



**UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI PADOVA**  
**FACOLTÀ DI INGEGNERIA**

DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA DELL'INFORMAZIONE  
TESI DI LAUREA IN INGEGNERIA BIOMEDICA

**MOTION CAPTURE: UTILIZZO DEI SENSORI  
INERZIALI PER APPLICAZIONI CLINICHE E  
SPORTIVE**

Relatore:

Prof. NICOLA PETRONE

Laureanda:

CHIARA GORASSO

Matricola: 600003

*A Carlo*

*che in questi ultimi due mesi*

*mi è sempre stato vicino da lassù...*

*la grinta con cui affronto ogni giorno*

*me l'hai trasmessa tu. Grazie di cuore.*

## CAPITOLO 1: Lo spazio e le trasformazioni tra matrici

1. Introduzione.....	5
1.2 Richiami sulle trasformazioni tra matrici.....	7

## CAPITOLO 2: Struttura dei sistemi di Motion Capture

2. Struttura dei sistemi di Motion Capture .....	12
--	----

## CAPITOLO 3: Applicazione clinica dei sistemi di Motion Capture

3. Applicazione clinica dei sistemi di Motion Capture	
3.1 Stato dell'arte .....	16
3.1.2 Parametri analizzati nello studio del movimento.....	16
3.2 Introduzione .....	17
3.3 Sviluppo del protocollo.....	18
3.3.1 L'IMMS MT9B.....	18
3.3.2 Segmenti corporei e descrizione della cinematica.....	20
3.4 Condizione per il funzionamento del protocollo.....	22
3.4.1 Posizionamento dell'unità di sensore.....	22
3.5 Verifica sperimentale del protocollo.....	24
3.5.1 Esperimento 1: verifica dell'accuratezza dell'MT9B.....	24
3.5.1.2 Analisi dei dati.....	25
3.5.2 Esperimento 2: verifica del sistema di riferimento anatomico.....	26
3.6 Risultati.....	27
3.6.1 Risultati esperimento 1.....	27
3.6.2 Risultati esperimento 2.....	28
3.7 Discussioni e conclusioni.....	30

## CAPITOLO 4 Fusion Motion Capture: utilizzo dei sensori inerziali per l'analisi biomeccanica di una sciata

4 Fusion Motion Capture: utilizzo dei sensori inerziali per l'analisi biomeccanica di una sciata.....	33
4.1 Introduzione.....	33
4.2 Metodologie di acquisizione.....	34
4.2.1 Acquisizione dei dati.....	34
4.2.2 Strumentazione dell'equipe.....	35
4.3 Elaborazione dei dati.....	35
4.3.1 Orientazione degli arti.....	35
4.3.2 Traiettoria globale.....	36
4.3.3 Antropometria 3D.....	38
4.3.4 Calcolo della calibrazione dei sensori inerziali.....	39
4.3.5 Calcolo delle forze di reazione del terreno .....	40
4.3.6 Calcolo delle forze dissipative .....	42
4.3.7 Calcolo delle forze residue .....	44
4.4 Risultati .....	45
4.5 Discussioni e conclusioni .....	48

CAPITOLO 5

5 Conclusioni generali .....51

Bibliografia.....52

## *Capitolo 1*

### *Lo spazio e le trasformazioni tra matrici*

#### *1. Introduzione*

Lo spazio è un concetto basilare nello studio della meccanica e della biomeccanica. Le forze possono agire lungo un'unica linea, in un unico piano o in tutte le direzioni dello spazio. E' necessario quindi introdurre dei sistemi di riferimento per poter localizzare tali forze nello spazio. In un sistema di riferimento bidimensionale, il piano viene diviso in quattro quadranti da due linee perpendicolari o più comunemente chiamati assi. Tali assi sono generalmente denominati "x" nella direzione orizzontale ed "y" in quella verticale. L'asse delle "x" prende il nome d'ascissa e quello delle "y" di ordinata, il punto di intersezione dei due assi è noto come origine del sistema. Le misure lungo l'asse delle "x" a destra e di quello "y" sono positive, quelle a sinistra negative. Così quelle lungo l'asse "y" sono positive sopra quello "x", negative quelle sotto. Ogni punto del piano quindi può essere definito assegnando dei valori a "x" ed "y". Questi numeri, che determinano la posizione del punto, vengono chiamati coordinate del punto.

Per localizzare i punti nelle tre dimensioni deve essere introdotto un ulteriore asse; esso passa per l'origine ed è perpendicolare al piano xy su cui si trovano i due assi. Il terzo asse viene comunemente chiamato asse "z". Tutti i punti davanti al piano xy sono positivi, mentre quelli dietro sono negativi. Con entrambi i sistemi di riferimento è quindi possibile localizzare qualsiasi punto nello spazio. Nell'applicare un sistema di coordinate al fine di descrivere il movimento umano è conveniente porre l'origine nel baricentro del corpo, posizionato tipicamente davanti alla seconda vertebra sacrale. Quindi vengono individuati tre piani cardinali rispetto alle coordinate x, y e z: il primo, frontale (o coronale) che divide il corpo in una posizione anteriore e una posteriore (piano x-y); il secondo, sagittale che lo divide in due metà, destra e sinistra (piano y-z), e il terzo trasversale (o orizzontale) che lo divide in una porzione superiore ed una inferiore (piano x-z). Questo sistema di riferimento di piani e coordinate facilita la descrizione del movimento dei segmenti corporei e permette un'esatta localizzazione del corpo nello spazio.

I termini *Motion Capture*, *Motion Tracking* o *MoCap* sono utilizzati per descrivere il processo di registrazione del movimento nel campo della biomeccanica per scopi prevalentemente sportivi e clinici. L'analisi del movimento si pone l'obiettivo di misurare in modo oggettivo il movimento assoluto e relativo dei segmenti corporei. Lo studio del movimento umano trova applicazioni in numerosi campi di cui quelli di maggiore interesse sono quello clinico e sportivo. Attraverso il calcolo delle sollecitazioni e delle forze che un generico segmento corporeo produce oppure dei movimenti articolari è possibile, in ambito clinico, progettare protesi ergonomiche e performanti adatte singolarmente ad ogni paziente o atleta, al fine di ridurre così la possibilità di rigetto da parte dell'organismo. Ulteriori applicazioni sono quelle che si propongono di approfondire le conoscenze su specifiche patologie che riguardano l'apparato muscolo-scheletrico o di controllare i processi riabilitativi. In campo sportivo, l'utilizzo di tale tecnica porta al miglioramento delle performance sportive di atleti professionisti, come ciclisti e sciatori, nonché è utile a individuare movimenti potenzialmente pericolosi per l'atleta stesso.

Esistono numerose tecniche in grado di realizzare un sistema di Motion Capture ed ognuna di queste ha particolari caratteristiche e viene utilizzata in specifici ambiti. In questa trattazione ci si occuperà dei sensori inerziali costituiti da accelerometri e giroscopi che permettono di registrare i movimenti del corpo umano.

Poiché ogni segmento corporeo può essere assimilato ad un corpo rigido, è possibile definire delle terne solidali ad ogni porzione del corpo così da effettuare un'analisi accurata. Si possono quindi definire due tipologie di terne solidali: una terna tecnica, che viene costruita a partire da marcatori fisici e sensori che vengono posizionati sui vari segmenti ed una terna anatomica che viene ricostruita a partire da calcoli geometrici, estraendo punti anatomici significativi che definiscono tre direzioni mutuamente ortogonali anatomicamente significative. Il calcolo prevede di determinare la posizione istantanea e l'orientamento di tali sistemi di assi di riferimento solidali al segmento corporeo sotto analisi, rispetto ad un sistema di riferimento assoluto, che di norma viene applicato al suolo. Pertanto, nei sensori inerziali, si effettua il calcolo della cinematica

assoluta e relativa e si registra, tramite l'ausilio dell'accelerometro, la velocità angolare e quindi in seguito l'orientazione del segmento.

### 1.2 Richiami sulle trasformazioni tra matrici

Un corpo rigido libero di muoversi nello spazio, cioè privo di vincoli, dispone di sei gradi di libertà, ovvero servono sei coordinate indipendenti (coordinate lagrangiane) per individuare la sua configurazione in maniera univoca. Si utilizza una terna di riferimento solidale per definire le coordinate lagrangiane del corpo e sei parametri, tre rappresentanti la posizione dell'origine della terna e tre rappresentanti l'orientazione dei suoi assi.

Per poter determinare la configurazione del corpo rigido ovvero la posizione di tutti i suoi punti rispetto ad un sistema di riferimento assoluto è necessario conoscere le coordinate dei punti nella terna solidale e disporre di un metodo per trasformarle nelle corrispondenti coordinate del sistema assoluto. Questo strumento è rappresentato dalla matrice di trasformazione.

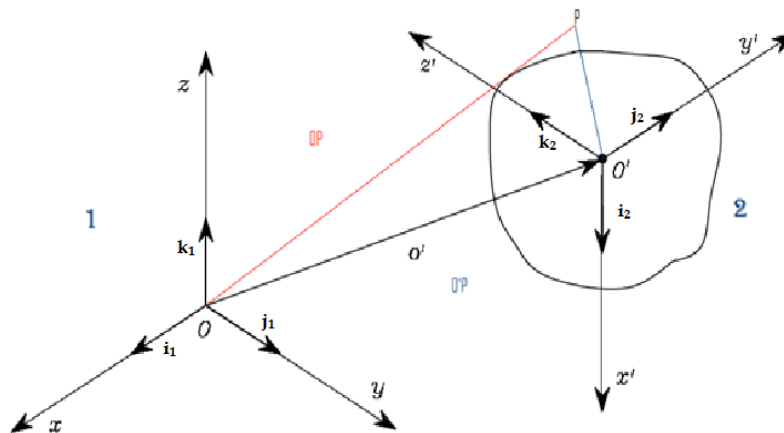


Fig. 1 Posizione di un corpo rigido rispetto ad un sistema di coordinate assoluto

Le coordinate del punto P nel sistema di riferimento 1 e nel sistema di riferimento 2 sono, rispettivamente, la proiezione del vettore OP e del vettore O'P nei due sistemi di riferimento:

$$\{P\}_1 = \{OP\}_1 = \begin{Bmatrix} x_{P,1} \\ y_{P,1} \\ z_{P,1} \end{Bmatrix}_1$$

$$\{P\}_2 = \{O'P\}_2 = \begin{Bmatrix} x_{P,2} \\ y_{P,2} \\ z_{P,2} \end{Bmatrix}_2$$

quindi, si può scrivere:

$$O'P = x_{P,2}i_2 + y_{P,2}j_2 + z_{P,2}k_2$$

$$OP = OO' + O'P =$$

$$= x_{O2,1}i_1 + y_{O2,1}j_1 + z_{O2,1}k_1 + O'P$$

$$= x_{O2,1}i_1 + y_{O2,1}j_1 + z_{O2,1}k_1 + x_{P,2}i_2 + y_{P,2}j_2 + z_{P,2}k_2$$

Proiettando la seconda equazione vettoriale nel sistema 1:

$$\{P\}_1 = \begin{Bmatrix} x_{O2,1} \\ y_{O2,1} \\ z_{O2,1} \end{Bmatrix}_1 + x_{P,2}\{i_2\}_1 + y_{P,2}\{j_2\}_1 + z_{P,2}\{k_2\}_1$$

$$= \begin{Bmatrix} x_{O2,1} \\ y_{O2,1} \\ z_{O2,1} \end{Bmatrix}_1 + [\{i_2\}_1 \quad \{j_2\}_1 \quad \{k_2\}_1] \begin{Bmatrix} x_{P,2} \\ y_{P,2} \\ z_{P,2} \end{Bmatrix}_2$$

$$= \{OO'\}_1 + R_{21} \begin{Bmatrix} x_{P,2} \\ y_{P,2} \\ z_{P,2} \end{Bmatrix}_2$$

$$= \{O\}_1 + R_{21}\{P\}_2$$

La matrice  $R_{21}$  prende il nome di matrice di rotazione ed esprime la rotazione del vettore espresso nel sistema di riferimento 2, rispetto al sistema di riferimento 1.  $R_{21}$  è la matrice che ha per colonne i coseni direttori, ovvero i coseni degli angoli compresi tra i versori  $i_2, j_2, k_2$  nel sistema di riferimento 1; la matrice in questione possiede inoltre la proprietà di essere ortonormale, cioè le sue colonne hanno modulo unitario e sono ortogonali, quindi è sempre invertibile e la sua inversa coincide con la matrice trasposta:



$$R_{21}^T R_{21} = \begin{Bmatrix} i_2^T \\ j_2^T \\ k_2^T \end{Bmatrix} [i_2 \quad j_2 \quad k_2] = \begin{bmatrix} i_2 \cdot i_2 & i_2 \cdot j_2 & i_2 \cdot k_2 \\ j_2 \cdot i_2 & j_2 \cdot j_2 & j_2 \cdot k_2 \\ k_2 \cdot i_2 & k_2 \cdot j_2 & k_2 \cdot k_2 \end{bmatrix} = I_3$$

$$R_{21}^{-1} = R_{21}^T$$

Da cui segue che la matrice trasposta (che coincide con l'inversa) corrisponde inoltre alla matrice di rotazione che esegue una trasformazione dal sistema di riferimento 1 al sistema di riferimento 2.

$$R_{21}^{-1} = R_{21}^T = R_{12}$$

La strategia più diretta per la selezione dei parametri minimi descrittivi l'orientamento consiste nel caratterizzare la matrice di rotazione in base alla composizione di tre rotazioni successive intorno a tre assi coordinati. I tre angoli associati alle rotazioni vengono denominati angoli di Eulero. La notazione di Eulero consiste nell'esprimere una generica rotazione di assi come sequenza di tre rotazioni successive su assi mobili, nell'ordine di seguito specificato:

$$Z_1(\alpha) \rightarrow Y'(\beta) \rightarrow Z''(\gamma)$$

La matrice di rotazione complessiva si ottiene applicando la regola generale espressa in precedenza:

$$R_{21} = R_z(\alpha)R_y(\beta)R_z(\gamma)$$

Date due terne di riferimento, un metodo pratico per calcolare i tre angoli di Eulero, che esprimono il passaggio dagli assi della terna 1 a quelli della terna 2, consiste nel considerare che:

- La prima rotazione ( $\alpha$  su  $Z_1$ ) deve portare l'asse Y sulla direzione del prodotto vettore di  $k_1$  e  $k_2$  (direzione ortogonale sia a  $Z_1$  e  $Z_2$ ).
- La seconda rotazione ( $\beta$  su  $Y_1$ ) deve portare l'asse Z' (che coincide con l'asse  $Z_1$ ) su  $Z_2$ .

- La terza rotazione ( $\gamma$  su  $Z''$  che coincide con  $Z_2$ ) deve allineare gli assi X e Y con quelli della terna finale cioè con la terna 2.

Esiste però, per lo stesso scopo, anche la notazione aeronautica di Eulero, utilizzata nella tecnologia Xsens, che consiste nell'esprimere una generica rotazione di assi come sequenza di tre rotazioni successive su assi fissi, nell'ordine specificato:

$$X(\alpha) \rightarrow Y_1(\beta) \rightarrow Z_1(\gamma)$$

La matrice di rotazione si ottiene applicando la regola generale esposta in precedenza:

$$R_{21} = R_z(\gamma)R_y(\beta)R_x(\alpha)$$

Date due terne di riferimento, un metodo pratico per calcolare i tre angoli aeronautici di Eulero, che esprimono il passaggio dagli assi della terna 1 a quelli della terna 2, consiste nel considerare che:

- La sequenza equivale a considerare una sequenza su assi mobili  $Z_1(\gamma) \rightarrow Y'(\beta) \rightarrow X''(\alpha)$ .
- La prima rotazione ( $\gamma$  su  $Z_1$ ) deve portare l'asse Y sulla direzione del prodotto vettore  $k_1$  e  $i_2$  (direzione ortogonale sia a  $Z_1$  e  $X_2$ ).
- La seconda rotazione ( $\beta$  su  $Y'$ ) deve portare l'asse  $X'$  su  $X_2$ .
- La terza rotazione ( $\alpha$  su  $X''$  che coincide con  $X_2$ ) deve allineare gli assi Y e Z della terna corrente con quelli della terna finale(2).

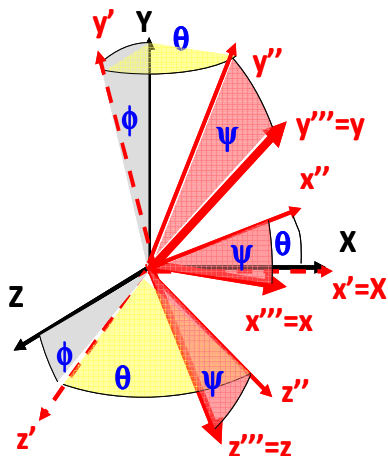


Fig. 2 Rappresentazione grafica angoli di Eulero

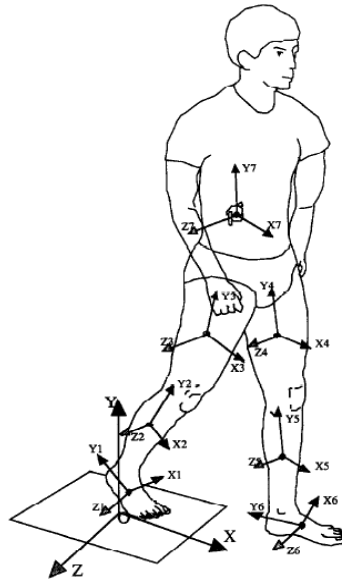


Fig.3 Esempio di rappresentazione di terne solidali ai vari segmenti corporei e della terna di riferimento assoluta.

Le pagine successive saranno dedicate ad approfondire i sistemi inerziali utilizzati in MotionCapture e soprattutto verranno discusse le loro applicazioni per migliorare la cinematica dell'arto superiore e del movimento di uno sciatore professionista.

## Capitolo 2

### Struttura dei sistemi di Motion Capture

#### 2. Struttura dei sistemi di Motion Capture

I sistemi di Motion Capture sono accumulati da un'architettura elettronica ben precisa. Essa è basata sull'utilizzo di sensori inerziali: giroscopi e accelerometri. Questi ultimi, non più di tipo meccanico sono prodotti mediante l'utilizzo di recenti tecnologie *MEMS* (*Micro Electro-Mechanical Systems*). L'accelerometro è uno strumento di misura in grado di rilevare l'accelerazione di un corpo. Esistono diverse varianti di tale strumento ma il principio di funzionamento nella maggior parte degli accelerometri è il medesimo: si basa sulla determinazione dell'inerzia di una massa quando essa è sottoposta ad un'accelerazione. Mentre la massa è sospesa ad un elemento elastico, un sensore ne rileva lo spostamento rispetto alla struttura fissa del dispositivo. La massa si sposta dalla sua posizione di riposo, a causa dell'accelerazione presente, in modo ad essa proporzionale. Un trasduttore presente nello strumento trasforma il segnale di natura meccanica in un segnale elettrico. Per effettuare misure di accelerazione si utilizzano strumenti che presentano una banda passante con una caratteristica passa basso (cioè alle basse frequenze) e questi accelerometri rilevano appunto l'accelerazione, con frequenza di ingresso anche maggiore di 500 [Hz].

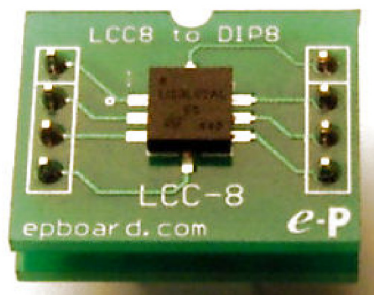


Fig 4 Accelerometro a tre assi con tecnologia MEMS

Dalla misura ottenuta dall'accelerometro si ricava quindi l'accelerazione di un corpo misurata nello spazio 3D, e conseguentemente, vista la relazione tra accelerazione e velocità, si può ricavare lo spostamento subito dal corpo. L'accuratezza di questo strumento risulta però limitata, e quindi i sensori inerziali vengono integrati con dei giroscopi dispositivi che servono a misurare la velocità angolare e l'accelerazione angolare del corpo a cui sono fissati. Questi dispositivi sono dotati di un rotore a forma di toroide che ruota attorno al proprio asse (Spin axis), di una sospensione cardanica (Gimbal) che permette al rotore di orientarsi nelle tre dimensioni dello spazio. Se il rotore è in rotazione, il suo asse tende a mantenersi orientato nella stessa direzione, anche se il supporto cambia orientamento. Come già detto, il giroscopio si basa sulla legge di conservazione del momento angolare. Questa afferma che il momento angolare  $\vec{L}$  di un sistema è costante nel tempo se è nullo il momento delle forze esterne che agiscono su di esso. Il disco (rotore) è libero di ruotare rispetto a uno o due assi di spin a seconda che si tratti di un giroscopio a uno o due gradi di libertà. Se viene applicata una rotazione al supporto del giroscopio attorno all'asse di input, il giroscopio viene spinto a ruotare attorno ad un asse perpendicolare (di output). Il giroscopio può generare un segnale in uscita proporzionale alla velocità angolare di un'asse perpendicolare all'asse di spin:  $T = I\omega\Omega$  dove  $T$  è la coppia applicata,  $\Omega$  è la velocità angolare intorno all'asse di output,  $\omega$  è la velocità del rotore mantenuta costante e  $I$  è il momento di inerzia assiale.

Esistono numerosi tipi di giroscopi. Tra i più importanti ci sono i giroscopi elettrostatici in cui il rotore è sospeso nel vuoto applicando un campo elettrico oppure i giroscopi magnetici o criogenici in cui il sistema viene raffreddato con criogeno e il rotore che di norma è un superconduttore, viene sospeso con l'applicazione di un campo magnetico.

I giroscopi considerati in questa analisi sono i giroscopi basati sull'accelerazione di Coriolis. Sono dispositivi MEMS con elemento vibrante di quarzo al posto del rotore, il quale viene fatto muovere linearmente di moto armonico. L'accelerazione di Coriolis si manifesta in un corpo quando si muove linearmente in un sistema di riferimento che ruota attorno ad un'asse perpendicolare a quella del moto lineare. L'accelerazione risultante, direttamente proporzionale alla velocità di rotazione, si genera in direzione del terzo asse perpendicolare al piano definito dagli altri due (Fig. 5). Nei giroscopi basati

sull'accelerazione di Coriolis l'elemento vibrante genera una seconda vibrazione in direzione perpendicolare alla prima e misurando la vibrazione indotta è possibile ottenere il grado di rotazione. I giroscopi MEMS presentano in uscita un'impedenza relativamente alta e presentano un'offset DC elevato. Il vantaggio di questa tecnologia consiste nel fatto che il sensore può essere integrato in un unico chip insieme a un regolatore PID ad elevata velocità: ciò ha permesso di racchiudere tutti i dispositivi in un unico giroscopio di piccole dimensioni di 20x20x10[mm]. Un'ulteriore vantaggio di questo sensore elettromeccanico risiede nell'elevata velocità di elaborazione dei segnali, che consente al soggetto sottoposto al nostro studio di poter compiere rapidi movimenti.

L'effetto giroscopico congiunto alla rilevazione effettuata dall'accelerometro consente quindi di determinare le principali caratteristiche del movimento dei segmenti corporei d'interesse, di stimare in particolare la posizione, la velocità e quindi l'accelerazione prodotta dal movimento e grazie alle conoscenze note sulle masse dei vari segmenti, consentono di determinare le principali caratteristiche di sollecitazioni degli arti e dei membri corporei analizzati.

I sensori utilizzati nelle applicazioni spiegate nei successivi protocolli sono dei sistemi di misura inerziali e magnetici (IMMS) disponibili commercialmente, poco costosi, portatili e completamente vestibili. Questo tipo di sensori, spiegati in questa trattazione, viene prodotto da un'azienda olandese, la Xsens Technologies. Un sistema di misura magnetico inerziale è costituito da un insieme di unità di sensori che sono scatole leggere di piccole dimensioni. Ogni unità di sensore è costituita da un accelerometro 3D, da un giroscopio 3D e un magnetometro 3D. I dati forniti da questi tre sensori vengono utilizzati, insieme ad un algoritmo di fusione per fornire l'orientamento del sistema di riferimento dell'unità di sensore (SoR), rispetto a un sistema di riferimento globale. Se si è in grado di determinare questo mutuo orientamento tra terne, il sistema magnetico-inerziale può determinare la cinematica dell'arto superiore. È importante che l'unità di sensore sia disposta sulla porzione d'interesse dell'arto e che per ogni segmento corporeo, in cui è idealmente possibile scomporre il braccio, venga definito un sistema di riferimento locale.

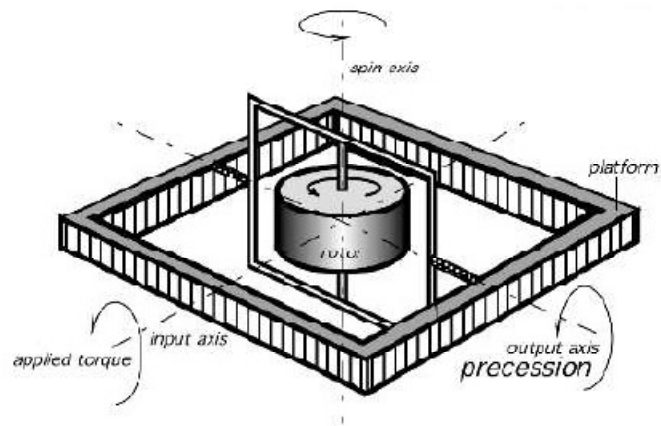


Fig.5

Nelle successive pagine saranno approfonditi due ambiti in cui i sensori inerziali vengono applicati: quello clinico e quello sportivo.

## Capitolo 3

### *Applicazione clinica dei sistemi di Motion Capture*

#### *3.1 Stato dell'arte*

Sono molti gli studi recenti che dimostrano l'interesse della comunità scientifica verso le nuove metodologie di valutazione funzionale e di riabilitazione dell'arto superiore. Le prime esperienze, che utilizzavano solamente i sensori inerziali, erano incentrate sulla validazione di questi dispositivi in termini di rilevazione del movimento, allo scopo di trovare uno strumento di misura oggettivo con il quale mantenere sotto controllo il paziente durante il suo esercizio riabilitativo, anche al di fuori del laboratorio clinico. I primi a valutare la validità degli accelerometri inerziali, cercando la correlazione tra i segnali in uscita e quelli elettromiografici, furono Keil, Elbert e Taub [5]. Uswatte e altri ingegneri hanno elaborato una tecnica di trasformazione dei dati accelerometrici per la misura della durata del movimento; i segnali vengono settati ad un valore alto solo se il valore medio eccede una certa soglia, altrimenti vengono settati a zero; la tecnica è stata validata sulla base di videoregistrazioni. In tempi ancora più recenti, esempi di lavori ben documentati sono qui di seguito elencati. Luinge [11] e altri hanno proposto un sistema per la stima dell'orientamento del braccio rispetto all'avambraccio attraverso accelerometri e giroscopi. Zhou, [12] invece, ha proposto e validato un nuovo metodo per la stima della posizione di polso, gomito e spalla attraverso l'utilizzo di accelerometri e giroscopi tri-assiali. Cheze [12] ha presentato una soluzione per la stima della posizione delle articolazioni di un braccio 3D: si tratta di una soluzione ibrida che combina sensori inerziali e visivi ed utilizza un Filtro di Kalman per la fusione dei dati. Non viene però valutata la cinematica articolare.

#### *3.1.2 Parametri analizzati nello studio del movimento*

L'analisi cinematica prevede principalmente lo studio delle posizioni angolari istantanee nei piani sagittale (Flesso-Estensioni), frontale (Abduzioni-Adduzioni) e trasverso (Intra-



Extra Rotazioni) e dei Range of Motions. Anche le velocità e le accelerazioni lineari e angolari rappresentano informazioni utili agli studiosi del movimento.

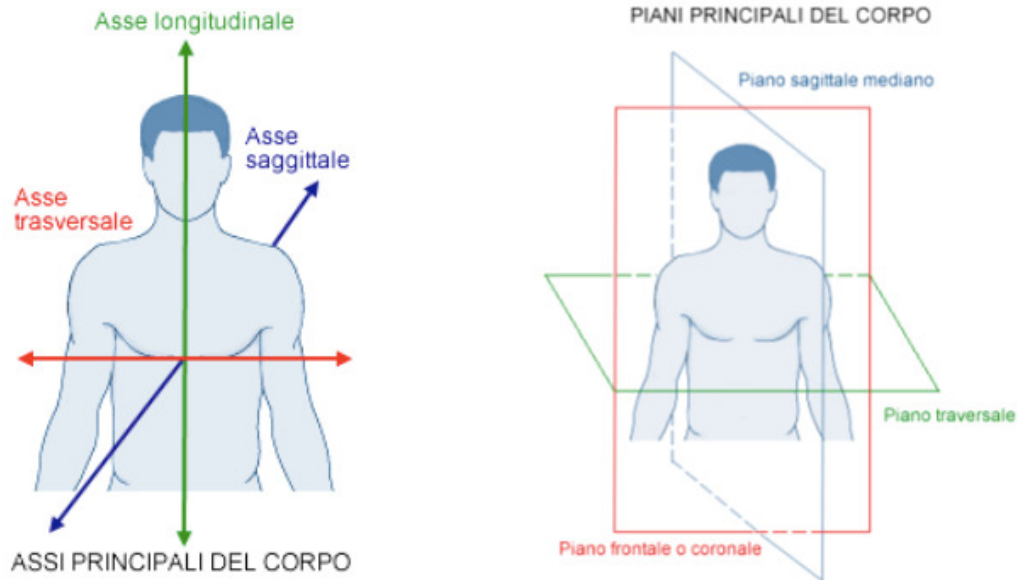


Fig.6 Assi e piani principali del corpo umano

### 3.2 Introduzione

Un'applicazione delle tecnologie di acquisizione di movimento basate su sistemi inerziali consiste nella determinazione della cinematica dell'arto superiore grazie a sensori magnetici e inerziali. Lo scopo di questa applicazione è quello di sviluppare dei protocolli adatti per poter utilizzare questa tecnologia per pazienti che presentano patologie dell'arto superiore. Nei precedenti quindici anni sono stati sviluppati numerosi protocolli, per determinare la cinematica della spalla e del gomito, basati su sistemi di misura optoelettronici e elettromagnetici. Ma fin da subito la loro applicazione è stata limitata a causa di alcuni problemi. Infatti, malgrado i protocolli descrivessero le patologie dell'arto superiore di un paziente, la strumentazione usata era molto costosa, complessa e troppo ingombrante per poter essere utilizzata in un ambulatorio medico. La maggior parte degli studi svolti precedentemente riguardo a tale argomento, si sono incentrati sulla

determinazione della cinematica omero-toracica, dell' omero e del gomito ma non su quella scapolo-toracica che riveste un ruolo fondamentale nel determinare le patologie della spalla e dell'arto superiore. In aggiunta le valutazioni che sono state fatte in seguito agli studi sulla cinematica dell'omero sono state messe in discussione nelle applicazioni ortopediche.

Lo scopo del lavoro della squadra guidata da M. Cutti consiste nello sviluppare un protocollo per misurare la cinematica scapolo-toracica, omero-toracica e del gomito, in un ambiente ambulatoriale, usando un sistema di misura magnetico-inerziale, l'MT9B verificando che i sistemi di riferimento anatomici definiti consentono effettivamente di determinare la cinematica dell'arto superiore e dimostrando che i sensori MT9B sono sufficientemente accurati per applicare tale protocollo a soggetti affetti da patologie della spalla.

### *3.3 Sviluppo del protocollo*

#### *3.3.1 L'IMMS MT9B*

Il sistema a sensori magnetico-inerziale utilizzato nel lavoro in oggetto è l'MT9B. Esso è costituito da più di dieci unità di sensore collegate attraverso cavi a un acquisitore dati. Quest'ultimo è connesso via Bluetooth ad un computer per l'elaborazione e l'immagazzinamento dei dati acquisiti. Ogni unità di sensore è contenuta in una scatola di piccole dimensioni, 39x54x28 [mm], dal peso di 38 [g]. Per ogni unità di sensore viene definito un sistema di riferimento locale che è allineato con gli estremi della scatola, come si vede in figura 2.2.1. L'orientamento di ogni sistema di riferimento del sensore, rispetto a un sistema di riferimento globale, è fornito come output. Per questo studio la frequenza di campionamento dell'MT9B è di 100 [Hz]. Per convenzione, nel sistema di riferimento globale, l'asse X punta verso il Nord magnetico.

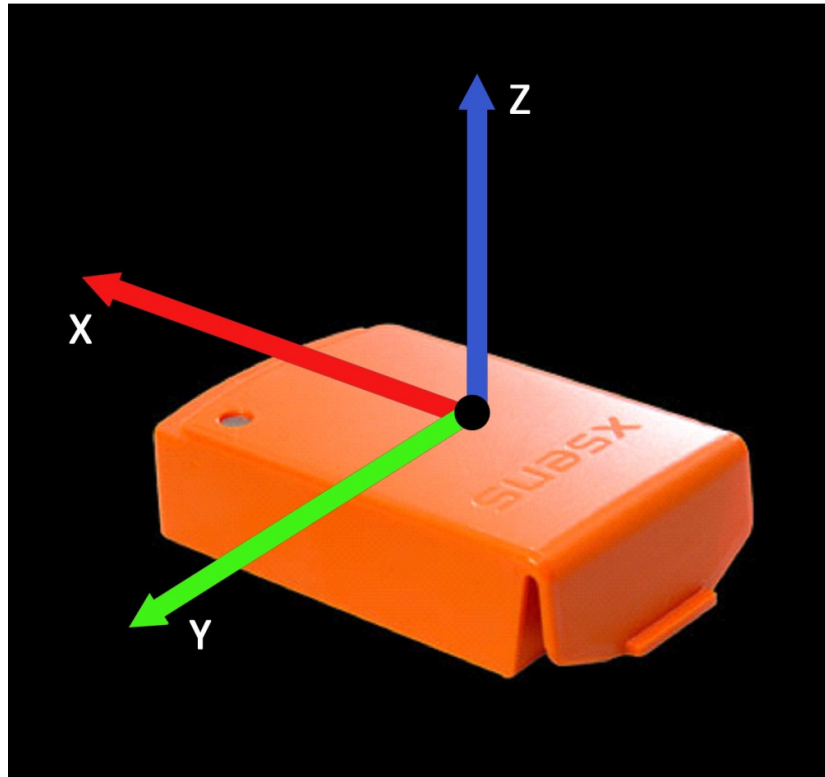


Fig. 7 Sistema di riferimento locale applicato ad un sensore inerziale della tecnologia Xsens

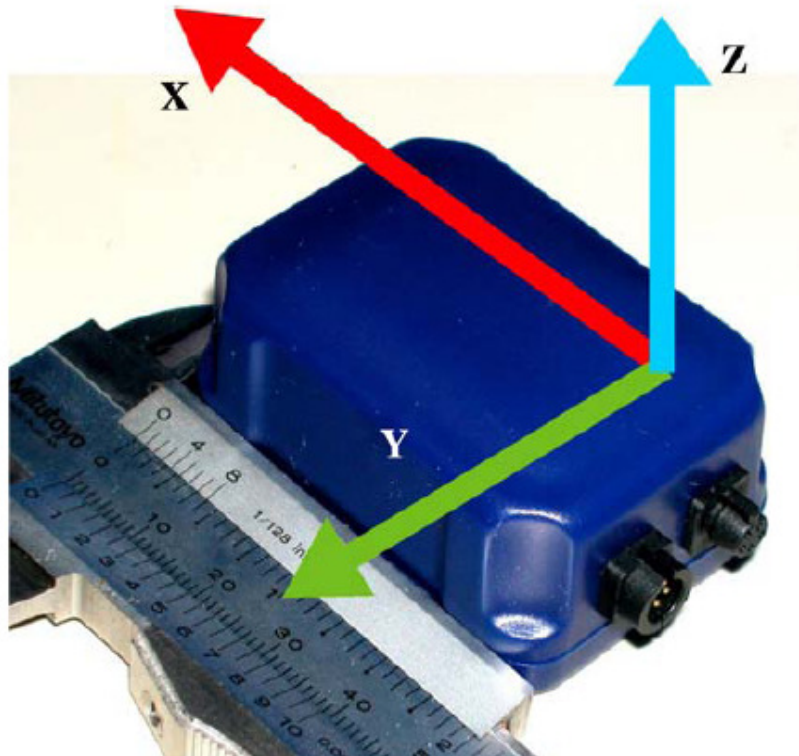


Fig.8 Sensore MT9B

### *3.3.2 Segmenti corporei e descrizione della cinematica*

Per sviluppare questo protocollo è necessario conoscere in maniera accurata le caratteristiche anatomiche e funzionali dell'arto superiore, in particolare della spalla e del gomito. Come già descritto, il torace, la scapola, l'omero e l'avambraccio possono essere considerati come veri e propri corpi rigidi che vanno a formare l'arto superiore. L'orientamento della scapola e dell'omero è calcolato rispetto al torace, mentre l'orientamento dell'avambraccio è calcolato rispetto all'omero.

La cinematica scapolo-toracica è descritta grazie a tre angoli indipendenti: quello di protrazione-retrazione (PR-RE), quello di rotazione medio laterale (ME-LA) e quello che si ottiene dal ribaltamento anteriore e posteriore (AN-PO). Anche la cinematica omero-toracica è descritta grazie a tre angoli indipendenti: quello di flessione-estensione (FL-EX), quello di abduzione e adduzione (AB-AD) e quello di rotazione interna e esterna (IN-EX). La cinematica del gomito, infine, è anch'essa descritta grazie a due angoli indipendenti: quello di flessione-estensione (FL-EX), quello di prono-supinazione (PR-SU) e grazie anche a un parametro costante: l'angolo di "accoppiamento" compreso tra i due assi di rotazione dei due movimenti.

Per determinare esattamente questi angoli, è stato necessario associare a ogni segmento corporeo dell'arto superiore un sistema di riferimento locale. Per l'omero sono stati definiti due sistemi di riferimento anatomici, uno descrittivo della cinematica omero-toracica e relativo all'omero prossimale, e l'altro descrittivo della cinematica del gomito e relativo all'omero distale. Per quest'ultimo il sistema di riferimento locale è stato definito applicando il metodo di Denavit-Hartenberg rispetto al giunto comune di flessione estensione e di prono-supinazione del gomito, l'asse Z che punta in direzione opposta al polso e l'asse X ortogonale a Y e Z. Nella definizione di queste due terne non si è seguito alla lettera la convenzione standard prevista dal metodo H-D nell'assegnare gli assi X,Y e Z alle terne poiché si sono seguite maggiormente le raccomandazioni previste dall'Associazione Internazionale della spalla (ISB, shoulder group). Per il gomito: l'asse x è posizionato lungo l'asse di rotazione, l'asse z ortogonale a x, e l'asse y è posizionato in modo tale da formare una terna destrorsa con gli assi x e y e punta verso il cranio. Per

l'avambraccio, il sistema di riferimento è stato definito utilizzando ancora il metodo H-D, posizionando così l'asse Y nella stessa direzione dell'asse.

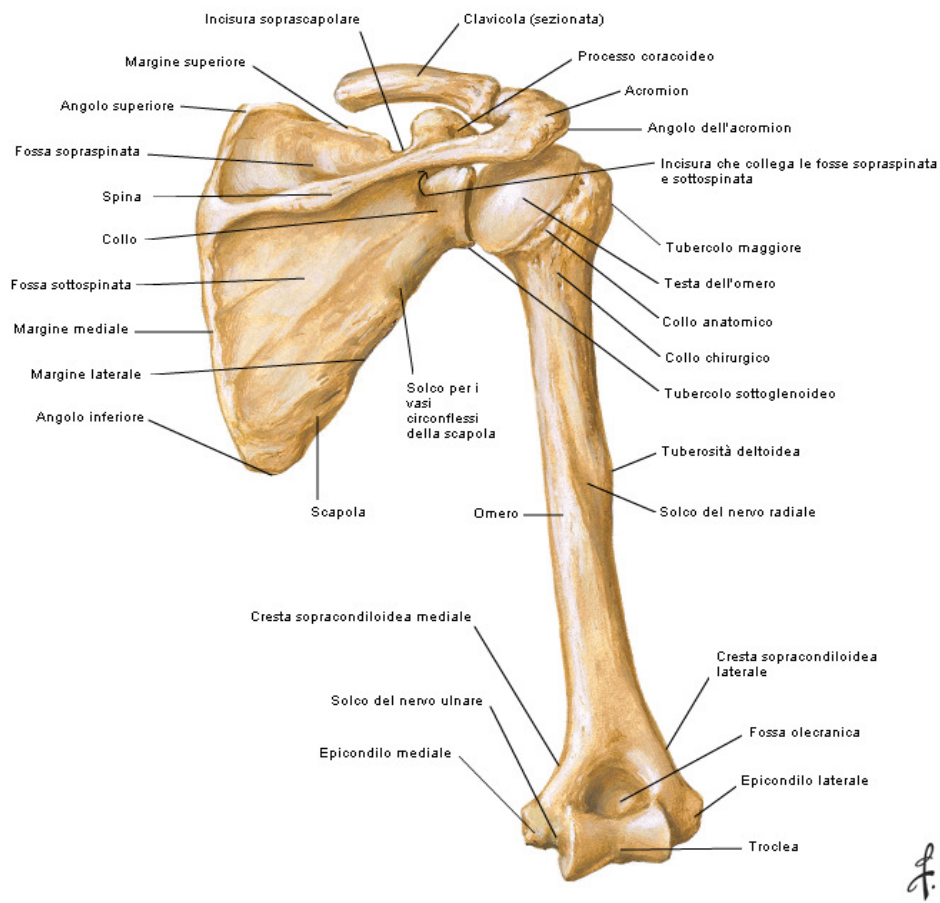


Fig. 9 Omero e scapola

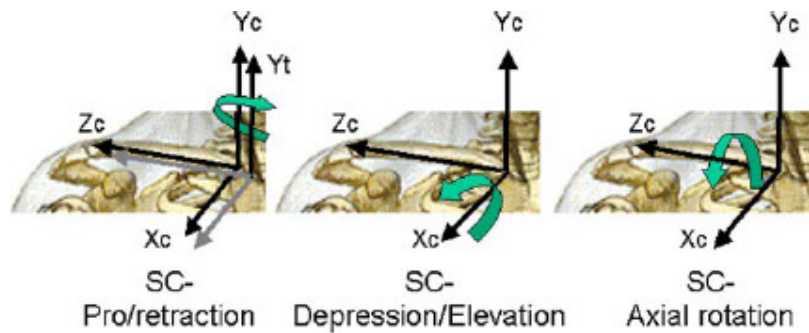


Fig. 10 Sistemi di riferimento solidali alla clavicola

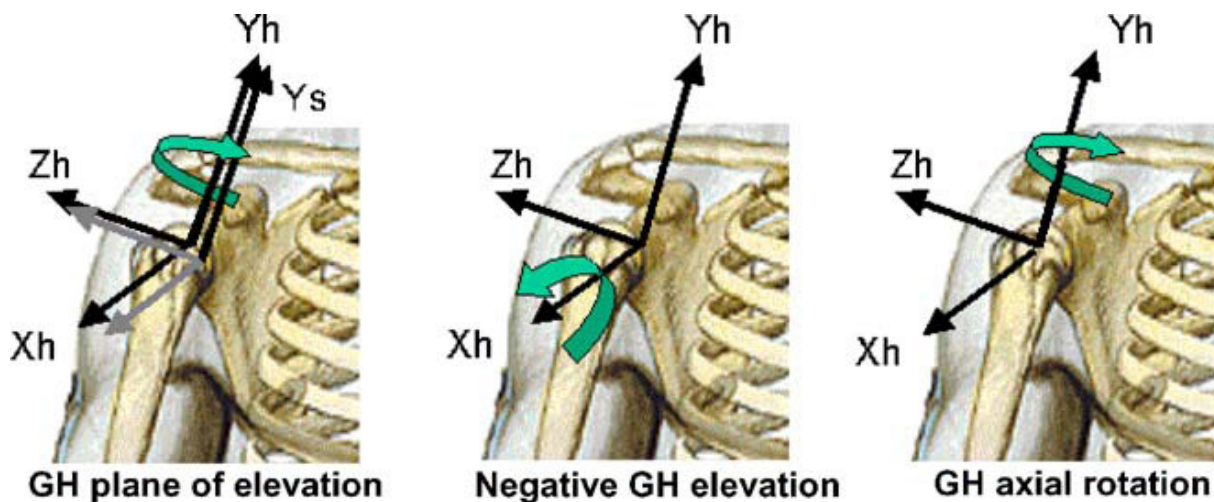


Fig.11 Sistemi di riferimento dell'omero

### 3.4 Condizioni per il funzionamento del protocollo

Per determinare correttamente la cinematica dell'arto superiore è necessario posizionare le unità di sensore sul torace, sulla scapola, sull'omero e sull'avambraccio del soggetto sottoposto all'esperimento, definire sistemi di riferimento anatomici per il torace, la scapola e l'omero prossimale e, di conseguenza esprimere l'orientamento di questi sistemi di riferimento, rispetto al sistema di riferimento dell'unità di sensore corrispondente al segmento corporeo. Di conseguenza si fa lo stesso per l'omero distale e per l'avambraccio. Successivamente si calcolano gli angoli che consentono di determinare la cinematica dell'arto superiore.

#### 3.4.1 Posizionamento delle unità di Sensore

Il posizionamento delle unità di sensore ricopre un ruolo fondamentale per determinare la cinematica dell'arto superiore. Ogni unità viene posizionata sul segmento corporeo di interesse, con un nastro biadesivo aderente alla pelle e alla superficie del sensore. Per il torace il sensore è posto sopra allo sterno con l'asse Z del sistema di riferimento del sensore stesso che punta verso l'esterno del corpo. Per la scapola, l'asse X del sistema di riferimento del sensore è allineato con la direzione della colonna vertebrale e per l'omero

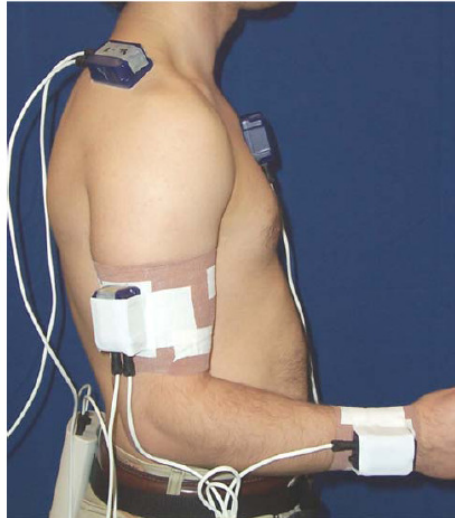
infine, il sensore viene posto in una posizione tale da ridurre gli artefatti provocati dai tessuti molli. Infine l'origine del sistema di riferimento dell'avambraccio è posta tra l'ulna e il radio con l'asse Z che punta in direzione opposta al polso.

Il soggetto è in posizione eretta, con la schiena dritta e entrambe le braccia distese lungo il corpo.

Le terne anatomiche del torace, della scapola e dell'omero prossimale hanno un orientamento costante rispetto al sistema di riferimento del sensore del segmento corporeo corrispondente. Invece per l'omero prossimale tale orientamento non è costante ma cambia in base ad ogni movimento dell'arto basandosi sull'asse principale dell'avambraccio. Mancano però da definire i sistemi di riferimento anatomici per l'omero distale e l'avambraccio, e per far ciò è necessario definire la direzione degli assi di flessione-estensione e prono-supinazione del gomito.

Per misurare l'orientamento dell'omero e dell'avambraccio vengono fatti svolgere al soggetto due compiti. Il primo in cui flette e estende il gomito fino a 130° per cinque volte e il secondo di prono-supinare l'avambraccio tenendo il gomito piegato di 90° e l'omero disteso lungo il corpo. Durante l'esecuzione dei compiti svolti dal soggetto, la posizione dei sistemi di riferimento anatomici rispetto ai sistemi di riferimento delle unità di sensore, varia costantemente.

Gli angoli omero toracici, scapolo toracici e del gomito vengono determinati calcolando le successive posizioni delle terne di riferimento anatomiche con le seguenti sequenze di angoli di Eulero: per i primi tre angoli indipendenti, protrazione-retrazione scapolo toracica, rotazione medio laterale e movimento anteriore e superiore con la sequenza  $YZ'X''$ ; per determinare gli angoli di flessione-estensione omero toracica, di abduzione-adduzione e di movimento interno e esterno con la sequenza  $XZ'Y''$ . Tale sequenza di angoli di Eulero viene usata per determinare angoli di movimento che avvengono prevalentemente sul piano sagittale, che divide il corpo umano in due parti, una destra e sinistra. Per calcolare, inoltre l'abduzione-adduzione omero toracica, la flessione-estensione e il movimento interno e esterno, si utilizza la sequenza  $ZX'Y''$  e per la flessione-estensione, prono-supinazione e angolo di carico del gomito con la sequenza  $XZY''$ .



*Fig. 12 Posizionamento dei sensori MT9B*

### *3.5 Verifica sperimentale del protocollo*

Gli scopi prefissati per tale protocollo sono due. Il primo è quello di stabilire se il sistema di riferimento anatomico, permette di calcolare la cinematica dell'arto superiore, il secondo invece si prefigge di determinare le problematiche e gli errori che è possibile trovare usando l'MT9B invece che un sistema optoelettronico, durante i movimenti di importanza clinica. In altri termini il secondo scopo consiste nel stabilire l'accuratezza del MT9B durante questi movimenti.

Come soggetto per gli esperimenti viene incaricato un uomo destrorso di 23 anni. Dopo un'accurata valutazione fisica viene verificata l'assenza di qualsiasi tipo di patologia dell'arto superiore.

#### *3.5.1 Esperimento 1: verifica dell'accuratezza dell'MT9B*

L'accuratezza dell'MT9B dipende dalla direzione, dalla velocità e dall'ampiezza di rotazione dei sensori. Per valutare l'accuratezza si utilizzano simultaneamente l'MT9B e il sistema optoelettronico e si confrontano i dati ottenuti dai due tipi di sistema. Al fine di poter applicare il protocollo descritto con il sistema optoelettronico, ogni sensore MT9B è stato



riprodotto utilizzando quattro markers posizionati su una base piatta di materiale rigido incollata sulla superficie dei sensori stessi. Per il torace, l'omero e l'avambraccio sono stati utilizzati dei supporti in plastica dal peso di 34 [g]. Per la scapola, infine, è stato utilizzato un supporto molto leggero costituito da cartone. Conseguentemente per ogni gruppo di markers sono stati definiti dei sistemi di riferimento locali, in parallelo ai sistemi di riferimento dei sensori. Oltre ai sei compiti richiesti dal primo esperimento, il soggetto deve eseguire quattro compiti aggiuntivi: un movimento interno-esterno della spalla con il braccio piegato a 90°, un movimento di abduzione-adduzione della spalla nel piano frontale; il soggetto deve inoltre portare la mano verso la nuca, compito eseguito nel piano sagittale e infine deve portare la mano verso la fronte, compito eseguito nel piano frontale. Il soggetto esegue cinque volte ogni compito e in ogni ripetizione egli esegue ciclicamente cinque volte il movimento ad una velocità ad egli confortevole.

#### *3.5.1.2 Analisi dei dati*

I risultati ottenuti dall'MT9B e dall'sistema optoelettronico consentono di valutare gli angoli di giunto attraverso tre parametri: l'errore quadratico medio, il coefficiente di correlazione ( $r$ ) e il coefficiente angolare della retta di regressione ( $m$ ). Però per valutare l'effettiva accuratezza del sistema MT9B da un punto di vista clinico, gli angoli di giunto vengono divisi in due principali gruppi: gli angoli di giunto principali (MJA) coinvolti nei movimenti che hanno un elevato interesse clinico e gli angoli di giunto non principali (NMJA) di minore importanza. Per entrambi questi due tipi di angoli si calcola, separatamente, il valore medio e quarto dei tre parametri sopra specificati.

TASKS \ JOINTS	ELBOW			HUMEROTHORACIC			SCAPULOTHORACIC		
	FL-EX	CA	PR-SU	FL-EX	AB-AD	IN-EX	PR-RE	ME-LA	AN-PO
Elbow FL-EX									
Elbow PR-SU									
Shoulder FL-EX									
Shoulder AB-AD									
Shoulder IN-EX 1									
Shoulder IN-EX 2									
Hand-to-nape									
Hand-to-top-of-head									
Shoulder-girdle EL-DE									
Shoulder-girdle PR-RE									

Tabella 13 Nel grafico vengono riportati gli angoli di giunto principali e quelli non principali considerati in ogni compito svolto dal soggetto. I quadrati bianchi indicano i primi mentre i quadrati più scuri indicano i secondi. IN-EX1 e IN-EX sono compiti svolti con l'omero fermo lungo il corpo, IN-EX 2, IN-EX, invece sono svolti flettendo il gomito fino a 90°.

### 3.5.2 Esperimento 2: verifica del sistema di riferimento anatomico

Per la determinazione della cinematica omero toracica, scapolo toracica e del gomito è necessario seguire, per il regolare svolgimento dell'esperimento, alcuni criteri importanti. Innanzitutto ci deve essere una minima interferenza tra gli angoli di giunto, quando il soggetto esegue un movimento che riguarda un singolo angolo di articolazione. Un ulteriore criterio consiste nel limitare al minimo il range of motion dell'angolo di accoppiamento durante i movimenti di flessione-estensione del gomito e di pronosupinazione. Il soggetto viene quindi incaricato di svolgere sei compiti, per cinque volte ciascuno: flessione-estensione e pronosupinazione del gomito, flessione-estensione e movimento interno e esterno della spalla (per svolgere questo compito è necessario che il soggetto tenga l'omero disteso lungo il corpo con il gomito piegato di 90°) abbassamento, rotazione, protrazione e retrazione della spalla. In ogni ripetizione il soggetto ripete ciclicamente il movimento per cinque volte.

### 3.6 Risultati

#### 3.6.1 Risultati dell' esperimento 1

Ogni angolo di giunto misurato grazie al sistema MT9B viene anche calcolato grazie ad un sistema optoelettronico ottenendo così 450 paia di risultati di cui circa 24 vengono esclusi poiché affetti da errori. Delle rimanenti 426 paia viene calcolato l'errore quadratico medio, il coefficiente di correlazione e il coefficiente angolare della retta di regressione.

Per il 97% delle paia di dati risulta che l'errore quadratico medio è compreso tra  $0.2^\circ$  e  $3.2^\circ$ ; il 90,4% ha un coefficiente di correlazione ( $r$ ) maggiore di 0,86 e per l'88% il coefficiente angolare risulta compreso tra lo 0.79 e 1.15

Come già specificato il valore di questi tre parametri vengono calcolati separatamente per gli angoli di giunto principali e per quelli non principali. Vengono misurati 164 campioni per gli angoli di giunto principali e 262 per gli angoli di giunto non principali. In particolare nel 100% delle paia di angoli di giunto principali, il coefficiente di correlazione è maggiore a 0.94, il coefficiente angolare della retta di regressione è compreso tra 0.90 e 1.09. Non sono inoltre state trovate differenze statistiche fondamentali per l'errore quadratico medio. Dall' immagine 14 si vede come non ci siano grandi errori presenti nel lavoro di Cutti. Infatti la cinematica stimata da entrambi i sistemi, quello che utilizza i sensori inerziali e quello optoelettronico, è simile durante tutti i tre movimenti analizzati.

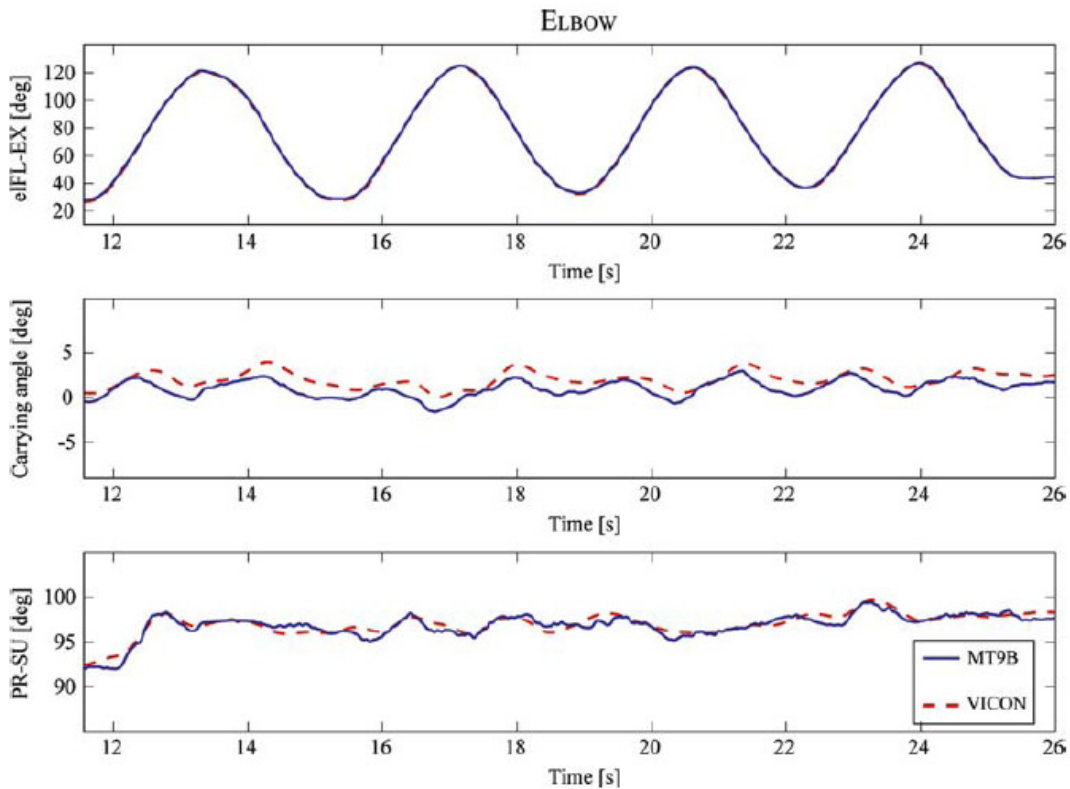


Fig.14 Confronto tra la cinematica ottenuta dal sistema optoelettronico (linea tratteggiata) e il sistema che utilizza i sensori inerziali

### 3.6.2 Risultati dell'esperimento 2

I sistemi di riferimento anatomici del torace e dell'omero prossimale consentono di determinare la cinematica omerotoracica, in particolare l'esatta determinazione dell'asse di rotazione dell'omero sottoposto a movimento di flessione-estensione è stata garantita dal limitato range of motion del movimento di abduzione-adduzione ( $9^{\circ} \pm 1.9^{\circ}$ ) durante l'esecuzione del compito di flessione-estensione della spalla, svolto nel piano sagittale. Così l'identificazione dell'asse di rotazione dell'omero sottoposto a movimento interno esterno, è garantita da un limitato range of motion dei movimenti di flessione-estensione della spalla e di abduzione-adduzione, durante l'esecuzione del movimento interno esterno dell'omero. I sistemi di riferimento locali del torace e della scapola consentono di determinare la cinematica scapolo toracica, questo lo si può constatare dalla tabella 14, dove vengono riportati i principali range of motions per gli angoli del gomito, dell'omero e

della scapola. In particolare, durante l'esecuzione del compito di elevazione e depressione della spalla, il range of motion calcolato per la rotazione medio laterale è, circa, tre volte maggiore del range of motion ottenuto per il movimento anteriore-posteriore e di protrazione-retrazione omero toracica. Questo fa sì che l'asse di rotazione medio-laterale della scapola è stato determinato in maniera corretta. Allo stesso modo, durante il compito di protrazione retrazione della spalla, il range of motion del movimento di protrazione retrazione scapolo toracica è tre volte più grande del corrispondente range of motion del movimento medio laterale e anteriore posteriore della scapola. Questo infine conferma l'esatta determinazione dell'asse di protrazione retrazione scapolo toracica. L'esatta identificazione di tali sistemi di riferimento per il torace, per la scapola e per l'omero prossimale è dovuta anche al ritmo scapolo-omerale. Infatti come si può vedere nella *Fig. 15*, durante la flessione-estensione della spalla, la rotazione medio-laterale della scapola rimane costante fino a 40°. Nella figura sono riportati i movimenti eseguiti dal soggetto durante i compiti svolti. Si vede poi che, in media ad una rotazione medio laterale di 28° corrisponde una flessione estensione omero toracica di 70° con un rapporto di 2.5 :1 che è vicino alle aspettative del team che ha sviluppato il protocollo. Infine i sistemi di riferimento locali dell'omero distale e dell'avambraccio consentono di determinare la cinematica del gomito. In particolare, l'esatta determinazione dell'asse di rotazione del gomito è stata validata grazie al limitato range of motion del movimento di prono supinazione ( $5.5^{\circ} \pm 2.6^{\circ}$ ) durante l'esecuzione del compito di flessione estensione, e grazie anche al limitato range of motion del movimento di flesso estensione ( $3.1^{\circ} \pm 1.3^{\circ}$ ) durante l'esecuzione del compito di prono supinazione. Sicuramente il team di ingegneri ha constatato che i dati ottenuti sperimentalmente dalle prove eseguite dal soggetto consentono di determinare e quindi valutare la cinematica omero toracica, scapolo toracica e del gomito in accordo con il protocollo da loro sviluppato.

TASK	ELBOW			HUMEROTHORACIC			SCAPULOTHORACIC		
	FL-EX	PR-SU	Carrying ang.	FL-EX	AB-AD	IN-EX	PR-RE	ME-LA	AN-PO
El. FL-EX	95.1 ± 4.8	5.5 ± 2.6	3.7 ± 0.7						
El. PR-SU	3.1 ± 1.3	114.2 ± 3.8	2.6 ± 0.7						
Sho. FL-EX				110.2 ± 3.1	9 ± 1.9	11.0 ± 3.6	18.5 ± 2.5	27.7 ± 2.4	9.1 ± 1.3
Sho. IN-EX				3.7 ± 1.4	1.7 ± 0.5	57.9 ± 5.3	8.5 ± 2.0	1.8 ± 0.8	8.9 ± 1.9
Gir. EL-DE							6 ± 2.2	23.9 ± 2.5	7.2 ± 1.7
Gir. PR-RE							33.6 ± 5.1	11.5 ± 2.7	16.3 ± 2.7

Tabella 15 Principali RoM per i compiti eseguiti nel primo esperimento

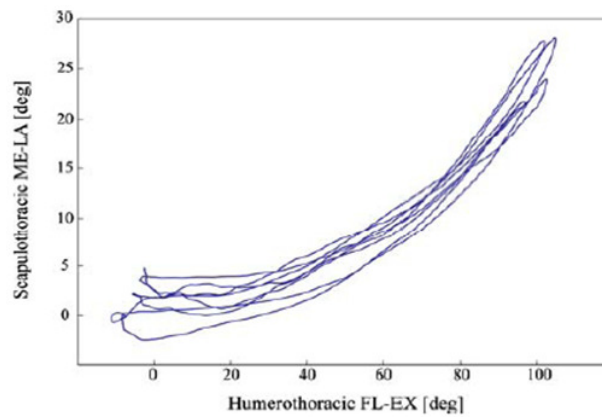


Fig. 16 Rappresentazione del ritmo scapolo-omerale misurato durante un movimento di flessione ed estensione della spalla eseguito nel piano sagittale.

### 3.7 Discussioni e conclusioni

Gli IMMS sono disponibili commercialmente ed economici e risultano essere degli ottimi candidati per essere utilizzati in applicazioni cliniche per calcolare la cinematica della spalla e del gomito seguendo il protocollo spiegato. Quest'ultimo prevede che i sensori vengano applicati al torace, alla scapola, all'avambraccio e all'omero definendo dei sistemi di riferimento anatomici per ciascuno di questi segmenti corporei grazie ad una singola acquisizione statica e grazie alla valutazione funzionale dell'asse di rotazione del gomito.

Il protocollo richiede meno di dieci minuti per essere completato e richiede soltanto l'utilizzo del sistema MT9B. Un vantaggio del protocollo è calcolare gli angoli di giunto senza l'aiuto di algoritmi che renderebbero il calcolo molto più complicato ed inoltre non risulta necessario considerare il movimento della clavicola. I sensori sono applicati sulla pelle e non fissati all'osso facendo sì che la cinematica dell'arto superiore non sia affetta da artefatti riguardanti i tessuti molli. Per quanto riguarda il sensore applicato alla scapola, il protocollo garantisce che un sensore elettromagnetico posizionato sulla superficie della pelle consente di determinare la cinematica della scapola con un'elevata accuratezza adatta per le applicazioni cliniche. I risultati dell'esperimento 2 garantiscono la validità del protocollo sopra descritto, infatti tutti i criteri richiesti dall'esperimento vengono soddisfatti supportando la conclusione che i sistemi di riferimento anatomici definiti nel protocollo consentono di calcolare la cinematica dell'arto superiore. Il soggetto coinvolto nell'esperimento svolge una regolare attività fisica e ha un'eccellente tono muscolare. Un passo avanti sarebbe quello di poter sottoporre agli esperimenti diverse persone di età diversa con caratteristiche fisiche diverse affette da patologie all'arto superiore così da constatare l'effettiva validità clinica del protocollo. Inoltre il secondo esperimento svolto è rapido da eseguire e ciò suggerisce che esso rappresenta uno strumento adatto per applicazioni cliniche in ambulatorio. I risultati del primo esperimento giustificano i risultati del secondo esperimento. I primi confermano che il sistema MT9B è adatto per applicazioni cliniche per valutare la cinematica dell'arto superiore. In particolare l'accuratezza dell'MT9B è adeguata per applicazioni cliniche. I risultati dell'esperimento 1 sono stati ottenuti confrontando la mole di dati ottenuti dall'MT9B con i dati ricavati dal sistema optoelettronico, utilizzando lo stesso protocollo. Le differenze rilevate nella determinazione della cinematica dell'arto superiore ottenuta grazie ai due sistemi, potrebbero essere collegate all'accuratezza intrinseca dell'MT9B e a come gli errori dovuti alle strumentazioni utilizzate si propagano nel protocollo. Non esistono studi che provino l'effettiva accuratezza del sistema in combinazione a questo protocollo. Vero è che i risultati sono stati ottenuti per un soggetto giovane e sano che esegue i compiti richiesti senza fatica e con una velocità a lui adeguata. Per pazienti affetti da patologie della spalla e del gomito, come ad esempio lesione della

cuffia dei rotatori, o per soggetti che hanno bisogno di protesi sostitutive del braccio, i movimenti da essi eseguiti sono molto più lenti per le stesse Range of Motions previste dal protocollo e quindi l'accuratezza del sistema risulterebbe sicuramente maggiore. In una prospettiva futura questo protocollo, integrato con la conoscenza della posizione del polso, del gomito e della spalla, potrebbe risultare un importante strumento di valutazione clinica per pazienti affetti da patologie dell'arto superiore.



## *Capitolo 4*

### *Fusion motion capture: utilizzo dei sensori inerziali per l'analisi biomeccanica di una sciata*

#### *4.1 Introduzione*

Lo scopo del lavoro di M. Brodie è quello di calcolare la cinematica di uno sciatore a cui è stato dato il compito di eseguire un slalom con 10 porte che copre una distanza di circa 300 metri. Il protocollo sviluppato dal team di ricercatori prevede l'utilizzo di sensori inerziali (IMU) della tecnologia Xsens, un magnetometro e un termometro contenuto in una scatola dal peso di 35 [g] e di sistemi di posizionamento globali (GPS) in grado di fornire la posizione dello sciatore in ogni istante. I dati ottenuti da questi due strumenti vengono confrontati con i dati forniti da video, che riprendono la performance dello sciatore e dalle misurazioni ottenute grazie a un teodolite. Le informazioni ricavate dai dati vengono utilizzate per creare nuovi strumenti atti a studiare la tecnica e la performance dello sciatore, nonché utili al fine di ridurre la probabilità di infortuni dovuti allo scorretto movimento dell'atleta.

L'analisi biomeccanica di uno sciatore professionista è molto difficile a causa delle difficoltà pratiche e tecniche legate alla risoluzione e all'accuratezza dell'analisi 3-D. La maggior parte delle ricerche biomeccaniche effettuate fino ad ora in questo campo hanno concentrato la loro analisi su brevi tratti del percorso effettuato dallo sciatore, ( 1 o 2 porte) comunque, tramite una specifica analisi, il team di ingegneri ha osservato che la performance dell'atleta è dipendente dalle precedenti performance. Quindi nel protocollo si ipotizza che la performance globale sia dipendente dalle prove effettuate ma anche da quelle che l'atleta dovrà svolgere e pertanto l'esito della gara e conseguentemente la performance globale dello sciatore non può essere prevista da una sequenza di singole prove. La performance dipende infatti dall'allenamento dell'atleta e dal suo affaticamento dovuto a più ripetizioni della prova a cui è sottoposto. Lo scopo del protocollo è proprio quello di superare le difficoltà appena viste utilizzando un nuovo sistema il Fusion Motion Capture (FMC). Il vantaggio nell'utilizzare questo sistema consiste nel fatto che esso è in

grado di catturare il movimento e la dinamica dello sciatore durante tutta la prova fornendo, con un opportuno algoritmo di fusione, i dati forniti dai sensori inerziali e dai sistemi di posizionamento globale al fine di aumentare l'accuratezza del filtro di Kalman tramite le soluzioni fornite dai sensori inerziali e dai sistemi GPS.

Le precedenti ricerche effettuate in questo campo indicano che cambiamenti di meno di 1° nell'orientazione degli arti possono essere monitorati con successo. Però esiste una problematica tecnica legata all'utilizzo dei sistemi ottici per la rilevazione 3-D in quanto sono necessarie almeno quattro videocamere per porta e quindi in un percorso di circa dieci porte sono necessarie quaranta videocamere sincronizzate e calibrate.

Il sistema di Fusion Motion Capture, utilizza un protocollo a bassa comunicazione per estrarre i dati provenienti da ogni sistema di rilevamento, fondendoli al fine di aumentare l'accuratezza. Ad esempio, unendo il risultato dell'integrale dell'accelerazione dell'atleta con i dati forniti dal GPS è possibile ottenere una stima della traiettoria dello sciatore, la sua velocità e l'orientazione durante tutta l'intera prova.

Il problema è ora come poter utilizzare le informazioni biomeccaniche e i dati ottenuti per migliorare la performance dell'atleta professionista.

## *4.2 Metodologie di acquisizione*

### *4.2.1 Acquisizione dei dati*

Il soggetto sottoposto alle prove è un atleta maschio di 20 anni, di 78 [kg], membro della squadra nazionale Neo-Zelandese. La prova consiste in uno slalom lungo 300 [m] comprendente dieci porte presso l'impianto sciistico di Mt Ruapehu nel Nord Island in Nuova Zelanda. La cinematica dei segmenti corporei dell'atleta, che include anche la velocità angolare e l'accelerazione locale, è stata ottenuta grazie a 13 sensori inerziali applicati ai seguenti segmenti corporei: capo, tronco, bacino, braccia e avambracci, cosce, gambe e scarponi da sci. I sensori inerziali sono stati applicati al corpo in maniera tale da ridurre al minimo tutti i possibili artefatti e i cavi di collegamento tra i vari sensori sono contenuti in un body di lycra. Ciascun sensore è applicato al body di lycra attraverso del

velcro. I sensori inerziali, inoltre devono essere posizionati in maniera corretta e sono posizionati:

- Sulla parte superiore dei bastoncini da sci a livello dell'impugnatura
- Sulla parte inferiore delle braccia, abbastanza lontano dalle articolazioni del polso così da permettere allo sciatore di compiere liberamente il movimento
- Sulla superficie mediale del braccio
- Sullo sterno
- Sulla parte superiore del caschetto di protezione, all'incirca sull'apice del cranio
- Tra le spine iliache posteriori
- Sulla superficie laterale della coscia, tra il condilo femorale laterale e il grande trocantere
- Sulle gambe, su una sezione piana della tibia appena sotto il ginocchio
- Sulla parte superiore dello scarpone da sci ( sul gambetto), appena sopra la caviglia

Viene inoltre utilizzato un RS-Scan in grado di calcolare la pressione esercitata dagli sci sulla neve. Un sistema GPS viene applicato al caschetto dello sciatore e un ulteriore sensore è posizionato vicino alla pista. Vengono effettuate dallo sciatore due sole prove, una la mattina sulla neve più dura e una nel pomeriggio sulla neve più morbida.

#### *4.2.2 Strumentazione dell'equipe*

Per sviluppare il protocollo il team di ingegneri ha a disposizione tredici sensori inerziali (IMU) della tecnologia Xsens, ognuno dei quali ha un output massimo di frequenza di 512 [Hz]. Vengono inoltre utilizzati due sistemi GPS, un teodolite della tecnologia giapponese Sokkia, due video camere digitali Sony DCR-TRV 730E e un RS-scan, con un output di frequenza di 100 [Hz].

### *4.3 Elaborazione dei dati*

#### *4.3.1 Orientazione degli arti*

I dati ottenuti vengono trattati attraverso un algoritmo di fusione e grazie a un modello biomeccanico del corpo umano, implementato in MATLAB. L'orientamento degli arti dello

sciatore è ottenuto grazie a tredici sensori inerziali applicati ai diversi segmenti corporei. I produttori dei sensori inerziali forniscono un algoritmo che utilizza un filtro di Kalman che potrebbe essere utilizzato per determinare l'orientazione degli arti. Comunque si è dimostrato che questo approccio che utilizza tale algoritmo presenta un errore relativo all'orientazione degli arti dell'atleta, misurato attraverso un pendolo, di più o meno 20°. In questo protocollo però gli autori sviluppano un adatto algoritmo di integrazione in grado di rilevare il movimento dello sciatore professionista durante l'intera prova. L'algoritmo di fusione sviluppato dal team di ingegneri presenta un errore di RMS minore a 1°; però nelle misurazioni ottenute dai vari sistemi di rilevamento potrebbe verificarsi un errore maggiore di un grado e un errore superiore a 5° nell'orientamento degli arti provocherebbe una sequenza di movimenti successivi dell'atleta diversa da quella registrata dalle videocamere. E' stato però dimostrato che in questo protocollo l'errore non supera mai i 5°. Gli autori del protocollo ritengono che il peggiore orientamento degli arti si verifica quando l'atleta passa oltre la settima porta durante la prova sulla neve più compatta. L'errore può essere il risultato di un'elevata accelerazione angolare, di vibrazioni provocate dagli sci durante la discesa su una neve compatta e dura, di artefatti legati ai tessuti muscolari dell'atleta, in quanto i sensori inerziali non sono fissati direttamente all'osso dei vari segmenti corporei. Gli errori nell'orientamento sono dovuti a diverse cause e potrebbero essere ridotti meglio posizionando i sensori e proteggendoli dagli impatti con i gate durante la discesa e dalle vibrazioni prodotte dagli sci, oppure utilizzando più sensori per ogni arto o usando un software in grado di modellare gli artefatti dovuti ai tessuti muscolari.

#### *4.3.2 Traiettoria globale*

La traiettoria del caschetto dell'atleta viene calcolata fondendo i dati ricavati dal GPS a 1 [Hz] con i dati ricavati dal sensore inerziale posizionato sul caschetto, campionati a 50 [Hz]. L'esatta posizione di partenza e di arrivo dell'atleta durante la prova e la posizione delle porte nel percorso vengono determinate da un teodolite e da un GPS. Poichè la

velocità del GPS, calcolata tramite effetto Doppler dalla frequenza portante, è più accurata rispetto alla posizione, è importante per il processo di fusione dei due tipi di dati acquisiti che l'atleta inizi e termini la discesa sempre nei medesimi punti. Il punto di riferimento principale per il calcolo della posizione istantanea dello sciatore è il GPS posizionato sul caschetto e tutti i segmenti corporei sono ad esso riferiti. Vengono considerati come ulteriori punti di riferimento anche il C7, successivamente la spalla e il lombare. La posizione del baricentro dell'atleta viene calcolata attraverso una somma pesata dei baricentri dei vari segmenti corporei precedentemente definiti.

L'accuratezza della traiettoria appena calcolata viene confrontata con le registrazioni video effettuate grazie alle videocamere e si vede che il contatto tra lo sciatore e ogni porta avviene simultaneamente a quanto avviene nel video. In presenza di discordanze non si sa se la traiettoria dell'atleta è stata calcolata in maniera errata oppure se la posizione della porta è stata calcolata in maniera errata.

Una problematica legata alla determinazione della traiettoria globale dell'atleta consiste nella composizione del manto nevoso il quale non risulta costante in tutta la pista. Gli errori del sistema di Fusion Motion Capture hanno entità diversa rispetto agli errori rilevati nel sistema basato su videocamere poichè la velocità e l'accelerazione misurate direttamente sono più accurate rispetto alla posizione, che è determinata da misure di accelerazione e velocità. Per migliorare l'accuratezza del sistema si potrebbero utilizzare GPS molto più costosi, vincolare l'atleta alla superficie nevosa oppure posizionare dei punti di controllo (checkpoints) in punti salienti della discesa, calcolando ad esempio l'istante in cui avviene l'impatto tra la porta e lo sciatore.

Esiste un legame molto stretto tra il calcolo dell'orientazione degli arti dello sciatore e il calcolo della traiettoria del centro di massa e la modalità che utilizza un algoritmo di fusione dei risultati sopra spiegata fornisce un risultato valido per tutta la discesa migliore rispetto al sistema utilizzato in passato basato su una sequenza di singole misurazioni. In figura 17 viene rappresentato un semplice diagramma che descrive l'algoritmo di fusione sviluppato in questo protocollo. Esso risulta molto complesso ma è molto più accurato rispetto ai precedenti metodi di calcolo sviluppati per determinare la posizione e l'orientazione degli arti dell'atleta durante la discesa.

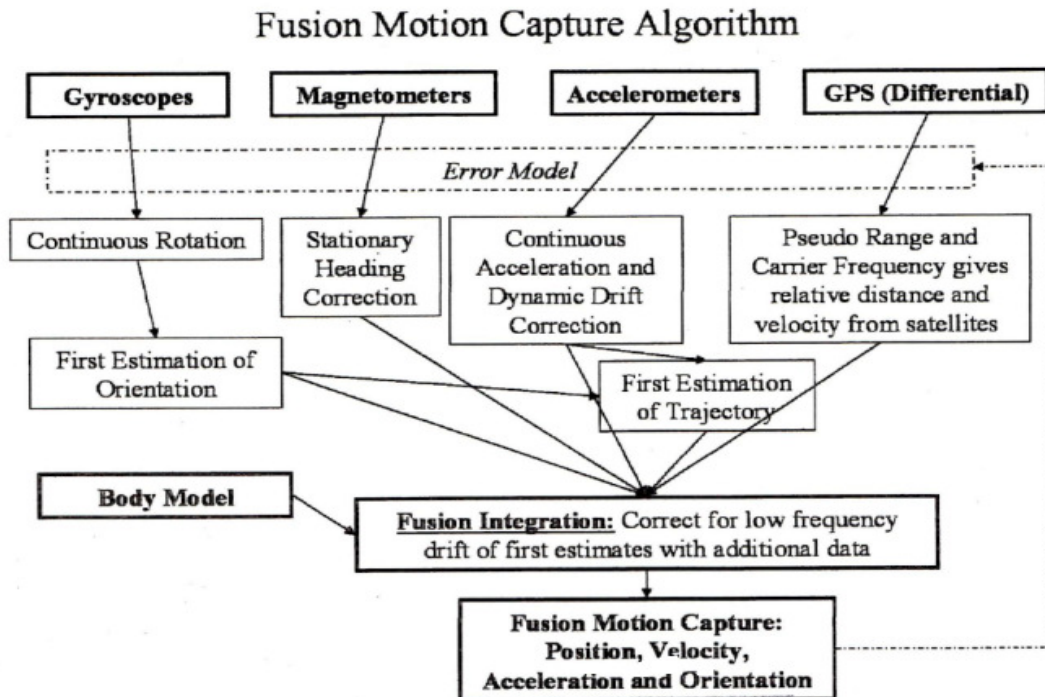


Fig 17 Schema a blocchi dell'algoritmo di fusione che fonde i dati ottenuti dai sensori inerziali e dai sistemi di posizionamento globale.

### 4.3.3 Antropometria 3-D

Per calcolare la disposizione degli arti corporei è necessario disporre di un modello dell'atleta. I parametri inerziali dello sciatore sono ottenuti dalla sua massa, comprendendo gli scarponi, il caschetto e l'antropometria 3-D ottenuta grazie a un telaio costruito su misura. Le proprietà inerziali del caschetto vengono inglobate al segmento corporeo della testa mentre le proprietà inerziali degli scarponi sono inglobate al segmento corporeo del piede. Ogni sensore inerziale dispone di un sistema di coordinate

locali che dovrà essere riferito, durante il processo di calibrazione, al sistema di coordinate locali dell'arto a cui è applicato.



*Fig. 18 Modello antropometrico del corpo dello sciatore e posizionamento dei sensori inerziali.*

#### *4.3.4 Calcolo della calibrazione dei sensori inerziali*

Nel protocollo sviluppato l'atleta è libero di muoversi senza vincoli e il movimento dei sensori inerziali applicati ai segmenti corporei viene descritto da una matrice di rotazione  $3 \times 3$ ,  $R_{IL \rightarrow BL}$ , che descrive le trasformazioni dal sistema di coordinate locali del sensore al sistema di riferimento del segmento corporeo a cui è applicato. Durante il processo di calibrazione, mentre vengono acquisiti i dati provenienti dai sensori inerziali, è possibile calcolare l'orientamento dei vari segmenti corporei grazie al modello antropometrico 3-D. L'orientamento del modello antropometrico 3-D (F) rispetto al sistema di coordinate assolute (G), espresso dalla matrice  $R_{F \rightarrow G}$ , l'orientamento dei segmenti corporei rispetto al modello antropometrico, espresso dalla matrice  $R_{BL \rightarrow F}$ , e l'orientamento dei sensori

inerziali applicati  $R_{IL \rightarrow G}$  vengono utilizzati per calcolare le matrici di calibrazione relative ad ogni segmento corporeo secondo l'equazione:

$$R_{IL \rightarrow BL} = R_{BL \rightarrow F}^{-1} * [R_{F \rightarrow G}^{-1} * R_{IL \rightarrow G}]$$

Il movimento di tutti i segmenti corporei è trasformato nel sistema di coordinate globali  $R_{BL \rightarrow G}$ , calcolata grazie alla seconda equazione:

$$R_{BL \rightarrow G} = R_{IL \rightarrow G} * R_{IL \rightarrow BL}^{-1}$$

Dove  $R_{IL \rightarrow BL}$  sono le matrici di calibrazione ricavate dalla prima equazione e  $R_{IL \rightarrow G}$  è la matrice che descrive gli orientamenti dei sensori inerziali.

La calibrazione automatica può essere effettuata dall'atleta eseguendo una serie di movimenti, mentre i dati provenienti dai sensori vengono simultaneamente registrati. Questo consente di calcolare tutti i parametri relativi ai segmenti corporei, in particolare la sua lunghezza e le sue proprietà inerziali e permette inoltre di calcolare il relativo orientamento dei sensori inerziali rispetto al relativo segmento corporeo a cui sono applicati. Non è tutt'ora stata determinata l'accuratezza di questo approccio ma risulta essere un buono strumento per il processo di calibrazione descritto in questo protocollo.

#### *4.3.5 Calcolo della forza di reazione del terreno*

Il modulo e la direzione della componente principale della forza di reazione del terreno, perpendicolare ad entrambi gli sci è stata calcolata conoscendo il carico esercitato sugli sci, determinato a sua volta grazie ai dati forniti dall' RS-scan, unito all' informazione sull'orientamento degli sci dell'atleta, calcolato grazie al sensore inerziale posizionato all'estremità dello scarpone da sci e dalla traiettoria del suo baricentro. Per ottenere maggiore accuratezza si potrebbero utilizzare dei trasduttori di forza i quali risultano però scomodi per l'atleta durante la discesa poichè sono ingombranti e pesanti. Purtroppo i dati forniti dall' RS-scan sottovalutano le forze di reazione esercitate dal terreno, tuttavia essi forniscono un buon compromesso per determinare il fattore di carico tra gli sci. Comunque



senza i dati forniti dall'RS-scan non sarebbe possibile calcolare la dinamica degli arti inferiori coinvolti nel movimento effettuato dallo sciatore.

La forza risultante ( $F_{Resultant}$ ) è stata calcolata differenziando due volte la traiettoria del centro di massa per determinare l'accelerazione ( $A_{COM}$ ) moltiplicando quest'ultima per la massa dell'atleta. Questo metodo utilizzato per calcolare la forza risultante contiene un minor rumore ad alta frequenza rispetto ai calcoli effettuati utilizzando un sistema ottico di motion capture. Le componenti ad alta frequenza della traiettoria del centro di massa sono il risultato dell'integrale dei dati ottenuti dagli accelerometri applicati al caschetto dell'atleta, e dai giroscopi dei sensori applicati ai suoi arti. Pertanto il processo di differenziazione effettuato per ottenere l'accelerazione dalla traiettoria del centro di massa, se scelto in maniera tale da essere il processo matematico inverso rispetto al precedente processo di integrazione, non introduce un elevato rumore ad alta frequenza nel calcolo della forza risultante.

Facendo riferimento alla figura 19 si ipotizza che la forza risultante a cui si somma la gravità perpendicolare alla traiettoria del centro di massa ( $F_{Tot \perp}$ ) sia uguale alla forza di reazione del terreno perpendicolare alla traiettoria del centro di massa ( $GRF_L \perp + GRF_R \perp$ ). Questa ipotesi richiede che la resistenza del vento e l'attrito degli sci sulla neve agiscano parallelamente al vettore della traiettoria del centro di massa.

Si presuppone che i dati forniti dall'RS-scan forniscano una stima accurata del rapporto tra le forze di reazione perpendicolari alla superficie degli sci e permettano di calcolare in maniera accurata il rapporto di carico, però ipotizzando ciò non si tiene conto della flessione dello scarpone da sci e del movimento relativo tra lo scarpone e lo sci. Da tale ipotesi si ottiene l'equazione:

$$GRF_R = \frac{m * (A_{COM} + g) * \cos\theta_{tot}}{\cos\theta_R + \frac{\cos\theta_L}{1 - Ratio}} \quad (4)$$

e

$$GRF_L = \frac{GRF_R}{1 - Ratio} \quad (3)$$

dove  $\theta_{tot}, \theta_L, \theta_R$ , sono gli angoli calcolati dalla nota orientazione degli sci rispettivamente sinistro e destro. La direzione del vettore di forza reazione totale ( $F_{Total \perp}$ ) perpendicolare al vettore velocità del centro di massa ( $Vel$ ) è ottenuta con la equazione:

$$\frac{F_{Tot\perp}}{|F_{Tot\perp}|} = \left( \frac{Vel}{|Vel|} \times \frac{m * (A_{CoM} + g)}{|m * (A_{CoM} + g)|} \right) \times \frac{Vel}{|Vel|} \quad (5)$$

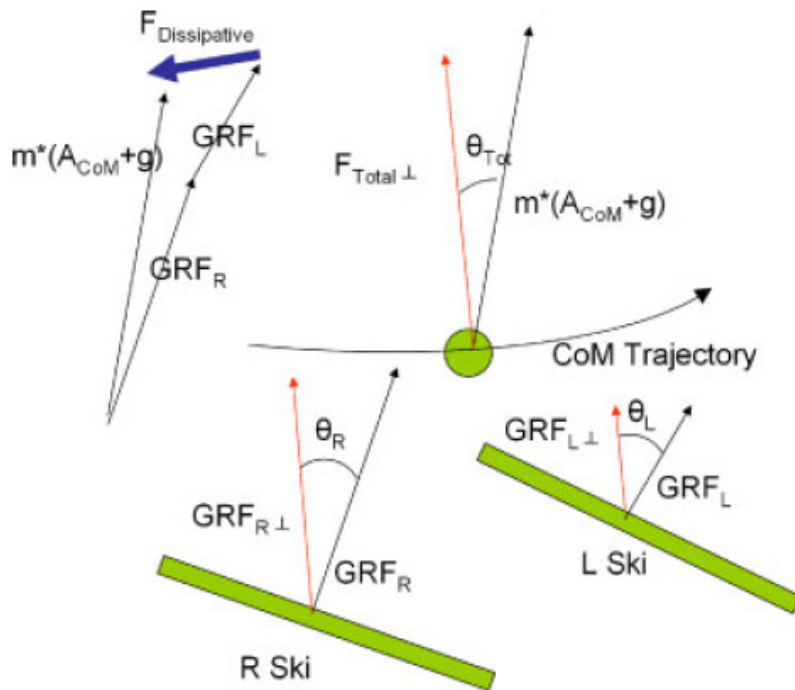


Fig. 19 schema vettoriale che mostra le forze di reazione del suolo esercitate sotto ad ogni sci.

#### 4.3.6 Calcolo della forza dissipativa

Sulla performance globale di uno sciatore professionista influisce notevolmente sia la resistenza del vento che l'attrito esercitato dagli sci sulla neve che si possono considerare forze dissipative. La stima delle forze dissipative ( $F_{Dissipative}$ ), non determinabili in altro modo, si può ottenere per deduzione dal residuo tra le forze di reazione del terreno e la somma delle forze di accelerazione e di gravità. Il vettore forza d'attrito ha direzione parallela all'avanzamento degli sci ma ha verso opposto.

La forza dissipativa d'attrito è stata ottenuta dall'equazione:

$$F_{friction} = F_{GRF}K_{friction}NV_{foot} \quad (6)$$

dove  $F_{GRF}$  è la componente perpendicolare al piede dello sciatore della forza di reazione del suolo, ottenuta dalle equazioni 3 e 4,  $K_{friction}$  è il coefficiente di attrito radente e  $NV_{foot}$  rappresenta il vettore velocità normalizzato del piede dell'atleta.

La resistenza esercitata dal vento è stata ottenuta dall'equazione:

$$F_{Drag} = -V^2K_{Drag} \quad (7)$$

dove  $V$  è il vettore velocità del centro di massa e  $K_{Drag}$  è il coefficiente di resistenza del vento. A quest'ultimo parametro viene inglobata la densità dell'aria e l'area frontale che l'atleta occupa durante la discesa. E' necessario utilizzare strumenti in grado di calcolare il coefficiente di attrito radente specifico per la prova effettuata dall'atleta e il coefficiente di resistenza al vento in grado di minimizzare le forze  $F_{friction}$  e  $F_{Drag}$  e quindi in grado di ridurre l'entità delle forze dissipative. Si ipotizza, per semplicità di calcolo, che l'area frontale e la densità dell'aria siano costanti e vengono inglobate nel coefficiente di resistenza del vento.

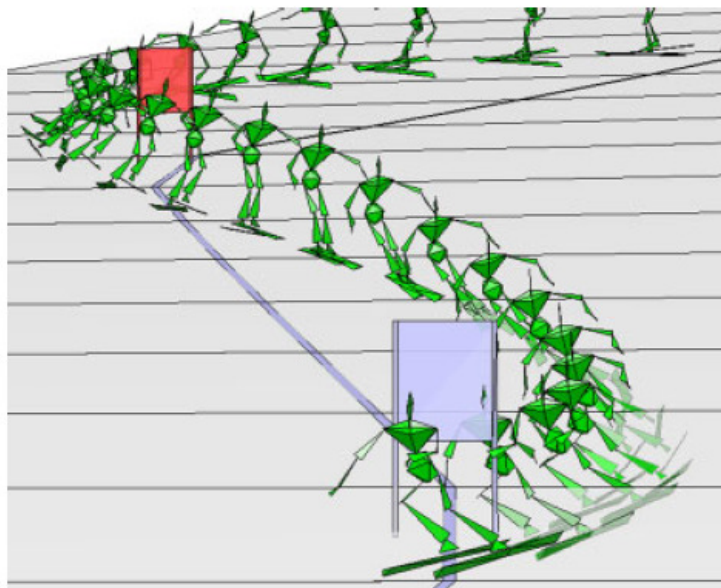
La metodologia sopra descritta per calcolare le forze dissipative coinvolte nell'analisi presenta alcune problematiche:

- In realtà, l'area frontale dello sciatore non è costante durante tutta la discesa, così come il coefficiente di resistenza del vento che dipende dal flusso d'aria a sua volta dipendente dalla forma corporea dell'atleta e dalla sua velocità durante la discesa.
- Nel modello che descrive l'attrito degli sci sulla neve, non si tiene conto dell'interazione tra lo sci e la superficie nevosa e della sua composizione

Studi futuri in questo campo cercheranno di ridurre e se possibile di eliminare queste problematiche che si sono verificate sviluppando questo protocollo.

#### 4.3.7 *Calcolo delle forze residue*

Dopo aver calcolato le forze di reazione del suolo e le forze dissipative il team di ingegneri ha effettuato il calcolo di piccole forze coinvolte nell'analisi dovute principalmente alla compressione della neve, ai cambiamenti dell'area frontale dell'atleta oppure a errori presenti nel sistema. E' stato deciso di sommare queste forze alle forze di reazione del terreno, distribuendole opportunamente ai piedi dello sciatore. Con la determinazione di queste ultime forze è ora possibile determinare la cinematica e la cinetica dell'atleta, in particolare la cinematica dei suoi arti, le forze di reazione del suolo, la traiettoria del centro



di massa e l'orientazione degli sci.

Fig. 20 Risultato del sistema di Fusion Motion Capture

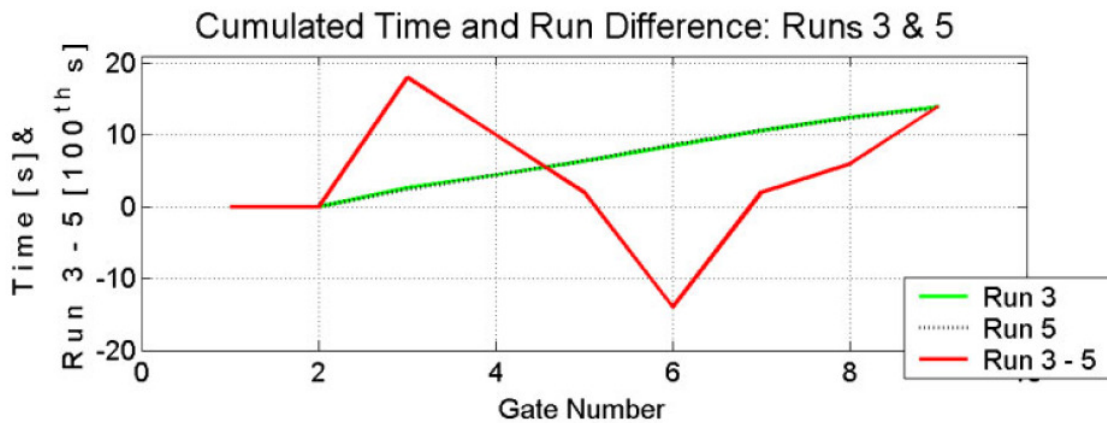
#### *4.4 Risultati*

Il lavoro sviluppato dalla squadra guidata da M. Brodie si basa su un'analisi dinamica per valutare la performance atletica dell'atleta, ottenendo così la cinematica in tempo reale della tecnica di sciata. Lo sciatore durante le prove muove tutti i suoi arti generando una traiettoria calcolata grazie al sistema di rilevamento di posizione.

La grande mole di dati ottenuta dal team di ingegneri è indispensabile per estrarre informazioni utili a migliorare la performance atletica dello sciatore professionista. L'immagine 20 potrebbe essere utilizzata per spiegare le complesse informazioni ottenute in maniera semplice e comprensibile. Essa rappresenta, in successione, il movimento dell'atleta durante la discesa.

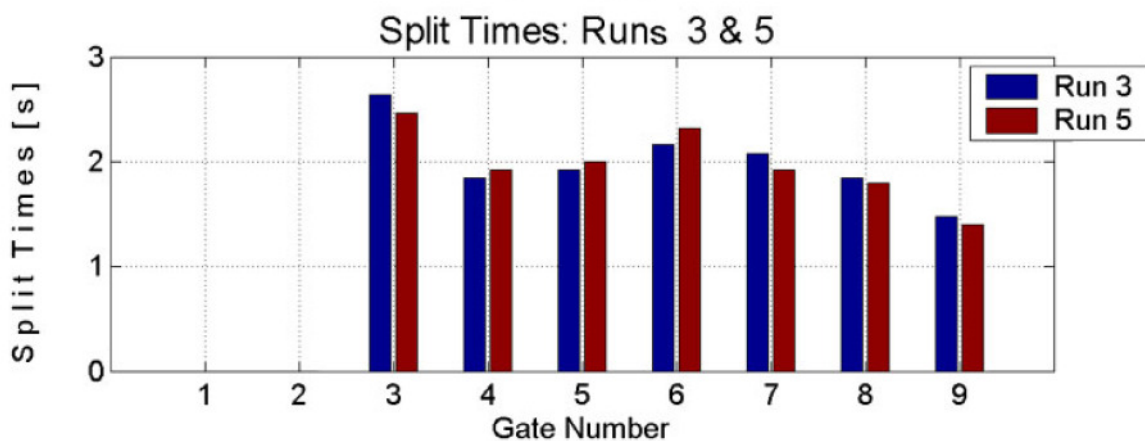
I seguenti risultati sono stati ottenuti confrontando i dati ricavati dalla prima prova, effettuata la mattina sulla neve più compatta e dura, con i dati ricavati dalla prova effettuata nel pomeriggio su una neve più morbida. L'esito della gara è determinato in base al tempo impiegato dall'atleta per percorrere l'intera discesa. Il grafico 21 mostra il tempo totale impiegato dall'atleta per compiere ciascuna prova, espresso in secondi e la differenza tra i tempi di esecuzione della prima e seconda prova, espresso in centesimi di secondo. Sull'asse delle ascisse è riportato il numero di porte presenti nella discesa, nel nostro caso sono 10.

Fig.21



Nel secondo grafico (fig. 22) viene mostrata la divisione temporale delle porte. L'istante di tempo uguale a zero corrisponde alla seconda porta e si vede come la prova svolta dall'atleta nel pomeriggio è più rapida di quella svolta la mattina di 0.14 [s]. In particolare indicando con Run 3, la prova svolta la mattina e con Run 5, quella svolta nel pomeriggio, si osserva che per i gate 4, 5, 3 lo sciatore effettuando la discesa la mattina è più veloce rispetto alla prova pomeridiana mentre per i gate 3, 7, 8 e 9 la prova pomeridiana è più rapida di quella già eseguita.

Fig.22



L'immagine 23 mostra un'analisi dei vettori forza agenti sull'atleta durante l'esecuzione rispettivamente della prima e seconda prova. I punti neri presenti nel grafico indicano la posizione dei gate nel percorso ed è stato scelto il punto sei, ovvero la posizione della sesta porta come punto in cui confrontare le due diverse prove. La linea blu rappresenta la

traiettoria del centro di massa mentre le linee più sottili, di due diversi colori, indicano il modulo e la direzione del vettore forza risultante che agisce sul centro di massa dell'atleta. I vettori color rosso esercitano una azione ritardante sull' movimento dello sciatore mentre i vettori color verde lo accelerano. Il numero dei vettori forza è maggiore nella prova svolta il pomeriggio essendo campionata a una frequenza maggiore, 50 [Hz] ,rispetto alla prova svolta la mattina campionata invece ad una frequenza di 25 [Hz].

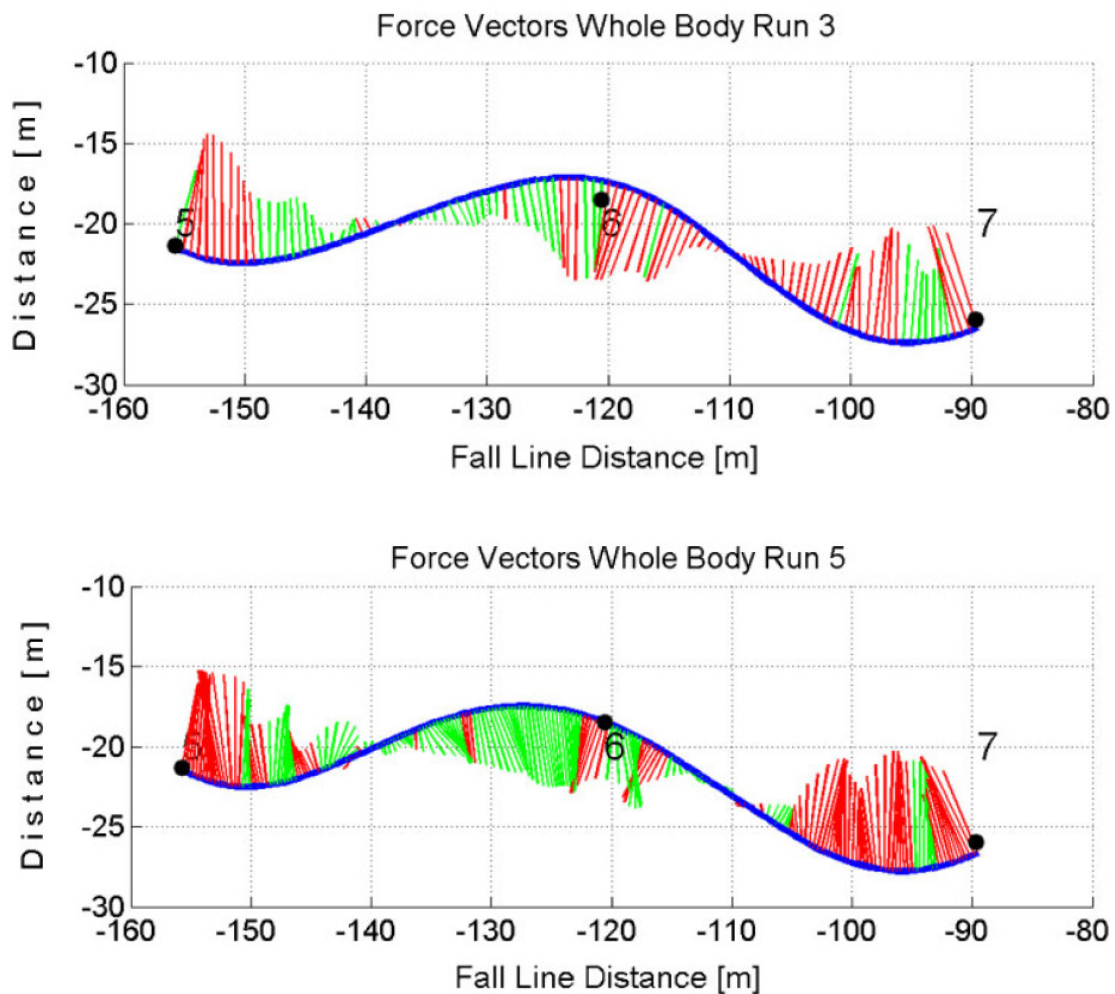


Fig. 23 Traiettoria del centro di massa e analisi dei vettori forza.

La seguente tabella (24) mostra la variazione complessiva di energia cinetica, espressa in [kj], prodotta dalle forze esterne che agiscono sull'atleta. La forza di gravità compie un

lavoro positivo che accelera lo sciatore mentre la resistenza aerodinamica, la forza di reazione del suolo e l'attrito esercitato dagli sci sulla neve compiono un lavoro negativo che rallentano la sua discesa.

Gate	Wind drag		Sliding friction		GR forces		Gravitational		Total kinetic	
	Run 3	Run 5	Run 3	Run 5	Run 3	Run 5	Run 3	Run 5	Run 3	Run 5
1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
2	0	0	-1	-1	-2	-1	6	6	3	4
3	-1	-2	-1	-2	-4	-2	15	15	9	9
4	-4	-4	-2	-4	-4	-4	22	22	12	11
5	-6	-6	-3	-6	-6	-5	27	27	12	10
6	-9	-9	-4	-8	-7	-5	33	33	12	12
7	-11	-11	-6	-9	-11	-6	38	38	10	11
8	-13	-14	-6	-11	-12	-7	45	45	13	13
9	-16	-16	-7	-12	-14	-7	52	52	15	16
10	-19	-20	-9	-16	-33	-26	61	62	0	0

Tabella 24 Confronto del lavoro totale ad ogni gate della prima e seconda prova.

#### 4.5 Discussioni e conclusioni

Nello sviluppare il protocollo, il team di ingegneri si è posto l'obiettivo di utilizzare i dati ricavati utilizzando il sistema di Fusion Motion Capture per migliorare la performance di uno sciatore professionista. L'esito della prova, come già sopra detto, è determinato in base al tempo impiegato dall'atleta per compiere l'intera discesa. La differenza temporale tra le due prove, rappresentata dalla linea rossa nella figura 2.1 a. è scalata di un fattore 100 pertanto è possibile apprezzare solo una differenza dell' 1%. La prova pomeridiana è più veloce di circa 0.14 [s] rispetto a quella svolta la mattina.

In questa analisi, che si basa sul confronto tra le due prove effettuate dall'atleta, il lettore è invitato ad osservare l'animazione virtuale del movimento dello sciatore. Tra la seconda e la terza porta il suo movimento risulta molto più rapido nella prova pomeridiana in quanto lo sciatore compie movimenti più energici e scattanti, "pattinando" di più sulla



neve. Questo riduce il lavoro negativo dovuto alle forze di reazione del suolo alla terza porta, infatti esso diminuisce da  $-4$  [kj] nella run 3 a  $-2$  [kj] nella run 5. E' necessario cercare di ridurre il più possibile l'influenza delle forze che compiono un lavoro negativo in quanto sono responsabili della decelerazione dello sciatore e quindi compromettono la sua performance globale. Comunque la prova mattutina, è più veloce tra la terza e la sesta porta, rispetto alla seguente prova, poichè la neve più fresca e quindi più ghiacciata riduce la forza di attrito tra lo sci e la superficie nevosa. Ciò è di nuovo confermato nella tabella 2.3 dove al gate 6, il lavoro in [kj] dovuto alla forza di attrito è minore nella prima prova rispetto alla seconda ( $-4$  [kj] in run 3 rispetto a  $-8$  [kj] in run 5). Il lavoro negativo o comunque il rallentamento che lo sciatore subisce, è dovuto a forze che agiscono in direzione opposta al suo movimento. Dopo la settima porta avviene un ulteriore cambiamento di direzione da parte dello sciatore e tra la settima e la nona porta la seconda prova è nuovamente più veloce.

Lo sciatore è comunque portato ad adottare una tecnica migliore quando passa oltre la sesta porta, probabilmente per l'alta velocità acquisita durante la discesa effettua rapidi cambiamenti di direzione a partire da tale porta. Generalizzando, la prova pomeridiana è più veloce nel complesso della prova mattutina, malgrado la neve sia meno compatta a causa del leggero aumento della temperatura nelle prime ore pomeridiane.

Nella figura 2.2 vengono rappresentati i vettori rappresentati le forze esterne agenti sull'atleta, tra cui la forza di reazione del suolo, la forza di gravità, la resistenza aerodinamica e la forza di attrito. I vettori color verde sono sempre inclinati di  $90^\circ$  rispetto alla direzione di movimento dello sciatore e ciò significa che la forza risultante ha una potenza positiva e è in grado di aumentare la velocità dello sciatore mentre circonda le porte durante la discesa.

Il sistema di fusion motion capture presentato in questo protocollo rappresenta un ottimo strumento per descrivere il movimento di uno sciatore professionista durante una discesa che comprende dieci porte. La validità dei dati acquisiti è confermata dalle immagini video catturate grazie alle telecamere e da un modello cinematico sviluppato al computer.

Lavori futuri si prefiggono lo scopo di cercare di migliorare la performance atletica degli sciatori ma anche di ottimizzare la tecnica sia durante gli allenamenti sia durante le competizioni agonistiche.

## CAPITOLO 5

### *5. Conclusioni generali*

In questa trattazione si sono analizzati solo due campi in cui i sensori inerziali vengono applicati e già da tali esempi ci si rende conto della loro effettiva potenzialità e versatilità. Il sistema di Motion Capture legato all'utilizzo di sensori inerziali rappresenta un ottimo strumento per monitorare il movimento del corpo umano e dei suoi arti. In particolare, in ambito clinico, una sessione riabilitativa prevede la continua valutazione funzionale delle capacità motorie del paziente, e perciò sono desiderabili strumenti per l'osservazione dei movimenti e degli specifici dettagli di esso. In una prospettiva futura, lo sviluppo del protocollo presentato potrebbe rappresentare un effettivo e importante strumento per valutare il movimento e la cinematica dell'arto superiore, soprattutto della spalla, di pazienti affetti da gravi patologie e di soggetti sottoposti a cure riabilitative post-operatorie. In particolare sarebbe interessante valutare il movimento dell'arto superiore di pazienti colpiti ad esempio da ictus in cui è stata compromessa la mobilità di tale arto, al fine di poter agevolare la pratica riabilitativa per monitorare e valutare in maniera appropriata gli esercizi ripetitivi a cui sono sottoposti.

In campo sportivo i sensori inerziali sono molto versatili. Essi non vengono soltanto utilizzati per analizzare la performance di uno sciatore ma consentono di analizzare il profilo di una camminata oppure di una pedalata di un ciclista professionista. Sarebbe riduttivo fermarsi a descrivere solo questi esempi ma lo scopo principale è valutare un qualunque gesto sportivo per far sì che esso sia migliorabile attraverso i suggerimenti dei preparatori atletici ma senza superare il limite fisiologico dell'articolazione dell'atleta professionista. Il sistema di Motion Capture prevede, però, una valutazione interdisciplinare al fine di poter migliorare sia la prestazione dell'atleta professionista che i protocolli richiesti da questo tipo di analisi.

## *Bibliografia*

1. Brodie M., Walmsley A., Page W. Fusion Integration: COM Trajectory from a force platform. *Journal of Applied Biomechanics* 2007;
2. Brodie M., Walmsley A., Page W. 3D Dynamic accuracy of inertial measurement units using sensor fusion. 2006;
3. Brodie M., Walmsley A., Page W. 3D Static accuracy of inertial measurement units 2006;
4. Schiefermuller S., Lindiger S., Muller E., The skier's centro of gravity as a reference point in movement analysis for difference designated systems. *Science in Skiing 3*. Meyer & Meyer Sport. UK Oxford, 2005
5. Supej M., Kugovnik O, Nemeč B. Advanced analysis of skiing based on 3D kinematic measurements. *Science in Skiing 3*. Meyer & Meyer Sport. UK Oxford, 2005
6. Vodickova S, Lufinka A, Zubeck T, The dynamographic and kinematographic method application for a short carving turn. *Science in Skiing 3*. Meyer & Meyer Sport. UK Oxford, 2005
7. Ducret S, Ribot P, Vargiolu R, Lawrance J, Midol A. Analysis of downhill ski performance using GPS and ground force recordings. *Science in Skiing 3*. Meyer & Meyer Sport. UK Oxford, 2005
8. Brodie M., Walmsley A., Thorp R, Graham D, Page W, Turner M, 3D anthropometry, the biomechanical man, and fusion motion capture. *New Zealand Sports Medicine+ Science Conference, Poster Presentation 2006*. Wellington: New Zealand
9. Dumas R, Cheze J, Verriest P, Adjustments to McConville et al. and Young et al. body segment inertial parameters. *Journal of Biomechanics* 2007.
10. Reed MP, Manary MA, Schneider LW. Methods for measuring and representing automobile occupant posture. *SEA Technical Paper Series* 1999
11. Van Ingen Schenau GJ. The influence of air friction in speed skating. *Journal of Biomechanics* 1982
12. Shimbo M, Friction on Snow of Ski Soles, Unwaxed and Waxed. In *Scientific Study of Skiing in Japan*. Hitachi: Tokyo, 1971
13. Anglin C, Wyss Up(2000) Review of arm motion analyses. *Proc InstMech Eng*
14. Bachmann ER, McGee RB, Yun X, Zyda Mj (2001) Inertial and magnetic posture tracking for inserting humans into networked virtual environment.
15. Biryukova EV, Roby-Brami A, Frolov AA, Mokhatri M (2000) Kinematics of human arm reconstructed from spatial tracking system recordings. *Journal of Biomechanics*
16. Coley B, Jolles BM, Farron A, Bourgeois A, Nussbaumer F, Pichonnaz C, Aminian K (2006) Outcome evaluation in shoulder surgery using 3D kinematics sensors. *Gait Posture*.
17. Cutti A, Paolini G Troncossi M, Cappello A, Davalli A (2005) Soft tissue artefact assessment in humeral axial rotation. *Gait Posture*
18. Cutti AG, Davalli A, Garofalo P (2006) How accurate is the estimation of elbow kinematics using ISB recommended joint coordinate systems?

19. Cutti AG, Raggi M, Davalli A (2006) In-vivo validation of a new technique for soft tissue artifact compensation at the upper-arm: preliminary results. *Clinic Biomech*(Bristol, Avon)
20. Cutti AG, Giovanardi A, Rocchi L, Davalli A (2006) A simple test to assess the static and dynamic accuracy of an inertial sensors system for human movement analysis
21. Karduna AR, McClure PW, Michener LA, Sennet B(2001) Dynamic measurements of three-dimensional scapular kinematics: a validation study. *J Biomech Eng*
22. Lockard M (2006) Clinical biomechanics of elbow. *J Hand Ther*
23. Ludewig PM, Cook Tm(2000) Alterations in shoulder kinematics and associated muscle activity in people with symptoms of shoulder impingement. *Phys ther*
24. Luinge HJ, Veltnik PH, Baten CT(2007) Ambulatory measurements of arm orientation. *J Biomech*
25. McClure PW, Minchener LA, Karduna AR(2006) Shoulder function and 3-dimensional scapular kinematics in people with and without shoulder impingement syndrome.
26. M.Brodie Fusion motion Capture: a prototype system using inertial measurement units and GPS for the biomechanical analysis of ski racing
27. Giovanni Cutti, Andrea Giovanardi, Laura Rocchi, Ambulatory measurement of shoulder and elbow kinematics through inertial and magnetic sensors.
28. [www.pubmed.com](http://www.pubmed.com)
29. [www.sportstechjournal.com](http://www.sportstechjournal.com)
30. [www.xsens.com](http://www.xsens.com)
31. [www.labtre.com](http://www.labtre.com)

