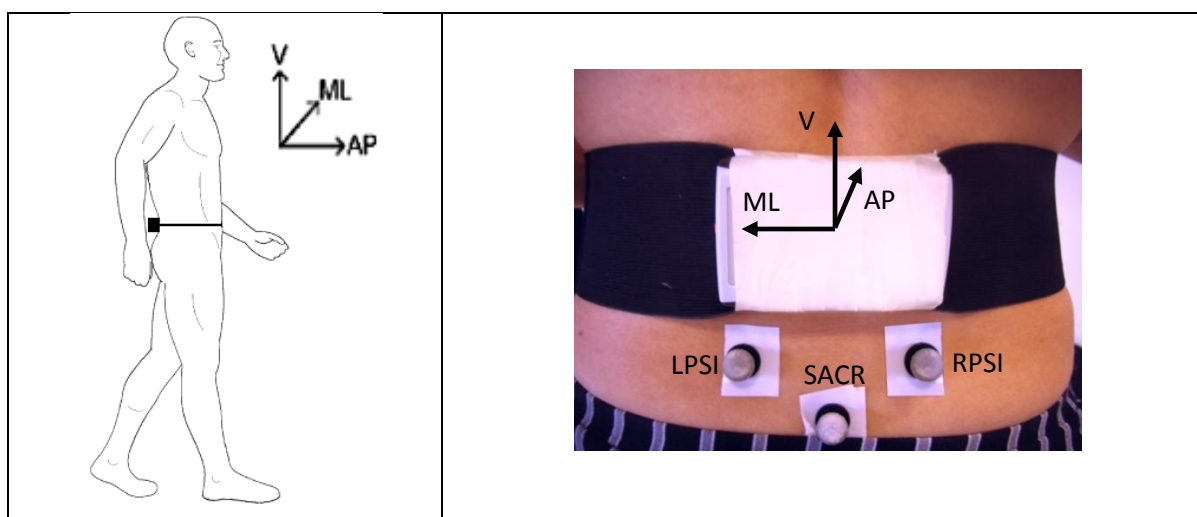


Figura 38 Posizionamento accelerometro sul corpo con la direzione degli assi sensibili e la corrispondenza anatomica dei 3 markers

Come strumento di confronto si è nuovamente utilizzato il sistema optoelettronico Vicon® (Oxford Metrics, UK). Il sistema optoelettronico è in grado tramite l'analisi di acquisizioni total body di ricostruire per mezzo del modello biomeccanico del corpo umano la traiettoria del CdM nelle singole componenti sugli assi: antero-posteriore, medio-laterale e verticale (figura 39). La ricostruzione della traiettoria del centro di massa viene effettuata tramite l'algoritmo che mediante misure antropometriche del soggetto, come altezza peso e spessore degli arti, calcolano tale spostamento nello spazio tridimensionale.

Il modello utilizzato prevede la disposizione di 30 marcatori passivi in punti anatomici specifici del corpo secondo uno schema di plug-in-gait marker placements di figura 40 riportata di seguito.

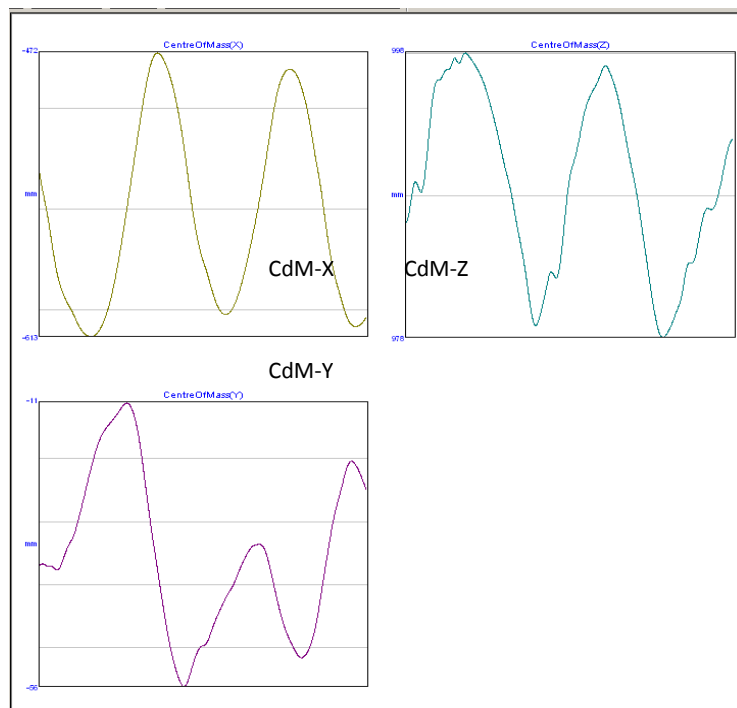


Figura 39 Traiettorie centro di massa nei tre assi

Per semplificare la procedura sono stati applicati solamente i marcatori principali per il calcolo del modello biomeccanico, tralasciando i marcatori ridondanti e della testa. [notazione: L (sinistri), R (destri)]

Sono stati utilizzati i punti:

Tronco: C7 T10 CLAV STRN LBAK

Arti superiori: SHO ELB WRA WRB FIN

Bacino: L/R PSI L/R ASI e SACR

Arti inferiori: L/R THI L/R KNE L/R TIB L/R ANK L/R HEE L/R TOE

Ad ogni soggetto oltre le caratteristiche fisiche principali come altezza e peso, sono indispensabili per il calcolo del modello biomeccanico anche alcune misure di lunghezza e spessore, di specifici segmenti anatomici; le misure sono bilaterali.



Le misure antropometriche sono:

- lunghezza avambraccio-mano, dal gomito alla punta mano distesa
- spessore gomito, polso e mano
- lunghezza gamba, dalla cresta iliaca alla caviglia
- spessore ginocchio e caviglia
- spessore spalla, dal centro di rotazione della spalla all'acromion

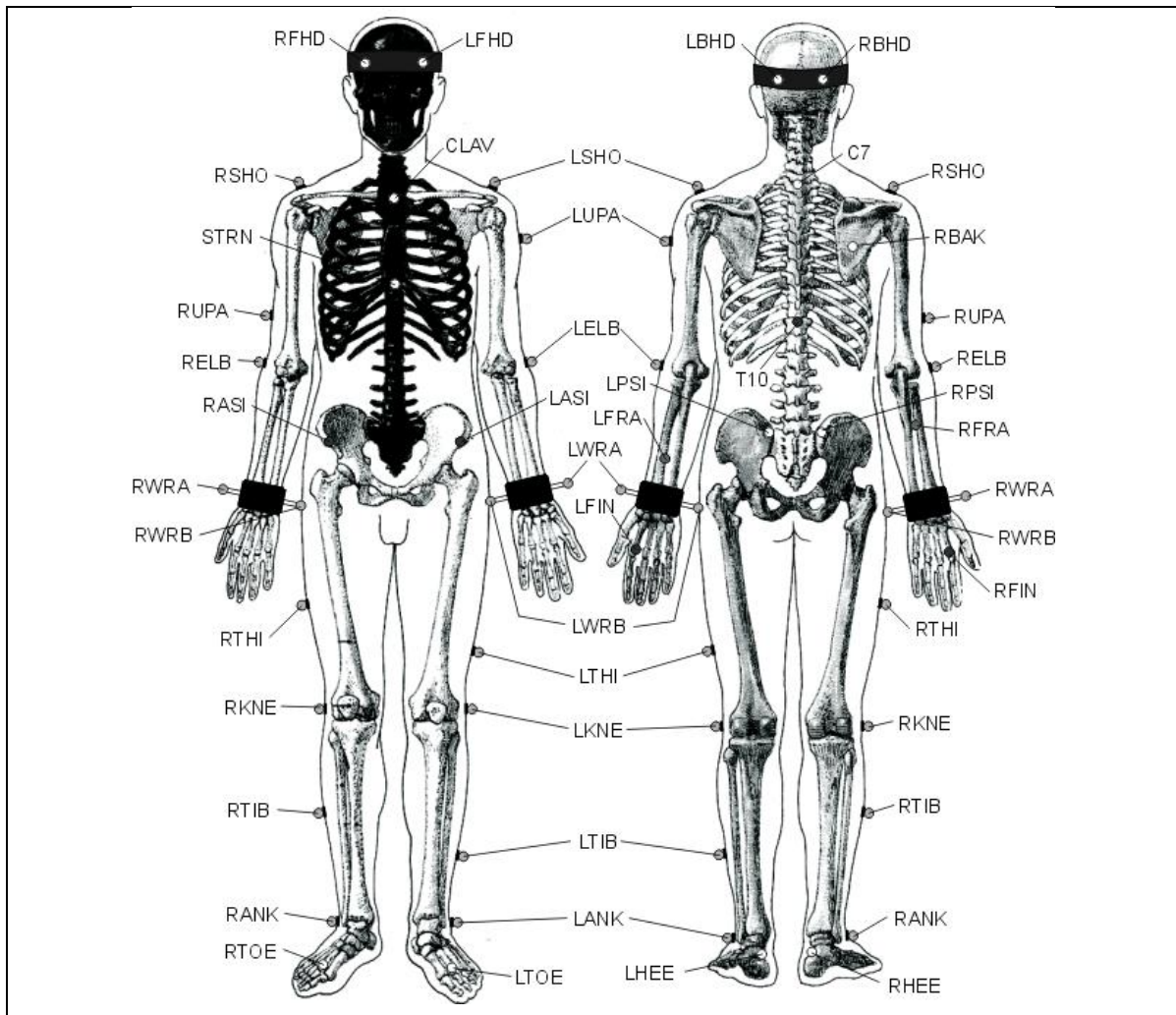


Figura 40 Plug-in-Gait Marker placement second il protocollo di implementazione del sistema VCICON

### 3.2.2 Acquisizioni

Conclusa la fase di preparazione e misurazione del soggetto, si procede con l'acquisizione dei segnali. Ogni soggetto deve compiere i movimenti secondo lo schema riportato di seguito:

- 1 Rimane in posizione eretta per cinque secondi, questa prova viene eseguita per impostare l'etichettatura dei marcatori nella workstation Vicon® .
- 2 Compiere una serie da quattro piegamenti sulle ginocchia con un'intensità del movimento spontanea
- 3 Sedersi su uno sgabello standard e rialzarsi fra ponendo una breve pausa tra una postura e l'altra per tre ripetizioni dell'intero ciclo
- 4 Camminare alla propria velocità personale in direzione frontale attraverso l'area di rilevazione optoelettronico
- 5 Salire due gradini con altezza e pedata standard, rispettivamente 18 cm e 30 cm (figura 41) e ridiscenderne alla propria velocità e intensità rimanendo fermi in posizione eretta sul gradino più alto.



Figura 41 Pedana a gradini standard

### 3.2.3 Costruzione del database dei segnali rilevati

I segnali vengono salvati in un database composto come nella tabella 7. Ad ogni movimento viene assegnato un codice che indica in numero progressivo del soggetto [S00x], il numero delle ripetizioni della prova per ogni soggetto [P00y] e il numero indicante il tipo di movimento svolto.

**Tabella 7 Prove per il posizionamento**

N° prova	Codice	Movimento
1	S00X-P0Y-01	Acquisizione statica
2	S00X-P0Y-02	Piegamenti sulle ginocchia (Squat)
3	S00X-P0Y-03	Sedersi e rialzarsi da uno sgabello standard
4	S00X-P0Y-04	Cammino su piano
5	S00X-P0Y-05	Salita e discesa di gradini standard

### 3.2.4 Elaborazione segnali sperimentali:

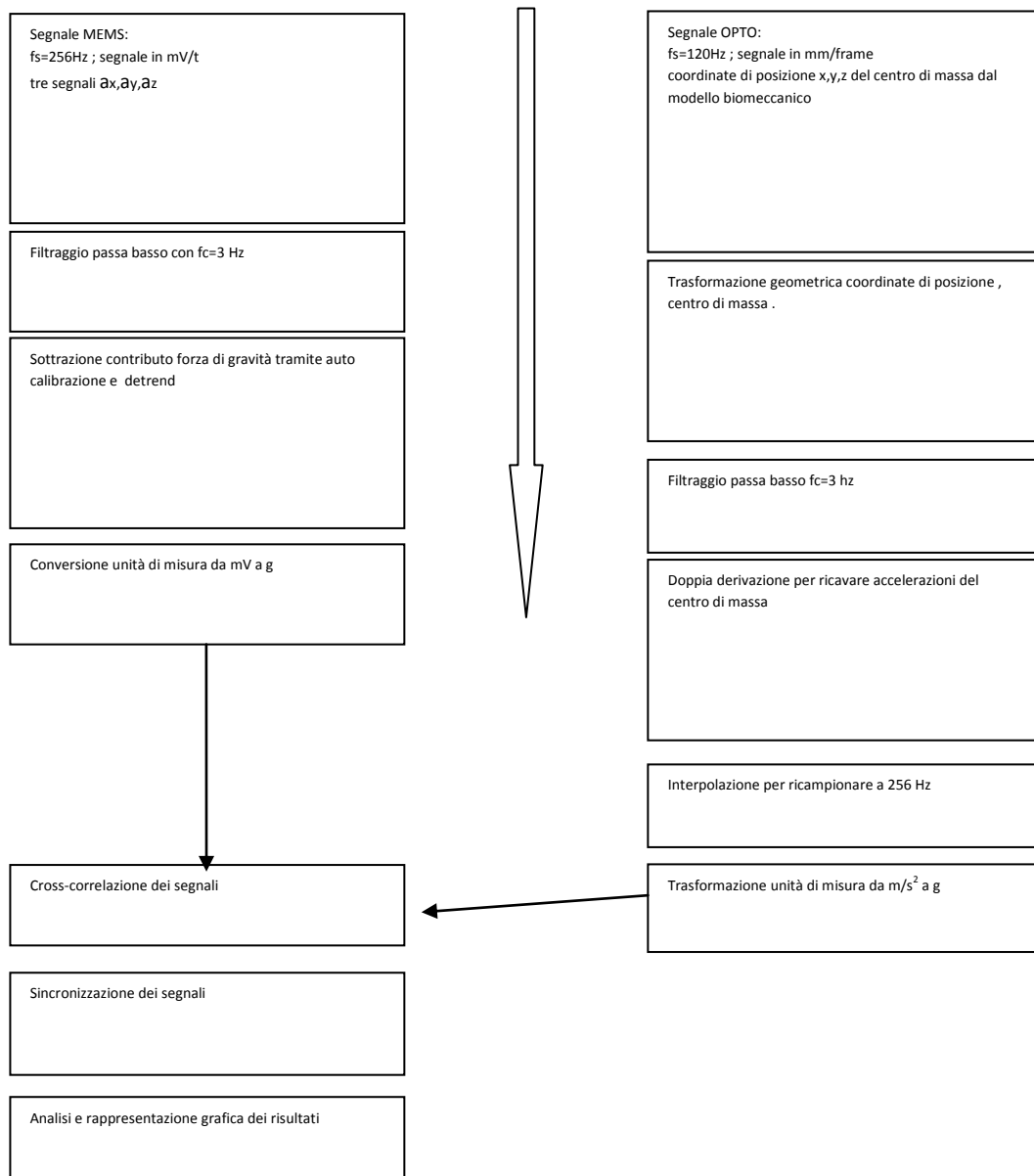


Figura 42 Flusso di elaborazione segnali

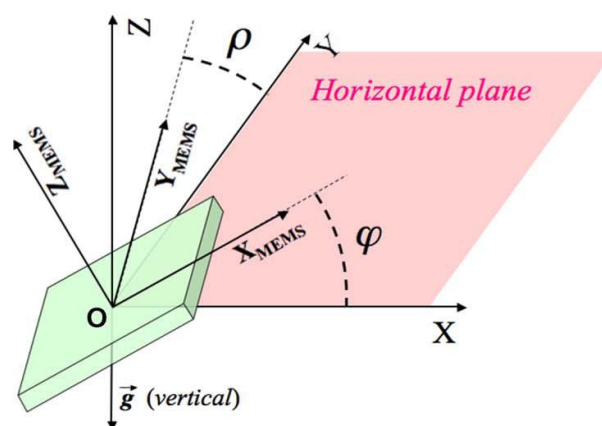
### 3.2.5 Elaborazione dei segnali

I segnali acquisiti vengono elaborati con un programma creato appositamente in ambiente Matlab<sup>®</sup>, composto da due fasi . Nella prima fase si esegue la conversione dei dati di misura, il segnale accelerometrico MEMS viene convertito da mV/t a g/t, mentre il segnale optoelettronico viene convertito da

mm/frame a g/t. Successivamente entrambi i segnali vengono processati con un filtro Butterworth passa basso del 3° ordine con frequenza di taglio a 3 Hz, come già ampiamente utilizzato in molteplici casi di studio di analisi del movimento con dispositivi simili. Questo riduce l'errore e migliora il rapporto segnale rumore che permette una migliore visualizzazione della componente accelerometrica dovuta al gesto motorio.

Per migliorare il segnale proveniente dal MEMS si effettua la correzione tramite gli angoli  $\varphi$  e  $\rho$  (vedi figura 43) calcolati con le equazioni 1 e 2. Le variabili delle equazioni vengono stimate mediante l'analisi statica del segnale. La componente statica si ricava filtrando le componenti: accAP, accML e accV tramite un filtro Butterworth del 3°ordine con una frequenza di taglio di 0.1 Hz. [42].

Utilizzando le relazioni 3,4 e 5 ricavate dal diagramma di figura 28 di pagina 54 si riesce a correggere un eventuale mal collocamento del dispositivo durante la prova.



Angoli  $\varphi$  e  $\rho$  che descrivono l'orientazione dell'accelerometro MEMS rispetto al sistema di riferimento assoluto avente l'asse Z orientato parallelamente al vettore gravità. Il sistema di riferimento locale del sensore MEMS è indicato come [0-XMEMS, -YMEMS, -ZMEMS]

Figura 43 Angoli  $\varphi$  e  $\rho$

Equazioni per la correzione statica della forza di gravità data dalla collocazione del dispositivo:

equazione. 1

$$\varphi = \arctan\left(\frac{ax}{\sqrt{ay^2 + az^2}}\right)$$

equazione. 2

$$\rho = \arctan\left(\frac{ay}{\sqrt{ax^2 + az^2}}\right)$$

ax=accAPr ; ay=accMLr ;

az=accVr

r=rilevata

equazione.3

$$accAPvera = \frac{accAPr - \sin(\varphi)}{\cos(\varphi)}$$

equazione. 4

$$accMLvera = \frac{accMLr - \sin(\rho)}{\cos(\rho)}$$

equazione. 5

$$accVvera = 1 - [\sin(\varphi) + \sin(\rho)]$$

Otteniamo così i segnali del dispositivo senza il contributo di gravità:

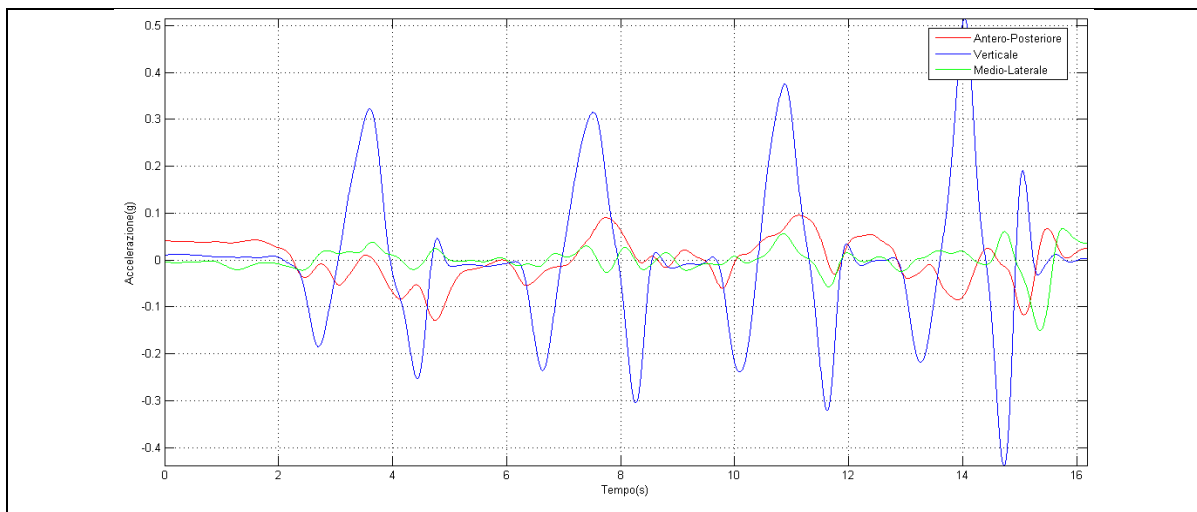


Figura 44 Tracciati MEMS filtrati e corretti con angoli  $\phi$  e  $\rho$

Nella seconda fase del processo di elaborazione vengono sincronizzati e confrontati i segnali. Con il dispositivo utilizzato per lo studio non si possono confrontare i segnali nelle singole componenti A-P, M-L e V. In quanto risulta difficile individuare correttamente il contributo della forza di gravità su ogni singolo asse utilizzando i calcoli fin qui svolti. Per separare correttamente le componenti si deve integrare nel sistema di misura almeno due giroscopi che

calcolino correttamente l'inclinazione rispetto il piano orizzontale degli assi X,Y ossia gli angoli  $\varphi$  e  $\rho$ .

Per questo motivo il confronto tra le accelerazioni viene fatto utilizzando l'andamento del valore assoluto delle accelerazioni, dopo aver preventivamente effettuato il detrend sulle singole componenti del segnale MEMS per eliminare completamente il contributo della forza di gravità. Il calcolo del valore assoluto viene eseguito con la nota relazione:

$$a_{tot} = \sqrt{a_x^2 + a_y^2 + a_z^2}$$

Il segnale proveniente dal sistema optoelettronico è insensibile alla forza di gravità, quindi si calcola senza correzioni il valore assoluto con la medesima equazione utilizzata per il sensore MEMS; i valori di accelerazione sono riportati in figura 45.

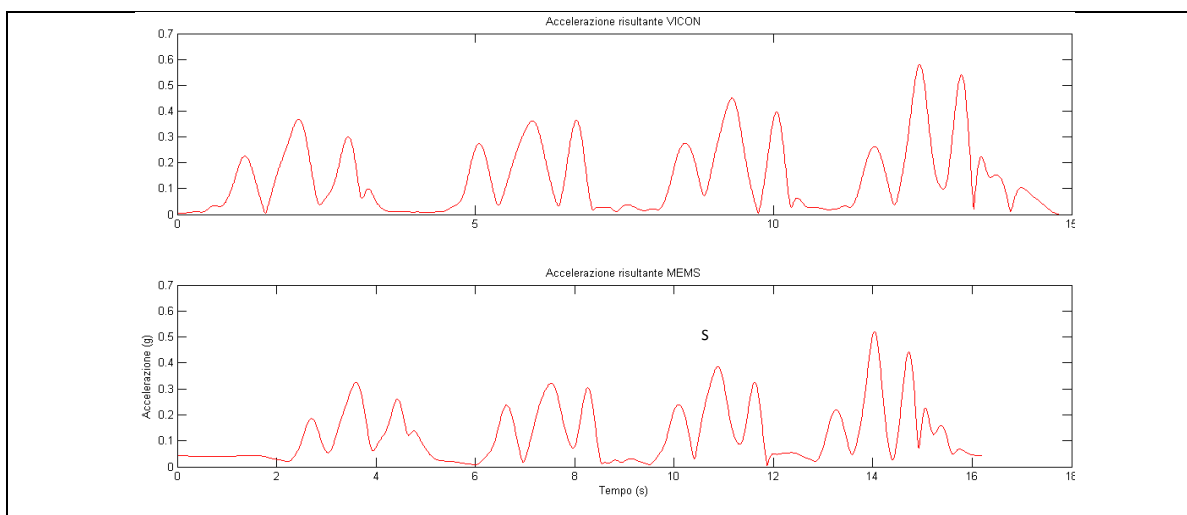


Figura 45 Accelerazioni assolute a confronto

Calcolate le accelerazioni assolute si deve ri-campionare i segnali alla stessa frequenza (frequenza scelta 256) per permettere il confronto; si deve inoltre sincronizzare i segnali ed effettuare il taglio per avere segnali con lo stesso numero di campioni per il calcolo della correlazione; per le prove 2 e 3 si effettua tramite la selezione manuale del punto di inizio dei segnali e si tronca il segnale più lungo al numero di campioni del segnale più corto, successivamente si calcola il ritardo di fase con la misura dell'ampiezza tra

picco di correlazione OPTO,MEMS e il picco di autocorrelazione del segnale MEMS, come evidenziato nel capitolo due pagina 57 figura 33.

Nelle prove dei gesti motori 4 e 5 (cammino ; scalini) il segnale OPTO ha una durata molto inferiore rispetto il segnale MEMS, questo perché l'area di rilevazione del Vicon® è di 2m x 2m; per permettere ai soggetti di compiere i movimenti con velocità naturali, devono iniziare il cammino da una posizione esterna all'area di rilevazione, così da consentire una adeguata accelerazione del cammino prima di entrare nel campo visivo del sistema optoelettronico. Per effettuare la correlazione si deve quindi procedere al taglio del segnale più lungo. Per effettuare il taglio del segnale si è ricorsi identificando la lunghezza N del segnale più breve (optoelettronico) e tramite una finestrazione mobile sul segnale più lungo si calcolava la correlazione di ogni finestra tra i due segnali, estraendo la finestra di segnale MEMS avente la correlazione maggiore, vedi figure sottostanti (figura 46). I segnali ottenuti hanno una correlazione superiore al 95% (figura 47).

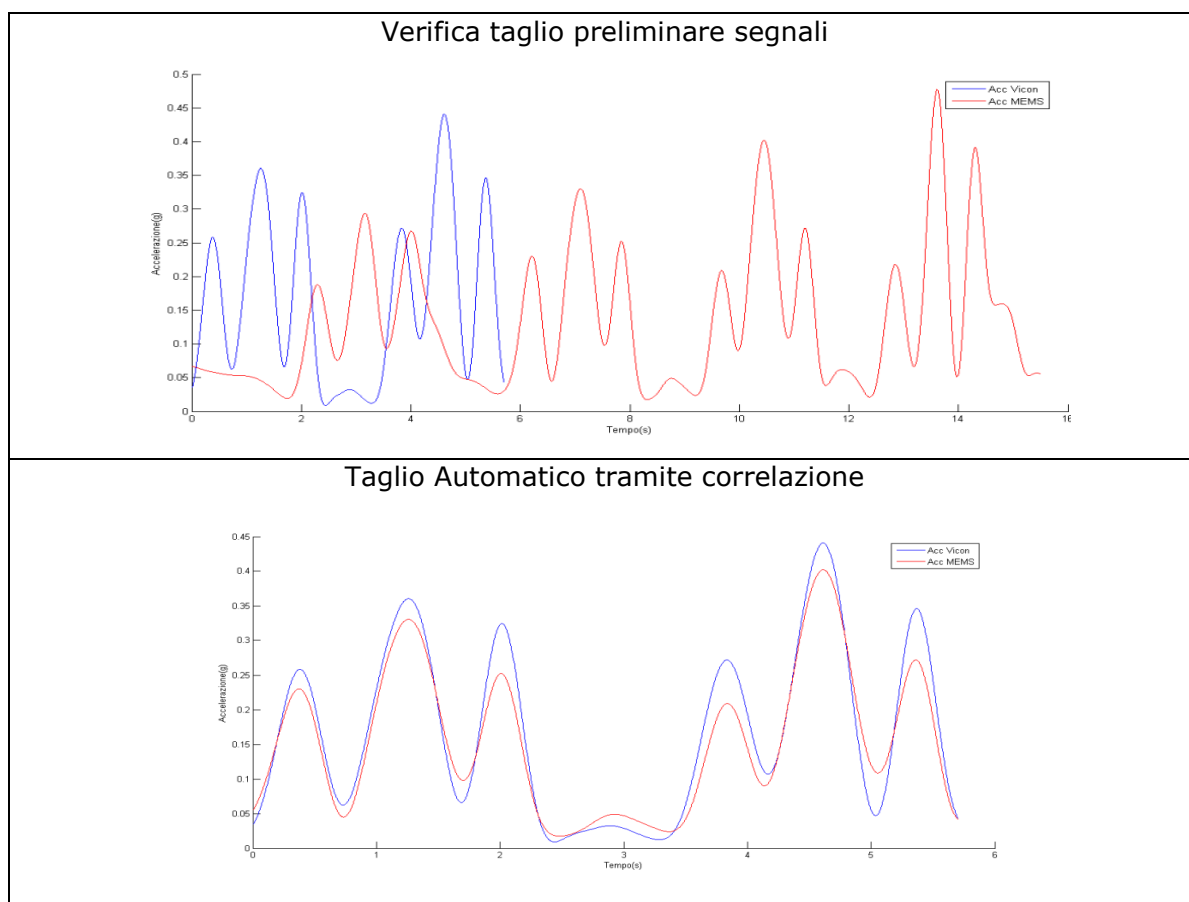


Figura 46 Taglio e sincronizzazione segnali: rosso MEMS, blu Vicon



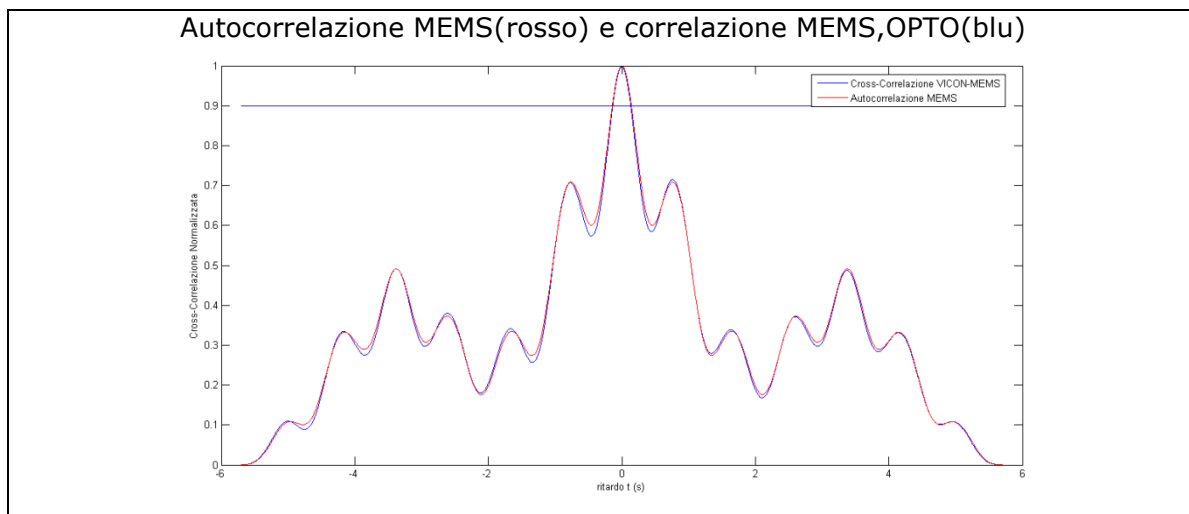


Figura 47 Diagramma di correlazione

### 3.2.5 Creazione del set dati per movimenti semplici

Data l'alta correlazione riscontrata nei segnali analizzati precedentemente; è giustificato l'uso dei tracciati accelerometrici del dispositivo MEMS per creare un set dati contenente il segnale medio e la sua deviazione standard per il gruppo di soggetti presi in esame in questo studio preliminare per ognuno dei quattro gesti motori. A tale scopo è stato realizzato un terzo programma in ambiente Matlab<sup>®</sup>, che analizza e crea un set dati di tutte le accelerazioni registrate dai volontari e suddiviso in quattro sezioni una per ogni gesto analizzato. Il set dati accelerometrico è sviluppato tramite un algoritmo ad hoc che taglia e sincronizza tutti i segnali dello stesso gruppo di movimenti, con un campione di riferimento. L'algoritmo infine ricava la media e la deviazione standard di tutto il gruppo. I segnali più disturbati che hanno una correlazione con il riferimento minore di 0.95 vengono scartati per ridurre l'errore di stima della media e DS (deviazione standard). Infine vengono salvati i risultati e visualizzato graficamente l'andamento del centro di massa nel ciclo del movimento considerato.

# **Capitolo 4**

**Discussione risultati**

**&**

**Sviluppi futuri**

In questo capitolo si discutono i risultati ottenuti dalle prove sperimentali svolte sui soggetti e si propongono delle metodiche per migliorare lo studio dei movimenti quotidiani.

#### 4.1 Discussione dati di validazione assoluta

Dalle analisi svolte sui segnali ottenuti nelle prove di validazione assoluta del sensore MEMS è emerso che il dispositivo è congruente al sistema di confronto gold standard utilizzato. Nella tabella 9 si riportano i valori di correlazione tra i segnali e il valore dell'errore relativo medio percentuale tra le due misure. In aggiunta per confermare l'ipotesi nulla  $H_0$  (le due distribuzioni siano mediamente uguali) è stato eseguito il t-test sulla popolazione dei picchi massimi rilevati sul segnale (figura 48).

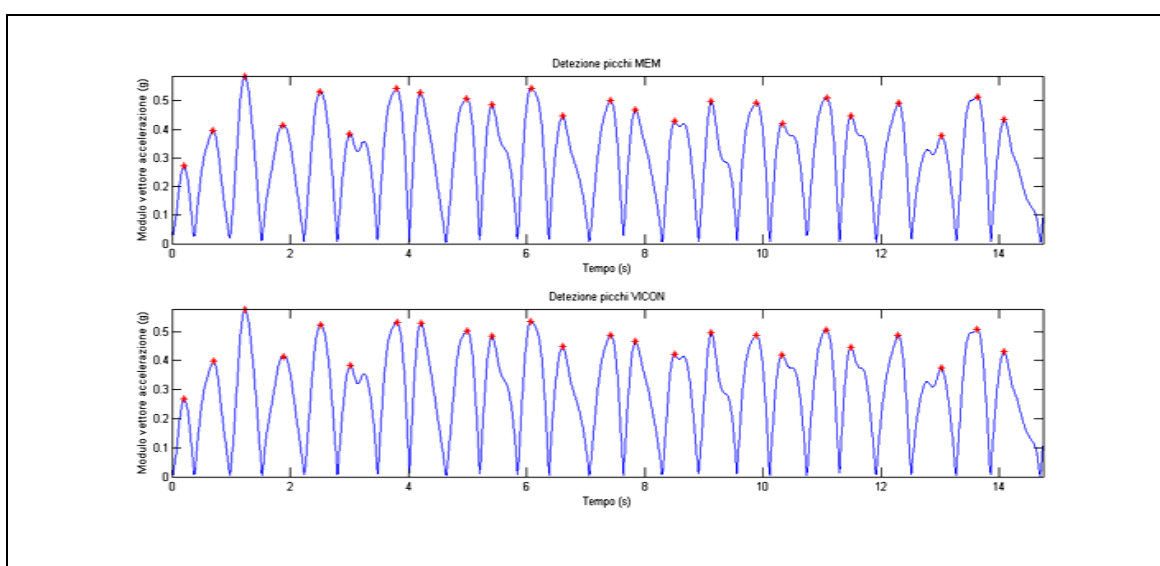


Figura 48 Rilevamento dei picchi massimi

Dal test è emerso che l'ipotesi nulla  $H_0$  non può essere rifiutata con un livello di significatività  $\alpha$  di 0.05, ossia che le due distribuzioni siano mediamente uguali può essere rifiutata in 5 casi su 100. I valori ottenuti del P-value, il più piccolo livello di significatività che porterebbe al rifiuto dell'ipotesi nulla  $H_0$ , sono riportati in tabella 9. I valori di picco delle accelerazioni non superano mai il valore di 0.8 g, quindi al di sopra di questo valore non si può assicurare la stessa coerenza dei dati di pariteticità calcolati. Per il nostro obiettivo tuttavia sono validissimi in quanto i valori di accelerazione di movimenti semplici non superano questo valore [15]. I dati riportati in rosso indicano che l'ipotesi nulla può essere rifiutata con un livello di significatività  $\alpha$ ; ma la correlazione è molto elevata e l'errore è circa del 15% questo potrebbe

suggerire che le prove siano state svolte posizionando male il sensore sul carrello con inclinazione 30° e 60°, i dati ricavati dallo stesso asse con angolazione 0° invece sono soddisfacenti e questo avalla l'ipotesi precedente.

**Tabella 8** Correlazione tra i due segnali, errore relativo medio percentuale, valore del p-value

Asse	Angolo a 0°			Angolo a 30°			Angolo a 60°		
	Corr. %	P-value	Err.m%	Corr. %	P-value	Err.m%	Corr. %	P-value	Err.m%
(X)V	99,93%	0.827	0.976	99,90%	0.817	1.20	99,91%	0.710	1.922
(Y)ML	99,96%	0.4514	3.206	99,77%	0.914	0.448	99,93%	0.962	1.19
(Z)AP	99,76%	0.993	0.631	99,96%	<0.05	13.658	99,93%	<0.05	14,251

Il valore dell'errore relativo medio percentuale, tra i moduli dei segnali, è calcolato tramite l'equazione 6. Si noti che gli errori calcolati sono mediamente inferiori all' 1,5% questo rivela che per movimenti a bassa intensità gli strumenti misurano moduli di accelerazione comparabili, pur non avendo la stessa sensibilità. [Per lo sviluppo del dispositivo sarebbe utile verificare se gli errori tra i due strumenti di misura si mantengano entro il 5% anche per valori del modulo delle accelerazioni maggiori a quelli testati in questo lavoro].

$$\text{equazione 6) } E_{\text{relativo}} = \frac{E_{\text{ass}}}{Acc_{\text{OPTO}}} \quad ; \quad E_{\text{ass}} = |\text{Acc}_{\text{MEMS}} - \text{Acc}_{\text{OPTO}}|$$

#### 4.2 Discussione dati del protocollo sperimentale

I segnali rilevati e analizzati nel protocollo sperimentale hanno evidenziato che i due strumenti di misura riescono a rilevare l'andamento del CdM con una correlazione tra i due sistemi di misura sempre maggiore del 95% . Il valore medio dell'errore relativo percentuale, dell'andamento del modulo delle accelerazioni, presenta valori compresi tra il 20% e il 30%, con picchi più significativi su alcune prove. L'errore relativo è più elevato dove la tangente alla curva è uguale a zero.

I motivi per cui l'errore relativo è così elevato possono essere molteplici. Una parte dell'errore sicuramente è dovuto al posizionamento del sensore all'altezza compresa tra le vertebre L2-L3, dove il dispositivo misura l'accelerazione di quel segmento di schiena a cui è connesso, mentre il punto virtuale che rappresenta il CdM è collocato in una zona bassa e interna al bacino.

Per quanto riguarda il segnale optoelettronico si può dire che il sistema stima il CdM da un modello matematico che assume i segmenti corporei rigidi e comunque utilizza dati e tabelle antropometriche per il calcolo del baricentro, non considerando la soggettività della distribuzione di massa di ogni individuo. Questo comporta che la misura indiretta dell'accelerazione del CdM è affetta da errore di modellizzazione e calcolo numerico. Fatto sta che comunque l'accelerometro ha una sensibilità maggiore verso la misura dell'accelerazione rispetto al sistema Vicon<sup>®</sup> utilizzato, che ha una incertezza sulla misura degli spostamenti di 0.6 mm (dato di calibrazione del sistema) e questo influisce sulla sensibilità da parte del sistema di rilevare piccole accelerazioni; senza considerare possibili artefatti dovuti al movimento della cute, che comporta errori nella ricostruzione del modello biomeccanico. Le possibili cause di errore sono molte ed è difficile individuare i singoli contributi sui segnali per effettuare la correzione numerica o per migliorare il protocollo di acquisizione.

Ciò nonostante gli errori massimi calcolati sul tracciato, al fine della proposta di un monitoraggio quantitativo continuo, si è scelto di lasciare il tracciato invariato, quale worst case che potrebbe manifestarsi. In aggiunta si consideri che per il riconoscimento dei movimenti la caratteristica del segnale più rilevante è il suo andamento; altro discorso sarebbe invece se la finalità fosse il calcolo dell'intensità del movimento che è strettamente correlata al modulo dell'accelerazione.

Si deve inoltre considerare che il centro di massa corporeo è un punto virtuale e la sua posizione non può essere collocata in un punto materiale definibile con certezza.

In tabella 10 sono riportati i valori di correlazione dell'andamento tra i due segnali e l'errore relativo medio percentuale, calcolato sui moduli delle accelerazioni. Viene riportato anche il valore del P-value calcolato tramite test-t sui picchi di accelerazione massima rilevati sui due segnali con un valore di significatività alpha di 0.05, e ipotesi nulla  $H_0$ .

**Tabella 9 Correlazione tra i segnali Opto e MEMS e errore relativo medio percentuale tra le misure**

Movimento analizzato	Correlazione % tra i segnali	Err. medio. %	P_value
Piegamenti sulle ginocchia	99,70%	11.30% ±15.96%	0.668
Seduta e alzata da uno sgabello	95,38%	29,47% ±24.13%	0.157
Cammino	99,67%	16.07% ±8.61	0.352
Salita e discesa di gradini	97,07%	14.28% ±16.47%	0.539

Il movimento più difficile da confrontare tra i quattro scelti è la seduta e l'alzata dalla sedia e mostra l'errore più alto, questo potrebbe dipendere dalla complessità del movimento. Se guardiamo le singole componenti comunque si nota che gli andamenti in direzione verticale sono paragonabili vedi figura 49. L'utilizzo delle singole componenti è un dato solamente quantitativo in quanto il dispositivo è sprovvisto di giroscopi per la sottrazione della forza di gravità nei tre assi sensibili.

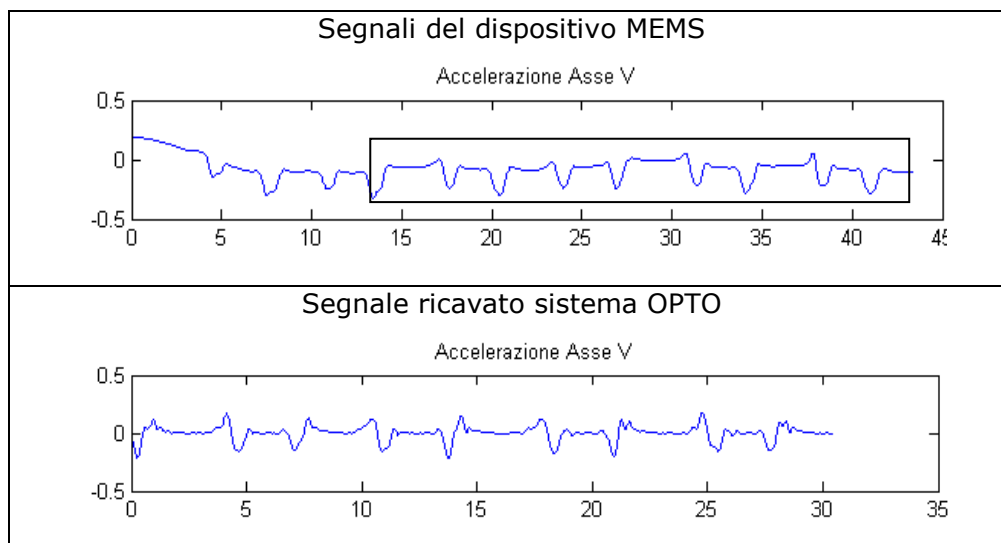


Figura 49 Segnali nella singole componenti

### 4.3 Grafici sugli errori puntuali tra le misure

Di seguito vengono riportati nei grafici di figura 50 e 51 l'andamento dell'errore relativo calcolato punto a punto tra i due tracciati. Da queste immagini si può vedere dove si concentrano gli errori maggiori che sembrano essere posizionati nella fase di standing tra un movimento e il successivo, questo si nota bene nei grafici di: piegamenti sulle ginocchia e seduta.

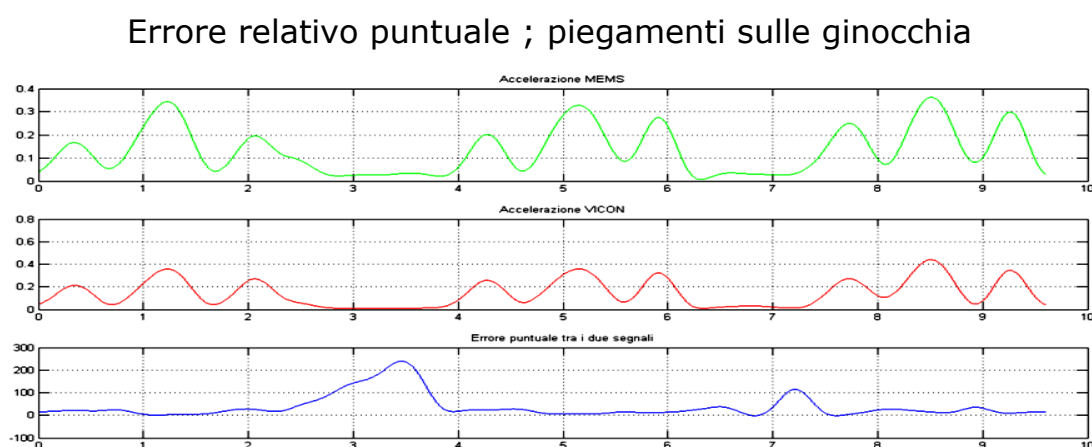
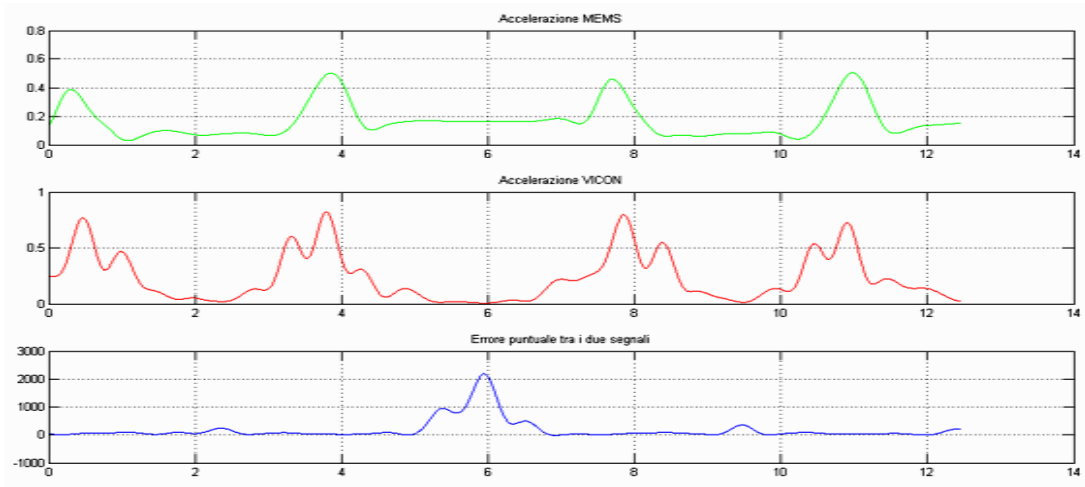
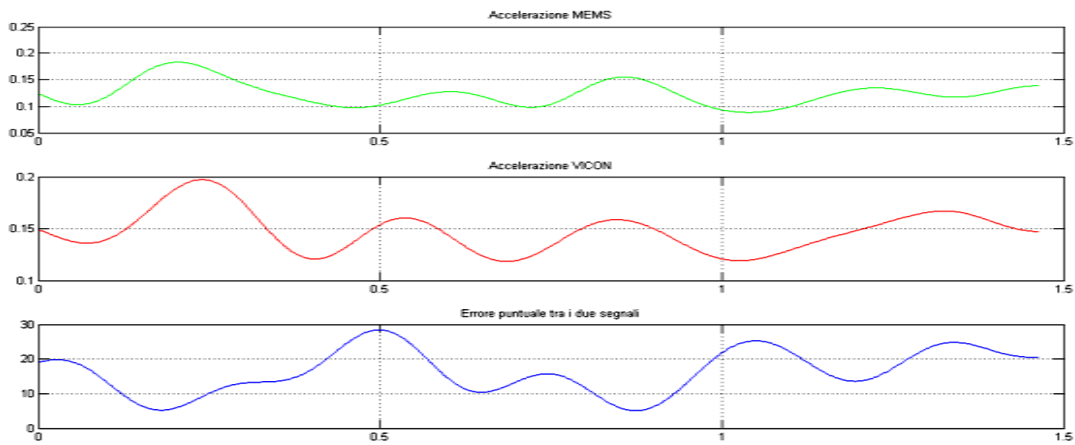


Figura 50 Andamento a confronto dell' errore relativo puntuale e dei segnali MEMS e OPTO

### Errore relativo puntuale ; Seduta



### Errore relativo puntuale ; Cammino



### Errore relativo puntuale ; Salita e discesa di gradini

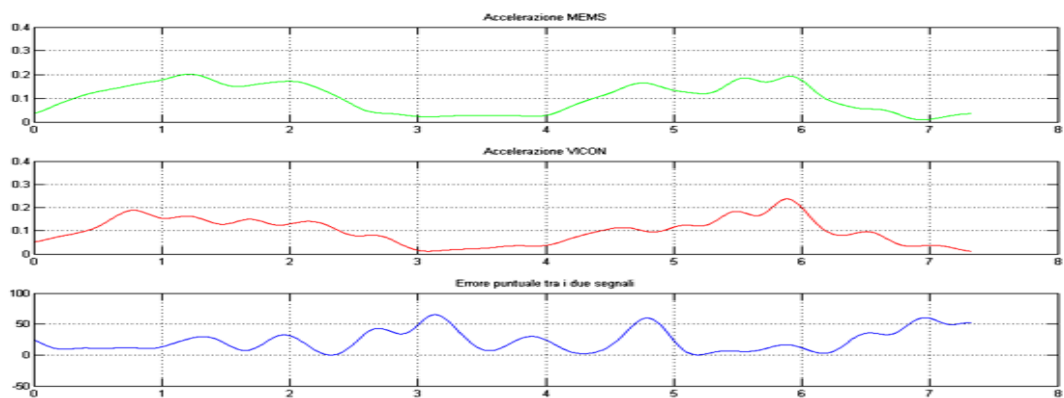


Figura 51 Andamento a confronto dell' errore relativo puntuale e dei segnali MEMS e OPTO



Si nota che il contributo maggiore dell'errore è presente in particolare nei tratti poco significativi dell'attività motoria e sono stati eliminati con opportuna finestratura, così da ottenere dati migliori più veritieri.

I picchi d'errore sono dovuti al fatto che i sensori hanno sensibilità diverse; quando si registra l'accelerazione in posizione eretta in fase statica l'accelerometro MEMS è più sensibile alle accelerazioni del sistema optoelettronico. Questo comporta che nel calcolo dell'errore relativo (eq. 6 pag 83) il denominatore (segnale OPTO) sia prossimo a zero, mentre il numeratore (segnale MEMS - segnale OPTO) è maggiore di zero così da far aumentare significativamente l'errore. In prospettiva di un monitoraggio quantitativo continuo con il solo monitoraggio del dispositivo accelerometrico, ci dovremmo aspettare degli errori contenuti nell'errore relativo medio  $\pm ds$ , di tabella 10.

#### 4.4 Visualizzazione del set di dati per movimenti semplici

Le correlazioni comunque sono soddisfacenti e si è proceduto al calcolo del set di dati preliminari sui movimenti semplici considerati in questo studio. Di seguito sono riportati i grafici (figura 52 e 53) che mostrano l'andamento della media (linea rossa) tra più segnali, dello stesso movimento, e viene indicata la deviazione standard puntuale in blu.

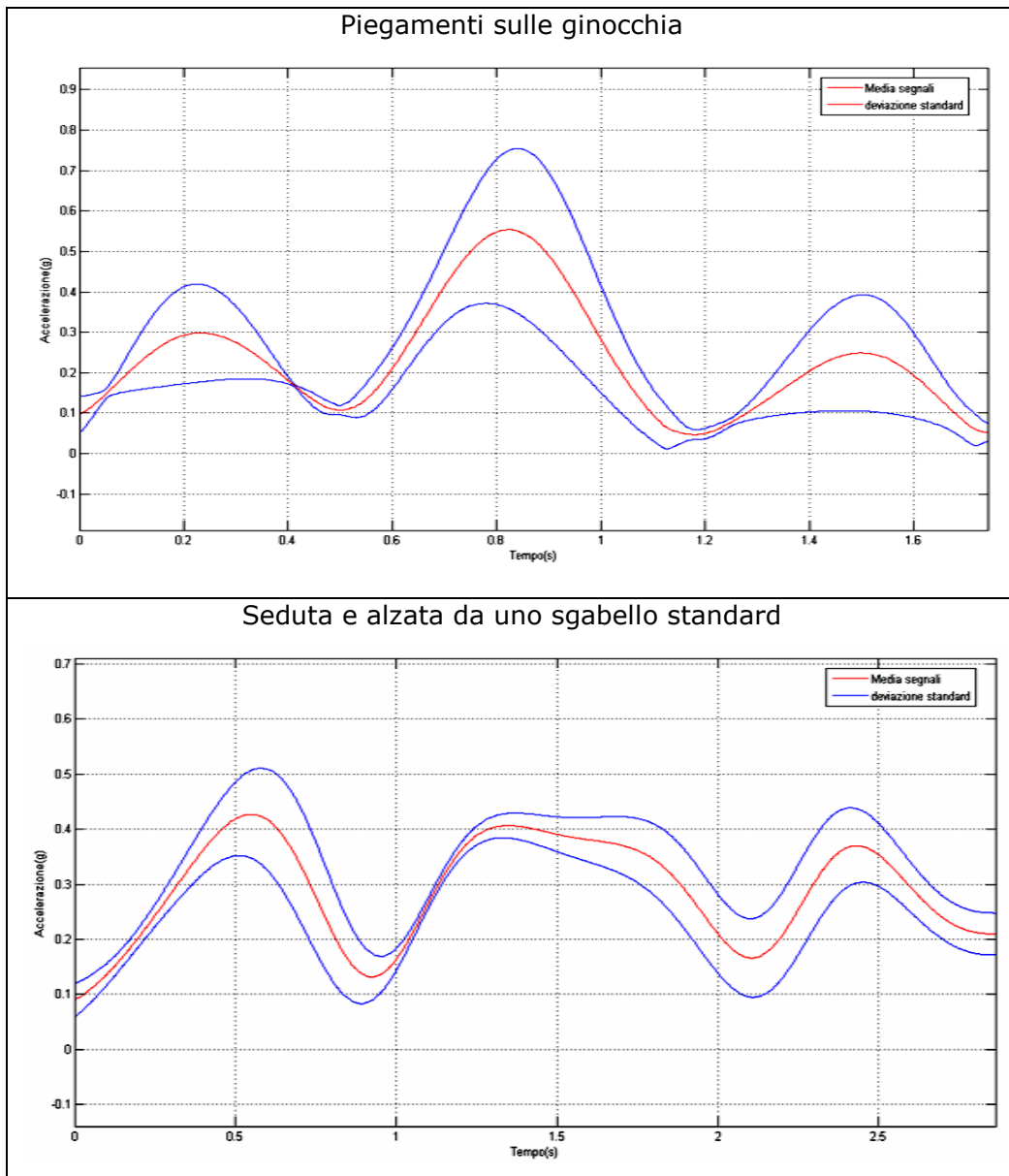


Figura 52 Andamenti del tracciati della media e DS per i gesti di piegamenti e seduta

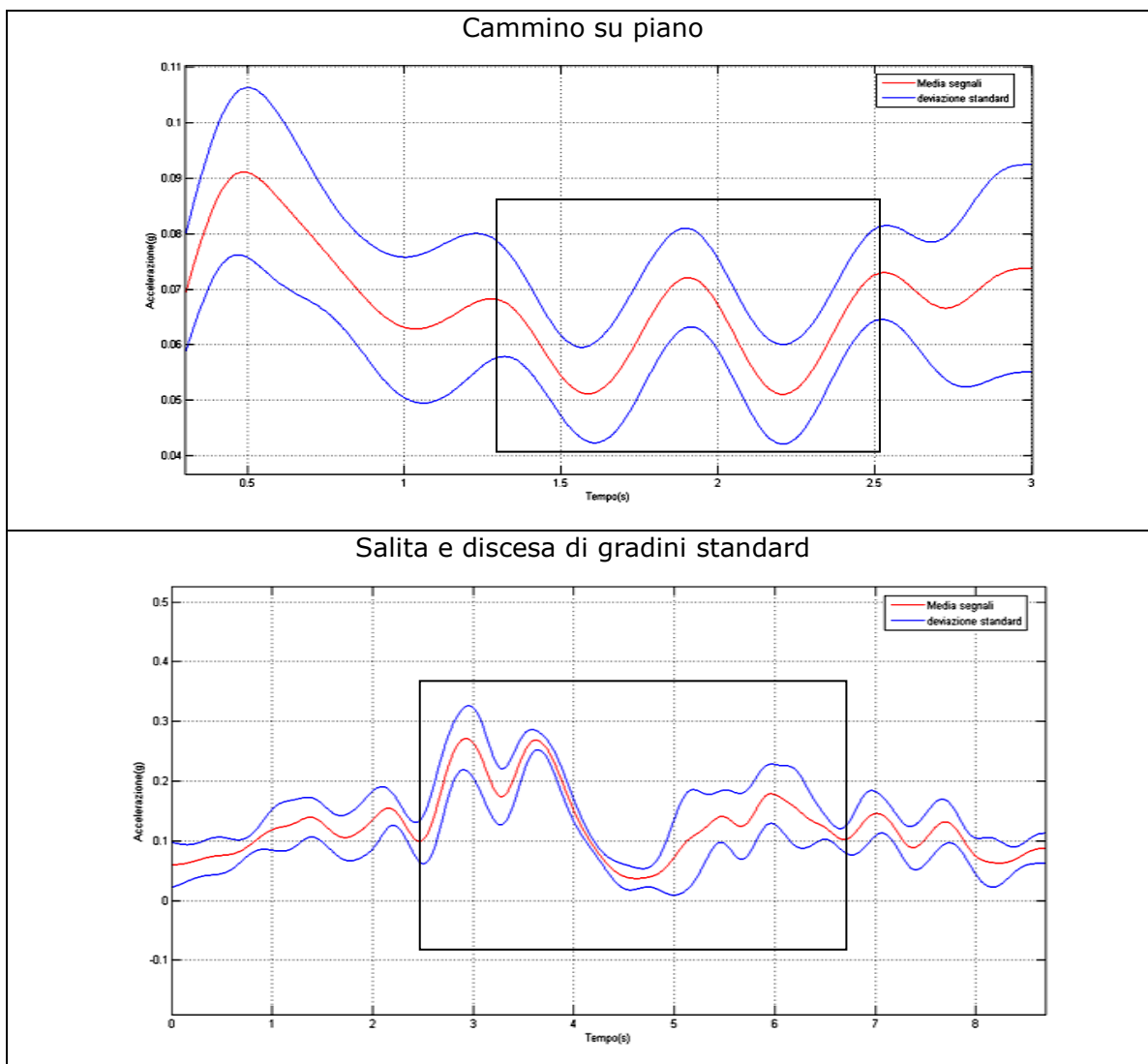


Figura 53 Andamenti dei tracciati della media e DS per i gesti di cammino e salita e discesa di gradini

Dalle analisi svolte sui tracciati delle medie sono stati calcolati i valori massimi e minimi delle accelerazioni per ogni gesto motorio così da definire un range di accelerazione per ogni movimento. Viene calcolato anche il massimo valore di deviazione standard su tutto il tracciato; i dati sono riportati nella tabella 11 seguente.

Tabella 10 Set di dati ricavati dall'analisi dei gesti motori

Gesto motorio	Intervallo del segnale (g)	Max Dev. Std (g)
Piegamenti sulle ginocchia	0.0470 - 0.5539	± 0.0836
Cammino	0.0784 - 0.1399	± 0.0470
Salita e discesa di gradini	0.1081 - 0.2827	± 0.1209
Seduta	0.0903 - 0.4269	± 0.0501

#### 4.5 Sviluppi futuri

Gli sviluppi futuri che si possono applicare a questo dispositivo vanno ricercati sotto due aspetti. Il primo aspetto riguarda il dispositivo, che necessita l'aggiunta al suo interno di almeno due giroscopi (MEMS) per poter determinare con precisione l'orientazione nello spazio del sensore; così facendo si può effettuare la sottrazione bilanciata della forza di gravità lungo i tre assi sensibili e permettere la separazione delle componenti: antero-posteriore, medio-laterale e verticale del segnale, così da non dover utilizzare il valore assoluto del segnale e migliorare l'informazione contenuta nel segnale. Con un dispositivo più idoneo, si devono aumentare le analisi per lo sviluppo del set di dati sperimentali, per avere a disposizione maggiori informazioni su molteplici attività della vita quotidiana, da utilizzare come dati di riferimento.

Con gli sviluppi considerati si possono utilizzare i segnali accelerometrici per sviluppare sistemi di riconoscimento automatico basati su algoritmi di riconoscimento come l'HMM (Hidden Markov Model) o altri algoritmi molto usati in letteratura riportati in tabella 12.

Indispensabile allo scopo finale di questi sviluppi è la creazione di indici quantitativi sulla mobilità ADL. Tali indici dovrebbero considerare misure come la frequenza o la velocità di marcia, che sono un dato fortemente predittivo del rischio di disabilità nell'età anziana [44] [45]. Gli indici motori risulteranno un utile strumento per lo studio e l'analisi progressiva della perdita di mobilità legata all'invecchiamento o a malattie degenerative e può diventare un agevole indicatore per le diagnosi cliniche e la prevenzione di eventi drastici come le cadute.

Tabella 11 State of the art of human motor activity classification systems [45].

Reference	Sensors	Features	Classifiers	Activity	Subjects	Accuracy [%]
[38]	1 tri-axis accelerometer (3D acc)	Raw data Delta coefficients DC component	GMM	8	6	91.3
[39]	1 bi-axis accelerometer (2D acc)	Wavelet coefficients	k-NN	5	6	86.6
[40]	1 3D acc	Standard deviation Energy distribution DC component	Naive Bayesian k-NN SVM	8	NA	46.3–99.3
[32]	5 2D acc	Correlation coefficients Standard deviation Energy distribution DC component	Binary decision Naive Bayesian k-NN Binary decision	20	20	84
[34]	2 3D acc	Entropy Correlation coefficients				
[41]	1 2D acc	Wavelet coefficients	ANN	4	6	83–90
[33]	1 2D acc	RMS velocity	ANN	6	10	95
[33]	1 2D acc	Standard deviation	ANN	7	NA	42–96
[42]	Ambient sensors 1 3D acc	FFT coefficients Derivative	Markov chains			
[42]	1 3D acc	Wavelet coefficients Fractal dimension	Threshold-based	3	23	$p < 0.01$
[43]	1 3D acc	Wavelet coefficients	Threshold-based	3	20	98.8
[44]	1 2D acc	Wavelet coefficients	Threshold-based	5	44	> 90
[35]	1 gyro 1 3D acc	FFT	Threshold-based	9	12	95.1
[45]	1 2D acc 1 gyro	Raw data Standard deviation	Threshold-based	5	8	92.9–95.9
[23]	1 compass 2 uni-axis acc (1D acc)	Derivative Median Absolute deviation	Threshold-based	4	5	89.3
[19]	4 1D acc	FFT	Template matching	9	24	95.8
[30]	Heart and breath rate 3 1D acc	DC component Standard deviation Signal morphology	Threshold-based Template matching	6	10	80–97.5
[46]	5 1D acc 1 2D acc	Angular signal Motility FFT	Binary decision	23	NA	81–93
[47]	1 3D acc	Magnitude area/vector Tilt angle FFT	Binary decision	10	6	90.8

# Bibliografia

- [1] Sito ufficiale del programma europeo Ambient Assisted Living  
[www.aal-europe.eu](http://www.aal-europe.eu)
- [2] A. Bonfiglio, S. Cerutti, D. De Rossi, G. Magenes eds. *Sistemi indossabili intelligenti per la salute e la protezione dell'uomo*. Patron, pp. 343-355, 2008.
- [3] Liang Wang, Weiming Hu, Tieniu Tan *Recent developments in human motion analysis* Pattern Recognition 36 (2003) 585 – 601.
- [4] Daniel Roetenberg *Inertial and Magnetic Sensing of Human Motion Analysis*.
- [5] Cappozzo A, Catani F, Della Croce U, Leardini A. *Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination*. Clin Biomech 1995;10(4):171–8.
- [6] Cappozzo A, Della Croce U, Leardini A et al. *Human movement analysis using stereophotogrammetry*. Part 1: Theoretical background. Gait Posture 2005;21:186-96.
- [7] Alberto Ferrari, Maria Grazia Benedetti. *Quantitative comparison of five current protocols in gait analysis*. Gait & Posture 28 (2008) 207–216
- [8] Monica Bordegoni *Materiale didattico di Input devices dipartimento di meccanico politecnico di milano*
- [9] Galli M, Crivellini G. *materiale didattico La gait analysis in riabilitazione pediatrica*
- [10] Ranavolo A. *Analisi cinematica del movimento-* Newsletter simm marzo 2009
- [11] K.M. Cullane, M. O'Connor, D. Lyons D, G.M. Lyons. *Accelerometers in rehabilitation medicine for older adults*. Agr Ageing. 2005 Nov;34(6):556\_60.

- [12] M.J. Mathie, A.C.F Coster, N:H. Lovell, B.G. Celler. *Accelerometry: providing an integrated, practical method for long-term, ambulatory monitoring of human movement. Physiol. Meas.* 2004;25(2):R1-20.]
- [13] Daniel Roetenberg, *Inertial and Magnetic Sensing of Human Motion.* Biomedical Signals and Systems.
- [14] Kaiyu Tong, Malcolm H. Granat *A practical gait analysis system using gyroscopes Medical Engineering & Physics* 21 (1999) 87–94
- [15] Stefano Di Cairano *Corso di Tecnologia dei Sistemi di Controllo* Università di Siena.
- [16] M. Chang. *Review of Clinical Applications with Human Accelerometry.* Dept. of Computer Science, University of Copenhagen.
- [17] C. Frigo. Dispense del corso: *Bioingegneria del Sistema Motorio.* Anno Accademico 2006-07
- [18] Harris J, Benedict F. *A biometric study of basal metabolism in man.* Washington D.C. Carnegie Institute of Washington 1919.
- [19] NG, ALEXANDER V.; KENT-BRAUN, JANE A *Quantitation of lower physical activity in persons with multiple sclerosis Medicine & Science in Sports & Exercise*
- [20] DH Calloway and E Zanni *Energy requirements and energy expenditure of elderly men American Journal of Clinical Nutrition, Vol 33, 2088-2092*
- [21] J Levine, E L Melanson, *Tracmor system for measuring walking energy expenditure European Journal of Clinical Nutrition (2003) 57, 1176–1180*
- [22] Kong Y. Chen and Ming Sun *Improving energy expenditure estimation by using a triaxial accelerometer J Appl Physiol* 83: 2112-2122,1997; 8750-7587/97
- [23] H. Patrik Johansson, Lena Rossander-Hulthé *Accelerometry combined with heart rate telemetry in the assessment of total energy expenditure British Journal of Nutrition (2006), 95:631-639*
- [24] CHIARI L., MANCINI M., ZAMPIERI C., CARLSON P., PETERKA R.J., HORAK F.B., 2008a. *The use of wearable inertial devices to detect postural changes in early Parkinson's Disease.* Proc. First International Conference on Ambulatory Monitoring of Physical Activity and Movement, Rotterdam, 21-24 May 2008

- [25] F. Foerster, M. Smeja, J. Fahrenberg *Detection of posture and motion by accelerometry: a validation study in ambulatory monitoring Computers in Human Behavior* 15 (1999) 571±583
- [26] Bernard Auvinet, Gilles Berrut, *Reference data for normal subjects obtained with an accelerometric device. Gait and Posture* 16 (2002) 124-134
- [27] Jung-Ah Lee, Sang-Hyun Cho *Wearable Accelerometer System for Measuring the Temporal Parameters of Gait. IEEE EMBS Cité Internationale, Lyon, France August 23-26, 2007.*
- [28] S. Tanaka, K. Motoi *A New Portable Device for Ambulatory Monitoring of Human Posture and Walking Velocity Using Miniature Accelerometers and Gyroscope Proceedings of the 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS San Francisco, CA, USA September 1-5, 2004*
- [29] Peter H. Veltink, Hans B. J. Bussmann *Detection of Static and Dynamic Activities Using Uniaxial Accelerometers. IEEE VOL. 4, NO. 4, DECEMBER 1996*
- [30] Dean M. Karantonis *Implementation of a Real-Time Human Movement Classifier Using a Triaxial Accelerometer for Ambulatory Monitoring IEEE VOL. 10, NO. 1, JANUARY 2006*
- [31] Merryn J Mathie, Adelle C F Coster *Accelerometry: providing an integrated, practical method for long-term, ambulatory monitoring of human movement PHYSIOLOGICAL MEASUREMENT Physiol. Meas.* 25 (2004) R1-R20 PII: S0967-3334(04)70442-6
- [32] Do-Un Jeong\*, Kyeong-Hoon Do *Implementation of the Wireless Activity Monitoring System Using Accelerometer and Fuzzy Classifier. IJISLM Vol. 3, No. 2 (2008) 115-120*
- [33] Tinetti ME, Speechley M, Ginter SF. *Risk factors for falls among elderly persons living in the community. N Engl J Med* 1988;319(26): 1701-7.
- [34] Tinetti ME, Williams CS. *Fall, injuries due to fall, and the risk of admission to a nursing home. N Engl J Med* 1997;337(18):1279-84.
- [35] A.K. Bourke, J.V. O'Brien *Evaluation of a threshold-based tri-axial accelerometer fall detection algorithm Gait & Posture* 26 (2007) 194-199
- [36] U. Lindemann, A. Hock, M. Stuber. *Evaluation of a fall detector based on accelerometers. Med. Biol. Eng. Comput., 2005, 43, 548-551*



- [37] Datasheet accelerometro LIS3L06AL.  
[www.st.com/stonline/books/pdf/docs/11669.pdf](http://www.st.com/stonline/books/pdf/docs/11669.pdf)
- [38] Albert Krohn, Michael Beigl, *Inexpensive and Automatic Calibration for Acceleration Sensors*. Computer Science Volume 3598/2005 245-258.
- [39] R. Moe-Nilssen, J.L. Helbostad. *Trunk accelerometry as a measure of balance control during quiet standing*. Gait and Posture 16 (2002), 60-68.
- [40] Rolf Moe-Nilssen, Jorunn L. Helbostad. *Trunk accelerometry as a measure of balance control during quiet standing*. Gait and Posture 16 (2002) 60-68.
- [41] Gallasch E, Rafolt D. *Instrumentation for assessment of tremor, skin vibrations, and cardiovascular variables in MIR space missions*. IEEE Trans Biomed Eng. 1996 Mar;43(3):328-33.
- [42] Iuri Frosio, Federico Pedersini *Autocalibration of MEMS Accelerometers*. IEEE TRANSACTIONS ON INSTRUMENTATION AND MEASUREMENT, VOL. 58, NO. 6, JUNE 2009
- [43] D. Gordon E. Robertson, *Vicon Workstation Quick Reference Guide*, FCSB School of Human Kinetics University of Ottawa
- [44] Manuel Montero-Odasso, Marcelo Schapira, *Gait Velocity as a Single Predictor of Adverse Events in Healthy Seniors Aged 75 Years and Older*, The Journals of Gerontology: Series A Volume 60, Issue 10 Pp. 1304-1309.
- [45] Andrea Mannini, Angelo Maria Sabatini, *Machine Learning Methods for Classifying Human Physical Activity from On-Body Accelerometers*. Sensors 2010, 10, 1154-1175; doi:10.3390/s100201154.
- [46] Ravi, N.; Dandekar, N.; Mysore, P.; Littman, M.L. *Activity recognition from accelerometer data*. In *Proceedings of the 17th Conference on Innovative Applications of Artificial Intelligence*, Pittsburgh, PA, USA, July 9-13, 2005; pp. 1541-1546.