

ALMA MATER STUDIORUM – UNIVERSITA' DI BOLOGNA

CAMPUS DI CESENA

SCUOLA DI INGEGNERIA E ARCHITETTURA

CORSO DI LAUREA IN INGEGNERIA BIOMEDICA

ANALISI DELLA DINAMICA NEL GESTO SPORTIVO  
DELLA BATTUTA NEL TENNIS

Elaborato in  
Biomeccanica

Relatore  
Silvia Fantozzi

Presentata da  
Serena Stignani

Sessione II  
Anno accademico 2012/2013

# Indice

<b>Introduzione</b> .....	<b>3</b>
<b>Capitolo 1: Arto superiore</b> .....	<b>4</b>
<b>Capitolo 2: Il servizio nel tennis</b> .....	<b>10</b>
2.1 Visione d'insieme.....	10
2.2 Braccio e avambraccio.....	11
2.3 Spalla.....	12
2.4 Tronco.....	12
2.5 muscoli.....	13
2.6 Esecuzione.....	13
<b>Capitolo 3: Analisi del movimento</b> .....	<b>16</b>
3.1 Terminologia.....	16
3.2 Stereofotogrammetria.....	18
3.2.1 Tecnica e protocolli.....	18
3.2.2 Errori.....	22
<b>Capitolo 4: Dinamica</b> .....	<b>24</b>
4.1 Problema dinamico diretto e inverso.....	24
4.2 L'approccio di Eulero-Newton.....	25
4.3 Parametri inerziali: misura ed errori.....	29
<b>Capitolo 5: Materiali e metodi</b> .....	<b>31</b>
5.1 Acquisizione.....	31
5.2 Analisi dati di cinematica.....	33
5.3 Protocollo per la dinamica inversa.....	35
5.3.1 Definizione input.....	36
5.3.2 Calcolo dei centri di massa.....	36
5.3.3 Calcolo delle masse e momenti d'inerzia.....	37
5.3.4 Calcolo delle forze e dei momenti ad esse associati.....	39
<b>Capitolo 6: Risultati e discussioni</b> .....	<b>44</b>
6.1 Analisi delle forze articolari di soggetti normodotati.....	44
6.2 Analisi dei momenti articolari di soggetti normodotati.....	46
6.3 Analisi di forze e momenti di un atleta di alto livello di tennis in carrozzina.....	48
6.4 Confronto tra atleti normodotati e atleta con disabilità.....	50
<b>Capitolo 7: Conclusioni</b> .....	<b>54</b>
<b>Bibliografia</b> .....	<b>55</b>

# Introduzione

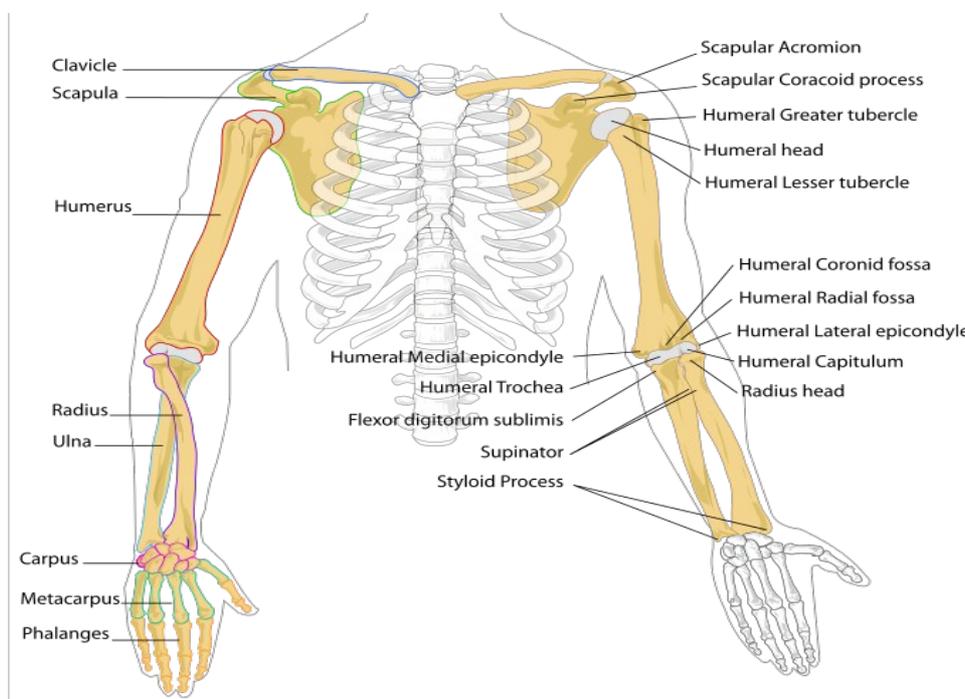
Lo studio del movimento ha acquisito sempre più importanza a livello sportivo, si tratta infatti di un valido strumento che permette il miglioramento delle prestazioni e la prevenzione dell'infortunio sulla base di informazioni quantitative oggettive. Si può effettuare un'analisi cinematica e/o dinamica, in particolare la seconda studia la relazione tra le forze agenti su un corpo (o sistema di corpi) e il suo moto.

Nell'ambito del tennis, il gesto più studiato e i cui risultati sono i più attendibili, qualunque sia lo scopo dello studio, è il servizio. Questo fatto ha un motivo ben preciso, mentre tutti gli altri colpi del tennis hanno un aspetto situazionale, il servizio è invece un colpo che deve essere eseguito seguendo una determinata serie di movimenti precisi e non dipende dall'avversario, non c'è un'ampia gamma di modalità differenti per raggiungere lo stesso risultato di potenza e prestazione, se non si verificano alcune condizioni il colpo non può avere la riuscita sperata.

Scopo di questa tesi è lo studio della dinamica dell'arto superiore durante la battuta del tennis attraverso l'analisi di tre diversi soggetti normodotati di differente livello e di un atleta di tennis in carrozzina di alto livello, il quale presenta una disabilità a livello dorsale a partire dalla vertebra L1, al fine di confrontare la biomeccanica del gesto in queste diverse condizioni.

# Capitolo 1

## Anatomia e fisiologia dell'arto superiore



*Visione d'insieme degli arti superiori, fonte Wikipedia*

Ciascuno dei due arti superiori è formato da quattro parti che si trovano in successione prossimo-distale: la spalla, il braccio, l'avambraccio e la mano.

La spalla è il dispositivo di attacco dell'arto superiore al tronco. Il suo scheletro forma nell'insieme la cintura toracica (cingolo toracico) che si unisce alla parte superiore del torace e dà attacco alle restanti parti dell'arto che, nell'insieme, formano la parte libera dell'arto superiore. Lo scheletro della cintura toracica è formato da due ossa: scapola e clavicola.

Il braccio è la parte più prossimale della porzione libera dell'arto superiore. Il suo scheletro è costituito dall'omero.

L'avambraccio ha uno scheletro costituito da due ossa: radio e ulna.

La mano ha una struttura molto complessa, il suo scheletro è costituito da molte ossa che si raggruppano nel carpo, nel metacarpo e nelle falangi.

Le articolazioni dell'arto superiore comprendono quelle della cintura toracica e quelle dei diversi segmenti della parte libera dell'arto.

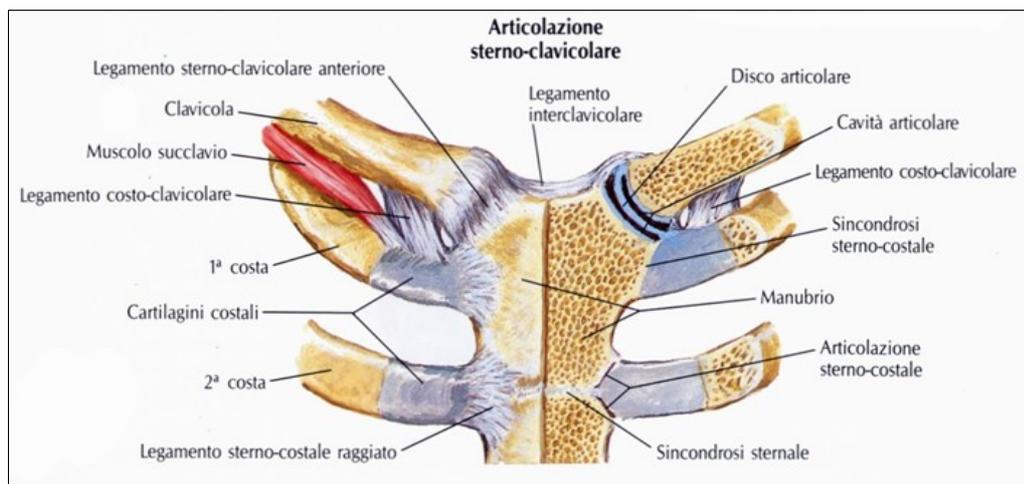
Le articolazioni della cintura toracica sono:

- Articolazione sterno-clavicolare
- Articolazione acromio-clavicolare

Le articolazioni della parte libera dell'arto sono:

- Articolazione scapolo-omerale (o della spalla)
- Articolazione del gomito
- Articolazione radio-ulnare distale
- Articolazioni della mano

L'articolazione sterno-clavicolare può essere considerata come un'articolazione doppia, per la presenza di un disco intra-articolare completo, entra in gioco in tutti i movimenti della spalla nel suo insieme (elevazione, abbassamento, proiezione anteriore e posteriore, circumduzione).

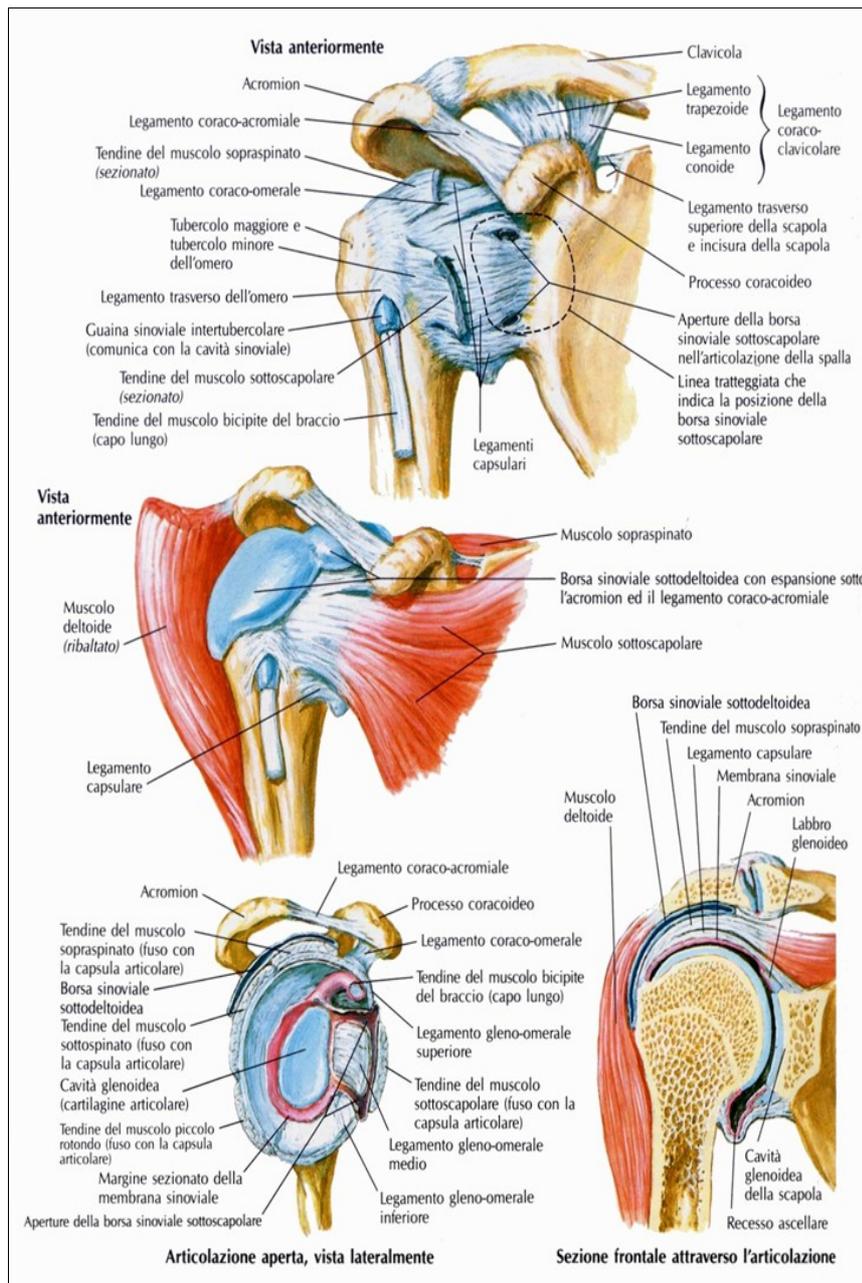


*Articolazione sterno-clavicolare, [medicinapertutti.altervista.org](http://medicinapertutti.altervista.org)*

L'articolazione acromio-clavicolare connette la clavicola alla scapola. I mezzi di unione sono rappresentati dalla capsula articolare e dal legamento coraco-clavicolare. L'articolazione acromio-clavicolare non viene messa in movimento per l'azione dei muscoli intrinseci: essa entra in gioco, contemporaneamente all'articolazione sterno-clavicolare e nell'ambito di tutto il meccanismo articolare della cintura toracica, per consentire movimenti di scorrimento tramite i quali la scapola modifica il proprio rapporto con il torace. In seguito a questi comportamenti della scapola, la cavità glenoidea si orienta in modo da consentire una più ampia libertà di movimenti al braccio.

L'articolazione scapolo-omerale(o articolazione della spalla) presenta superfici articolari date dalla testa dell'omero e dalla cavità glenoidea della scapola. L'articolazione scapolo-omerale

consente all'omero un'ampia libertà di movimenti di flessione, estensione, abduzione, adduzione, rotazione e circumduzione. I movimenti di flessione ed estensione sono piuttosto limitati e vengono resi più ampi dallo spostamento dell'intera cintura toracica; nell'abduzione, la testa omerale scorre al di sotto della volta coracoacromiale e si applica sul contorno inferiore della capsula, sporgendo nel cavo ascellare; l'adduzione è limitata dalla parete del tronco, mentre la rotazione può essere interna od esterna.



*Articolazione Scapolo-omeroale, [medicinapertutti.altervista.org](http://medicinapertutti.altervista.org)*

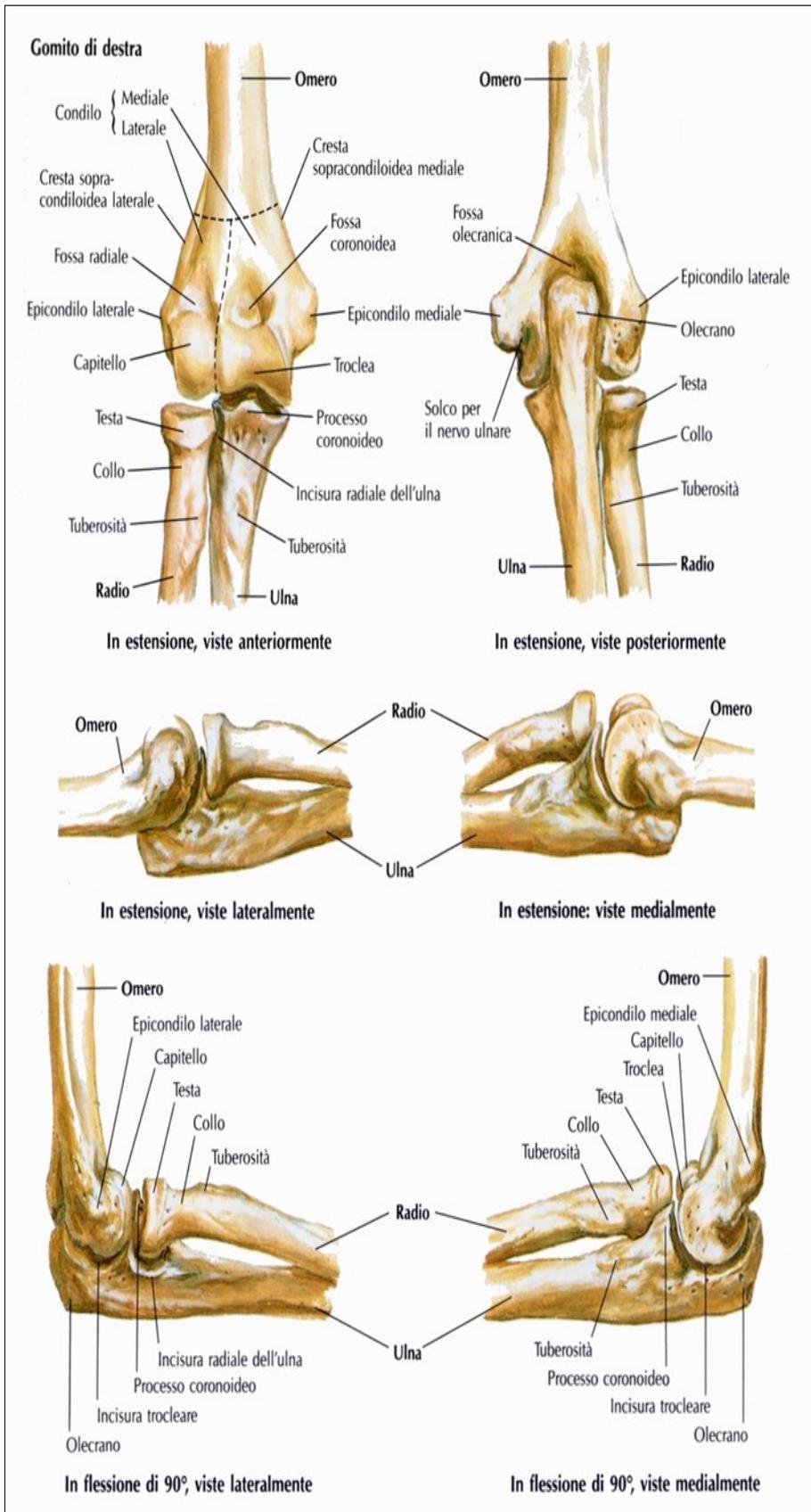
L'articolazione del gomito è un complesso articolare costituito da tre diverse giunzioni:

l'articolazione omero-ulnare, l'articolazione omero-radiale e l'articolazione radio-ulnare prossimale. Tutti i capi articolari di queste tre giunzioni sono compresi entro una capsula articolare.

Le superfici articolari si trovano sull'estremità distale dell'omero e sulle estremità prossimali di radio e ulna.

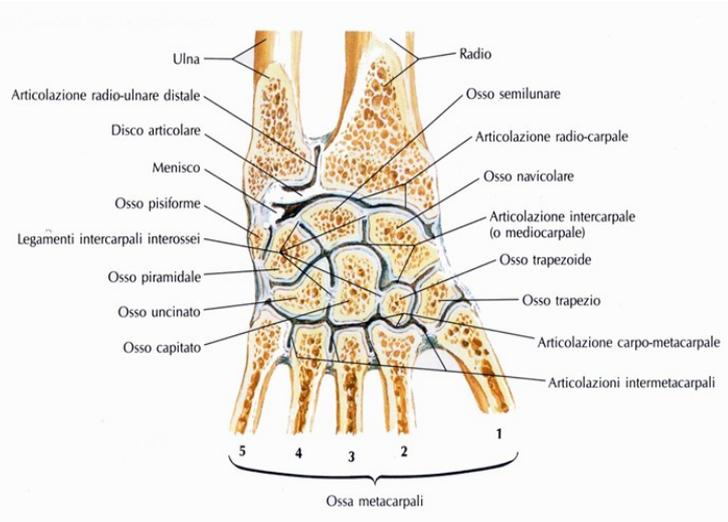
L'articolazione del gomito consente movimenti dell'avambraccio sul braccio, a livello delle due articolazioni omero-ulnare e omero-radiale e movimenti del radio sull'ulna a livello dell'articolazione radio-ulnare prossimale. I principali movimenti dell'avambraccio sono quelli di flessione e di estensione, si svolgono principalmente ad opera dell'ulna che trasporta passivamente il radio.

A livello dell'articolazione del gomito si svolgono anche limitati movimenti di lateralità che sono possibili solo quando l'avambraccio è flesso. Lo spostamento del radio rispetto all'ulna con modificazioni nei rapporti degli assi longitudinali è denominato movimento di pronosupinazione.



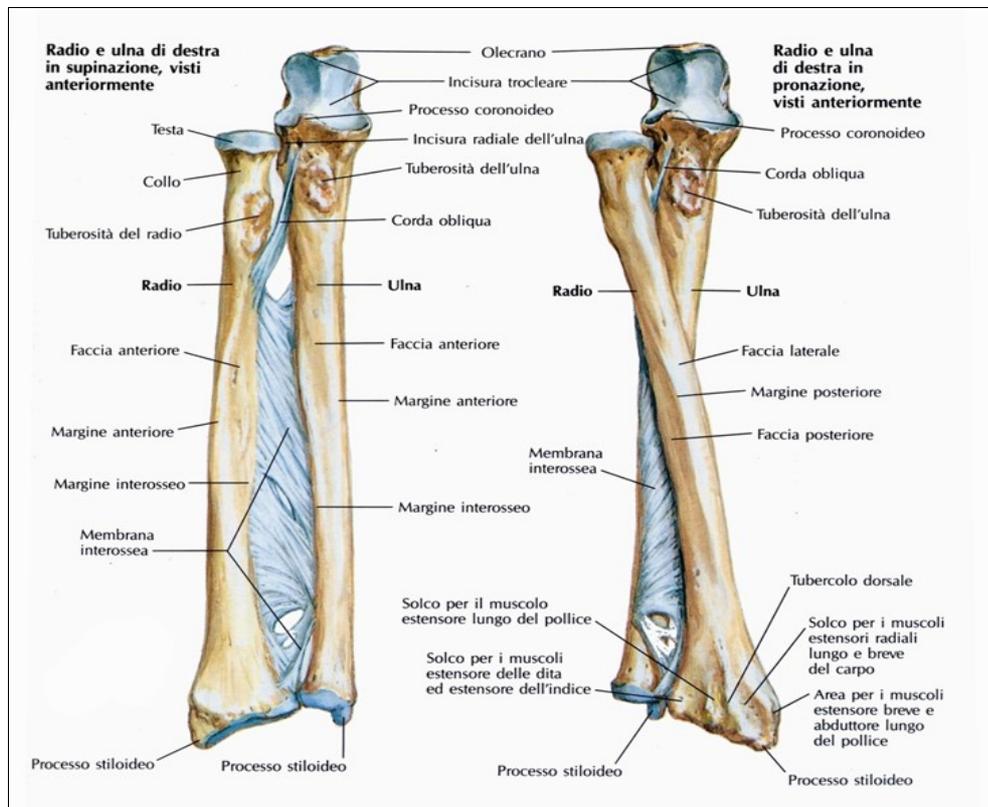
*Articolazione del gomito, [medicinapertutti.altervista.org](http://medicinapertutti.altervista.org)*

L'articolazione radio-ulnare distale entra in gioco, insieme con l'articolazione radioulnare prossimale, nei movimenti di pronazione e supinazione dell'avambraccio, con i quali la mano è solidale. In questi movimenti, le due ossa dell'avambraccio ruotano su un asse verticale che unisce il capitello del radio al capitello dell'ulna. Nella pronazione il corpo del radio incrocia quello dell'ulna e la sua estremità inferiore si porta medialmente; nella supinazione le due ossa tornano a porsi parallelamente.



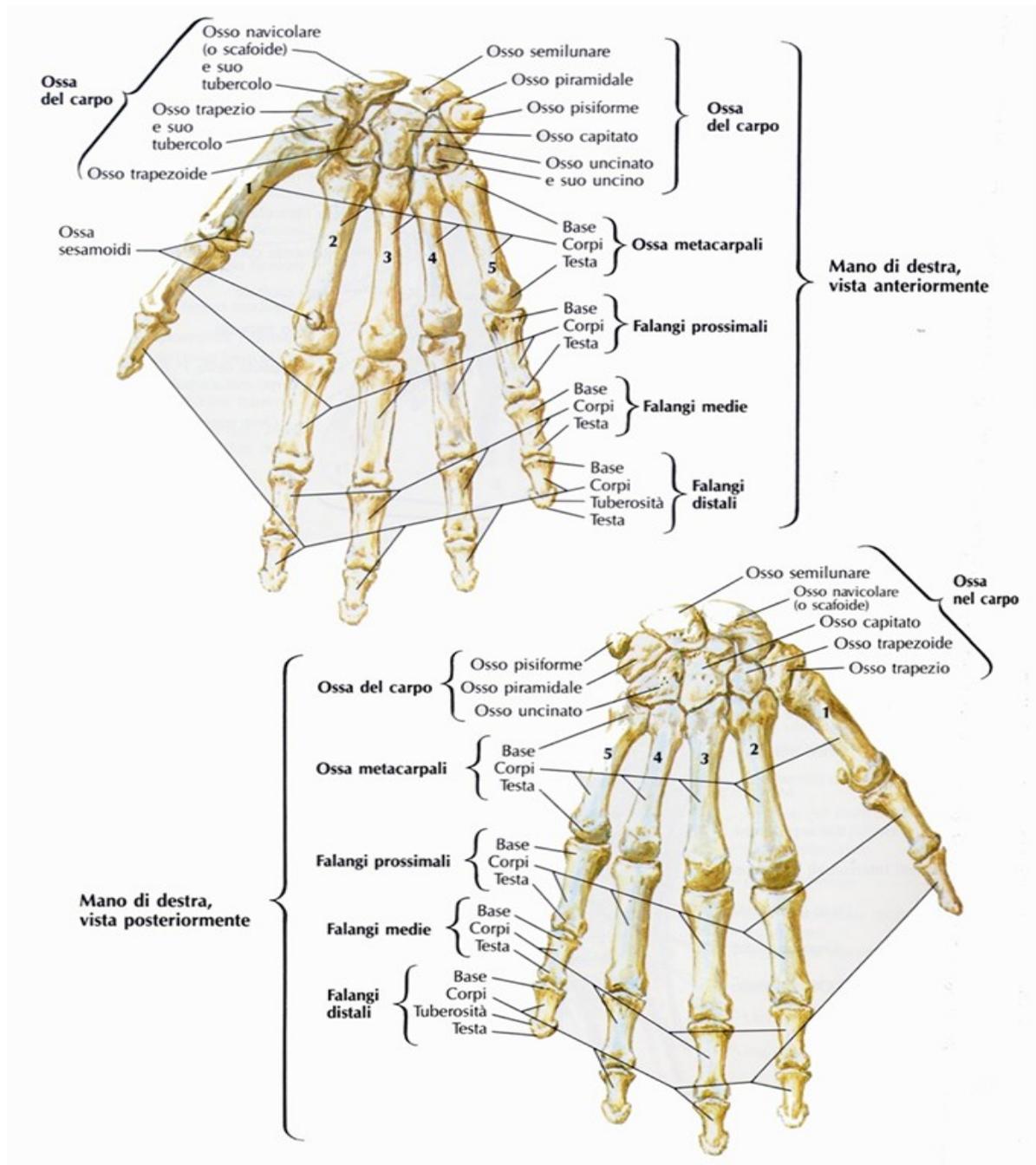
Nelle due figure:  
*articolazione radio-ulnare,*

*medicinapertutti.altervista.org*



In direzione prossimo-distale, le articolazioni della mano sono:

- Articolazioni intercarpiche
- Articolazioni carpo-metarpiche
- Articolazioni intermetarpiche
- Articolazioni metacarpo-falangee
- Articolazioni interfalangee



Articolazioni della mano, [medicinapertutti.altervista.org](http://medicinapertutti.altervista.org)

# Capitolo 2

## Il servizio nel tennis

La battuta, o servizio, nel tennis è un colpo fondamentale, oltre a dar inizio al gioco, è l'unico colpo che offre la possibilità di vincere lo scambio senza che esso abbia realmente inizio, tramite un *ace* (l'avversario non riesce a rispondere) o un *servizio vincente* (pur riuscendo a rispondere l'avversario non riesce a ribattere efficacemente mandando la palla in rete o in fuori campo), ma allo stesso modo, se non vengono eseguite correttamente le due battute a disposizione per turno, si concede punto all'avversario per *doppio fallo*.

Nel servizio rispetto al dritto e al rovescio c'è maggiore rigidità, non c'è un'ampia gamma di modalità differenti per raggiungere lo stesso risultato di potenza e prestazione, se non si verificano alcune condizioni il colpo non può avere la riuscita sperata. Queste condizioni sono legate alla posizione di caricamento, al lancio di palla, alla spinta degli arti inferiori e alla posizione della racchetta, la quale portandosi sopra al capo del tennista si trova più vicina all'asse di rotazione permettendo al tronco di ruotare con minor difficoltà, secondo la legge d'inerzia

$$I = mx^2$$

la quale afferma che l'inerzia del corpo è tanto più grande quanto maggiore è la distanza dall'asse di rotazione, portando quindi la racchetta e il braccio vicino all'asse di rotazione questa risulta la minima possibile.

### 2.1 Visione d'insieme

Ciò che produce energia sono la spinta delle gambe, la rotazione del tronco, l'azione di ribaltamento della linea delle spalle e la rotazione prima esterna e poi interna del braccio intorno alla spalla, mentre l'estensione del gomito serve per andare a colpire la palla il più in alto possibile, così come la pronazione dell'avambraccio intorno al gomito che ha come finalità quella di fare colpire la palla con le corde e non con il telaio.

Il momento angolare del tronco attorno all'asse sagittale o quella che viene definita *shoulder over action* determina gran parte della spinta la quale è stata generata dall'azione delle gambe.

La spalla quindi è il canale per il trasferimento di energia dal tronco al braccio, ecco perché la spalla ha un ruolo così importante, riceve tutta l'energia che viene creata a livello del tronco e ne produce di ulteriore.

Durante la fase di partenza, la mano sinistra ha un compito di sostegno della palla e della racchetta, mentre durante la fase di lancio asseconda la rotazione del tronco e effettua il lancio della palla cercando di lanciarla sopra l'asse di rotazione del corpo. Durante il finale di movimento la mano si allontana, andando verso l'esterno, per bloccare la rotazione del tronco. La testa invece deve rimanere stabile per favorire un maggior controllo.

Durante la fase d'impatto, la racchetta si muove verso l'alto e prosegue la sua corsa dall'esterno verso l'interno.

## 2.2 Braccio e avambraccio

L'angolo fra l'avambraccio e il braccio che è di circa  $90^\circ$  viene definito da un punto di vista biomeccanico *maximum elbow flexion*, cioè il momento di massima flessione dell'avambraccio sul braccio. Nello sviluppo del movimento quest'angolo non si deve chiudere nemmeno di un grado, questo è possibile solo grazie alla spinta degli arti inferiori che permettono alla racchetta di andare dietro il corpo permettendo all'angolo braccio-avambraccio di restare di  $90^\circ$ . Quando la racchetta scende dietro la schiena del tennista abbiamo il *lowest racket point*, ovvero il punto di massima caduta, che è quello che permette di aver abbastanza spazio per l'accelerazione della racchetta.



## 2.3 Spalla

Da un punto di vista biomeccanico, in una fase immediatamente successiva al *lowest racket point*, si ha il momento di massima rotazione esterna della spalla.

La massima fase di allungamento avviene invece quando il corpo ha iniziato a risalire.



Per utilizzare la spalla al meglio si devono creare una serie di situazioni, la prima è quella legata all'angolo avambraccio-braccio, la seconda è legata alla posizione della racchetta dietro la schiena, che deve permettere un massimo utilizzo dei muscoli anteriori della spalla, il terzo passaggio è legato al lancio di palla che deve essere sopra la testa alle ore 12 per riuscire a schiacciare la palla nel rettangolo. Il braccio ruota attorno alle articolazioni della spalla internamente ed esternamente per produrre energia. L'avambraccio che effettua delle pronazioni e delle supinazioni attorno alle articolazioni del gomito ha semplicemente il compito di portare il piatto corde contro la palla.

## **2.4 Tronco**

La prima azione che svolge il tronco durante lo sviluppo del movimento è una rotazione longitudinale. Quando la racchetta viene portata dietro la schiena, il tronco inizia delle rotazioni attorno ad assi differenti, in una prima fase abbiamo una rotazione del tronco attorno all'asse sagittale, leggermente prima del punto di impatto si verifica nuovamente una rotazione attorno all'asse longitudinale per arrivare a colpire di 10 e tre quarti e non frontalmente. Durante tutte queste fasi si verifica contemporaneamente anche una rotazione del tronco attorno all'asse trasversale.

## **2.5 Muscoli**

Durante il servizio si hanno una serie di fasi eccentriche e concentriche che riguardano l'articolazione della spalla e i muscoli che si trovano attorno alla spalla. Durante la prima fase di caduta della testa della racchetta avrò una fase eccentrica dei muscoli anteriori della spalla, cioè andranno ad allungarsi, alla quale seguirà una fase concentrica. Successivamente avremo una fase eccentrica dei muscoli posteriori della spalla che servirà per stoppare i muscoli anteriori, infatti la racchetta si muove a una certa velocità e i muscoli della spalla hanno il compito di frenarla, da qui l'importanza di una muscolatura della spalla molto allenata per supportare il carico.

Per quel che riguarda il gomito, alla fine del movimento, può rimanere più o meno alto, se rimane molto alto è più facile che si verifichi la rotazione del braccio attorno alla spalla.

## 2.6 Esecuzione

Da un punto di vista esecuzionale il servizio è quindi un insieme complesso di movimenti:

1. la racchetta va impugnata con una presa continental (a martello o a stretta di mano);

2. posizionati dietro la linea di fondocampo, i piedi, posizionati larghi come la larghezza delle spalle, possono essere o perpendicolari ad essa, o con il piede sinistro a 45° rispetto alla linea stessa (viceversa per i mancini) e con il piede sinistro posizionato leggermente avanti rispetto al destro (viceversa per i mancini). In questa fase il peso ricade maggiormente sulla gamba destra (l'opposto per i mancini);



3. nella fase preliminare, appena prima che il lancio abbia inizio, si deve cercar di mantenere il gomito dritto per far sì che il lancio venga effettuato alzando verso l'alto il braccio senza muovere il gomito. Il palmo su cui è appoggiata la palla è rivolto verso l'alto, perchè così si evita di dover girare la mano strada facendo, compromettendo la precisione.

4. la mano secondaria effettua il lancio di palla, tenendola preferibilmente con tre dita;

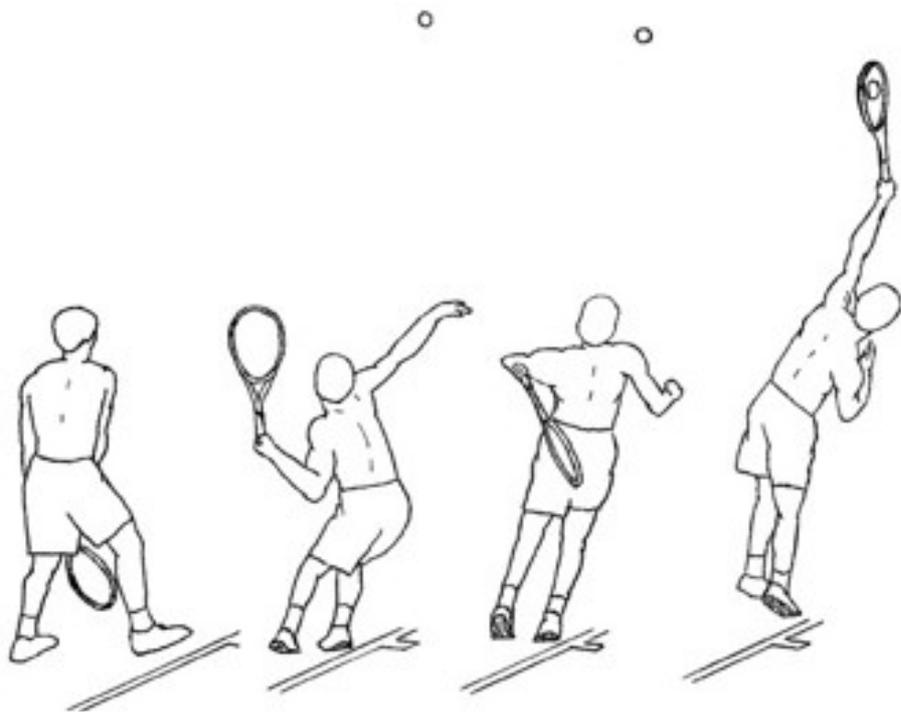
5. nel momento in cui la mano secondaria inizia la salita per il lancio di

palla, la mano che mantiene la racchetta sale da dietro la schiena flettendo il gomito e disegnando un semi cerchio in aria(movimento sincrono), oppure dopo il lancio di palla la mano dominante che mantiene la racchetta sale disegnando un semicerchio in aria(movimento asincrono);

6. il movimento del braccio in cui è impugnata la racchetta deve accelerare all'improvviso nel momento in cui la palla si ferma in aria a causa della forza di gravità che contrasta la spinta verso l'alto precedentemente impressa, questo momento è l'attimo migliore per colpire la pallina, è inoltre importante che il piatto della racchetta sia parallelo alla rete al momento dell'impatto con la palla, eventualmente lievemente inclinato verso il basso(solo in un particolare tipo di battuta, detta tagliata, il piatto viene inclinato leggermente verso l'alto) e le spalle devono esser perpendicolari alla direzione da imprimere alla palla;

7. quando il braccio della racchetta fa il movimento finale per colpire la palla, il braccio secondario che non mantiene più la palla scende posizionandosi vicino al fianco sinistro(viceversa per i mancini). In questa fase, in cui le gambe vanno leggermente flesse, mentre prima il peso del corpo ricadeva sul piede destro, ricade ora su quello sinistro, ovvero si porta il peso dal piede più arretrato a quello più avanzato nell'istante in cui si opera la battuta.

8. una volta colpita la palla, il movimento del braccio-racchetta continua e la racchetta scende fino quasi a toccare il terreno.



# Capitolo 3

## Analisi del movimento

### 3.1 Scopo

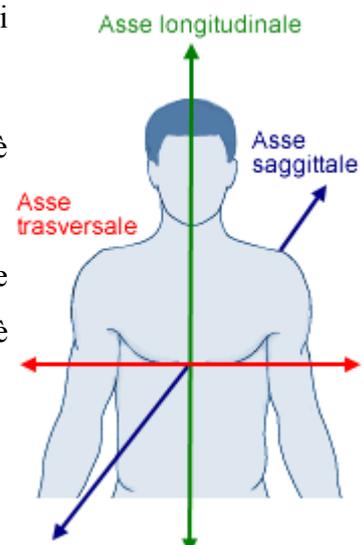
Lo studio del movimento serve per ottenere una molteplicità di informazioni, per esempio il movimento di punti selezionati, movimento di parti o dell'intero corpo, movimenti articolari, funzione muscolare, carichi agenti sui tessuti durante specifici atti motori.

Ci son molteplici motivi per cui si esegue uno studio del movimento, motivi che vanno dall'allenamento sportivo, alla valutazione della performance, alla prevenzione dell'infortunio, alla pianificazione chirurgica, alla valutazione di una disabilità.

### 3.2 Terminologia

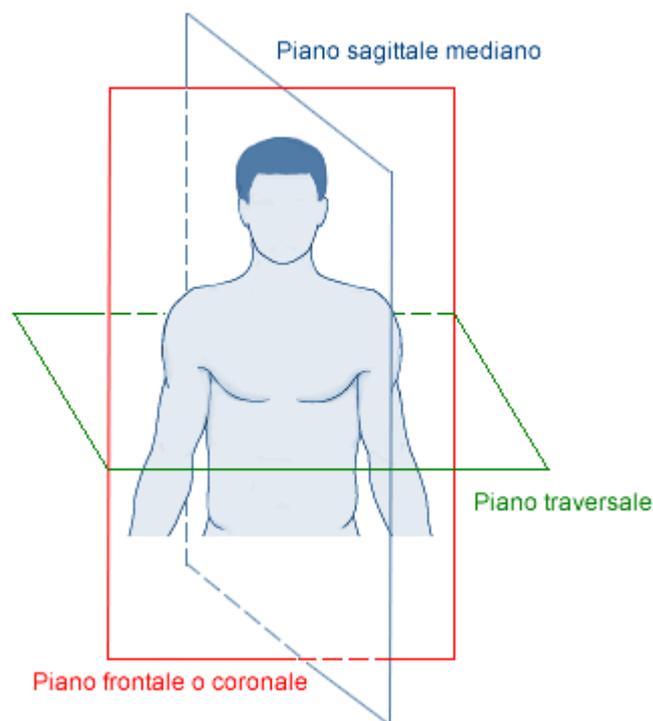
Nell'ambito dello studio del movimento si fa riferimento ad una specifica terminologia per comprendere meglio l'orientamento delle varie parti anatomiche, in particolare il corpo umano può essere descritto secondo 3 assi, i quali sono utilizzati per tracciare l'asse sul quale si svolgono i movimenti di rotazione, questi assi sono:

- longitudinale (verticale), perpendicolare alla base di appoggio, quando il corpo è in posizione eretta;
- trasversale (orizzontale), diretto da sinistra a destra ed è perpendicolare all'asse longitudinale;
- sagittale (antero-posteriore), diretto dalla superficie posteriore alla superficie anteriore del corpo, è perpendicolare agli altri due assi.



e secondo tre piani anatomici principali, ovvero dei piani immaginari disegnati attraverso il corpo i quali permettono di descrivere oggettivamente i movimenti e le posizioni del corpo, questi piani sono:

- piano sagittale, che passa attraverso gli assi longitudinale e sagittale, divide il corpo umano in due parti simmetriche, destra e sinistra, passando attraverso il centro del corpo;
- piano frontale, è un piano verticale perpendicolare al sagittale, passa gli assi trasversale e longitudinale e divide il corpo in due parti asimmetriche: anteriore e posteriore;
- piano trasversale, passa per gli assi trasversale e longitudinale, è perpendicolare al piano sagittale e frontale, divide il corpo in due parti asimmetriche: superiore ed inferiore.



In base al movimento che il corpo compie, i movimenti possono essere classificati in:

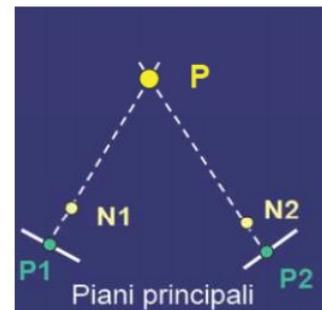
- *flessione*, sul piano sagittale, è il movimento di un'articolazione per cui l'estremità distale di un segmento corporeo si avvicina all'estremità prossimale del segmento contiguo;
- *estensione*, sul piano sagittale, in contrapposizione alla flessione, è il movimento che porta il corpo o alcune parti di esso da una posizione raccolta a una allungata;
- *adduzione*, sul piano frontale, è il movimento che avvicina un arto o parte di esso alla linea mediana del corpo;

- *abduzione*, sul piano frontale, in contrapposizione all'adduzione, è il movimento che allontana un arto dalla linea mediana del corpo;
- *intrarotazione*, sul piano trasversale, è il movimento che orienta l'estremità del segmento corporeo verso l'interno, mantenendo invariata la direzione del suo asse longitudinale;
- *extrarotazione*, sul piano trasversale, in contrapposizione alla rotazione interna, è il movimento che orienta l'estremità del segmento corporeo verso l'esterno, mantenendo invariata la direzione del suo asse longitudinale.

Lo strumento più utilizzato per lo studio del movimento è la stereofotogrammetria.

### 3.3.1 Stereofotogrammetria

La stereofotogrammetria è un sistema composto da videocamere dotate di dispositivi per la rivelazione del segnale luminoso e la trasduzione in segnale elettrico come i sensori CCD o CMOS. Tali videocamere riprendono le immagini da almeno due differenti posizioni, in questo modo è possibile ricostruire le coordinate di un oggetto, chiamato *marker*, in grado di emettere o riflettere la luce, così da poterne ricostruire grazie alle coordinate, acquisite istante per istante, la traiettoria.



Tale strumentazione prevede una struttura di acquisizione costituita da telecamere, illuminatori, schede di acquisizione, e una infrastruttura software di elaborazione. Applicando nel modo più opportuno tali marker sulla superficie corporea, la stereofotogrammetria fornisce in ciascun istante di tempo campionato il vettore posizione (tre coordinate  $x, y, z$ ), si è così in grado di ricostruire la posizione e l'orientamento relativo di ciascun sistema di riferimento anatomico, solidale con il segmento osseo adiacente. Calcolando l'andamento temporale delle tre grandezze relative all'orientamento e delle tre relative alla posizione, si è in grado di stimare la cinematica articolare durante l'esecuzione dell'atto motorio di interesse.

Per ottenere i dati, è necessario seguire un ben determinato procedimento (in figura 1). Il primo passo consiste nella calibrazione del sistema, la quale avviene in 2 passi successivi: il primo consiste in una calibrazione statica, acquisendo un oggetto in cui la distanza tra i markers è

nota, mentre il secondo consiste in una calibrazione dinamica, dove l'oggetto viene mosso nello spazio, definendo così anche il volume di acquisizione.

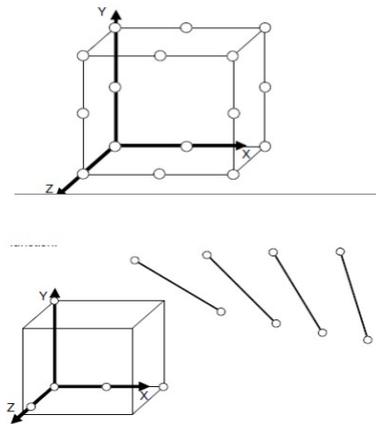
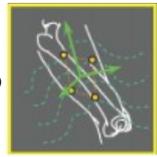
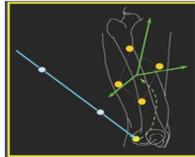
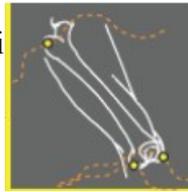
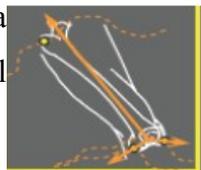


Figura 1: Calibrazione del Sistema di Riferimento

Successivamente, occorre determinare una terna cartesiana, ovvero un *Sistema di Riferimento Tecnico (ST)*, solidale con l'osso, questo per ogni segmento corporeo. Questo può avvenire tramite la creazione di un *cluster* di markers, tramite l'individuazione di *punti di Repere Anatomico (RA)* o tramite riferimenti anatomici.

Riassumendo quindi i passi sono:

1. Creazione di un Sistema di riferimento Tecnico per ogni segmento corporeo. 
2. Determinazione delle coordinate tridimensionali dei punti di Repere Anatomico rispetto al ST del segmento corrispondente. 
3. Ricostruzione delle coordinate dei RA rispetto al sistema di riferimento globale (il laboratorio). 
4. Ricostruzione della posizione e dell'orientamento di ciascun Sistema di Riferimento Anatomico rispetto al sistema di riferimento del laboratorio, per ogni istante di tempo. 

5. Calcolare per ogni articolazione la posizione e l'orientamento relativo dei SA dei due segmenti adiacenti rispetto ad un'opportuna convenzione.

Per fare questo sono stati creati vari protocolli sperimentali, ognuno con vantaggi e svantaggi:

-SAFLo(Servizio di Analisi della Funzione Locomotoria)

Sviluppato dal Centro di Bioingegneria-Fondazione Don Gnocchi-I.R.C.C.S Politecnico Di Milano.

Per lo studio di cammino, salita dalle scale, postura eretta.

Tra i pregi di questo protocollo il basso numero di marker(15) e la possibilità di esser utilizzato anche sui bambini.

Tra i difetti le numerose misure manuali, telecamere posizionate posteriormente, marker di pelvi molto vicini, marker estesi a rischio di oscillazione, cinematica articolare in 3 DoF e la cinematica dipendente dai marker estesi

-VCM (Vison Clinical Manager)

Sviluppato da Helen Hayes Hospital e Newington Children's Hospital, implementato commercialmente da Oxford Metrics Ltd.

Per lo studio di cammino, salita dalle scale, postura eretta.

Tra i pregi anche in questo protocollo di analisi troviamo il basso numero di marker(15) e la possibilità di esser utilizzato anche sui bambini.

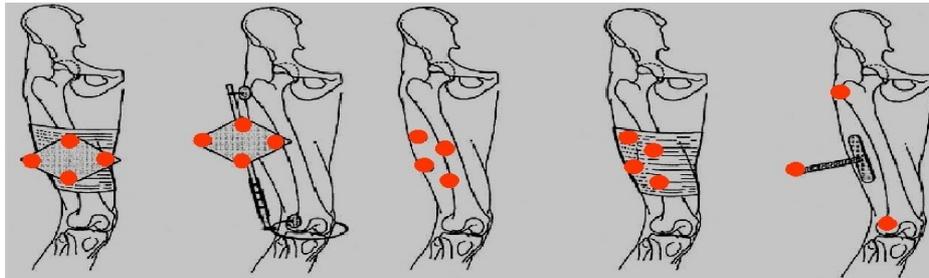
Tra i difetti la necessità di almeno 4 telecamere, marker estesi a rischio di oscillazioni, cinematica articolare in 3 DoF, cinematica dipendente dalla posizione dei marker estesi.

Questi due primi protocolli inglobano la procedura di calibrazione dei RA nella fase di posizionamento dei marker e delle misure manuali.

## -CAST(Calibrated Anatomical System Technique)

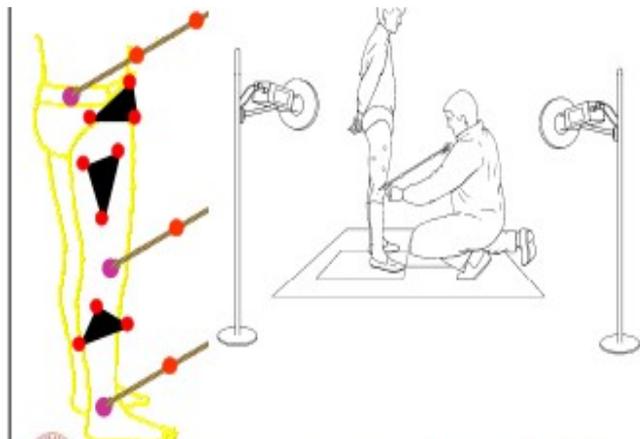
Sviluppato dall'Università La Sapienza di Roma in partecipazione con l'Istituto Ortopedico Rizzoli di Bologna, è uno dei protocolli più apprezzati e utilizzati.

Prevede l'utilizzo di 4 marcatori per ciascun segmento osseo di interesse, su supporto rigido o deformabile.



Tra gli atti motori più studiati troviamo il cammino, salita dalle scale, gradino, alzata da una sedia, corsa, tremore, pedalata.

In una prima fase, chiamata di acquisizione statica, il soggetto rimane immobile e l'operatore appoggia la punta di uno stick con marcatori, chiamato *wand*, sul punto di repere anatomico individuato per palpazione, così che nell'acquisizione siano visibili



sia i marker relativi ai punti di RA sia quelli relativi alla wand, tutto questo permetterà il calcolo delle coordinate locali rispetto al sistema tecnico.

Tra i pregi di questo protocollo troviamo la flessibilità nella scelta nel numero e nella posizione dei marker e nella scelta nel numero e nella posizione delle telecamere al fine di rendere ottimale la ripresa.

Tra i limiti l'elevato numero di marker necessari e la necessità di più acquisizioni, infatti in questo protocollo la fase di calibrazione dei RA e la fase di acquisizione del movimento avvengono in momenti distinti, ma questo offre il vantaggio

di rendere flessibile il posizionamento dei marker.

### 3.3.2 Errori

Al fine di utilizzare al meglio la stereofotogrammetria, occorre tener presente gli errori principali che si presentano quando viene utilizzato questo strumento per l'analisi del movimento.

Gli errori si dividono in tre categorie: errori strumentali, errori dovuti alla mislocazione dei punti di repere e errori derivati da Artefatti da Tessuto Molle (ATM). I primi due si differenziano in due ulteriori categorie:

- *sistematici* se legati ad un modello del sistema di misura di limitata validità, alla cattiva stima dei parametri del modello o alla cattiva calibrazione;
- *casuali*, se dovuti al processo di digitalizzazione dell'immagine e alla sua elaborazione.

Per eliminare gli errori strumentali si possono seguire varie strategie, come l'applicazione di un filtro passa-basso, l'autoregolazione della frequenza di taglio e una buona calibrazione del sistema, ciononostante errori strumentali sono comunque presenti, in quanto dipendono anche dal set up specifico, ovvero numero e posizione delle telecamere, dimensioni del campo di misura, oggetto di calibrazione, cura dell'operatore, per cui prima di ogni sessione si dovranno stimare gli errori strumentali residui tramite spot checks, ovvero semplici dispositivi, guidati manualmente dall'operatore per la misura della distanza tra markers (pendulum test, full volume test), o tramite dispositivo motorizzato, per la misura dello spostamento di markers (walking test, MAL test).

Molto importante è anche la posa ottima del cluster di markers al fine di ridurre gli errori, tramite studi si è visto che il numero che coniuga accuratezza e praticità è 4 markers, il raggio medio del cluster deve essere almeno 10 volte la deviazione standard stimata dall'errore sperimentale e l'asse principale del cluster deve essere disposto verso il punto di RA di maggior interesse.

L'altro tipo di errore, la mislocazione dei punti di RA, ha effetto sia sull'orientazione del sistema di riferimento anatomico, sia sugli angoli articolari. Avviene durante la loro individuazione: si tratta infatti di punti sottocutanei, non puntiformi, spesso sono superfici larghe e irregolari, ricoperti di tessuto di spessore e consistenza variabile e inoltre, la

procedura stessa di palpazione è fortemente operatore-dipendente.

Infine gli ATM rappresentano la principale causa di errori in analisi del movimento. Sono dovuti allo spostamento del cluster di marcatori (posti sulla cute) rispetto la struttura scheletrica sottostante, che si traduce in errori di diversi cm e di diversi gradi negli angoli articolari. Non è possibile eliminare tramite filtraggio questo tipo di errori, in quanto hanno lo stesso contenuto in frequenza del movimento. Si sono studiate varie soluzioni per quantificarli: fili intracorticali, fissatori esterni e tracciatori scheletrici, fluoroscopia; la deformazione può poi esser eliminata tramite l'utilizzo di placche rigide, mentre lo spostamento rigido richiede metodi di compensazione come calibrazione dinamica, multipla e ottimizzazione globale.

In conclusione la stereofotogrammetria è un potente strumento in analisi del movimento, ma per essere precisa richiede degli spot-checks per la determinazione di accuratezza e precisione del set-up, la maggior accuratezza possibile nella determinazione dei RA per limitare la propagazione degli errori di localizzazione e la consapevolezza della presenza degli ATM. Richiede quindi un'analisi critica dei risultati e la necessità di sviluppare metodi per compensare gli errori insiti nella tecnica.

# Capitolo 4

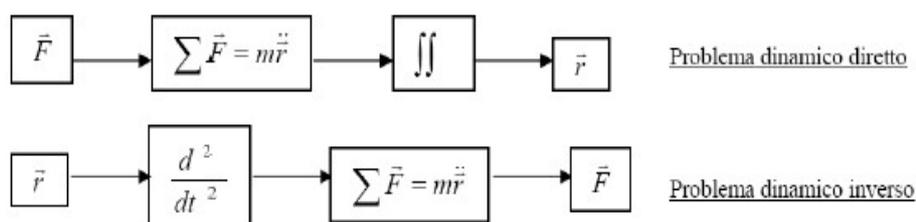
## Dinamica

### 4.1 Problema dinamico diretto e inverso

La dinamica è lo studio della relazione tra le forze agenti su un corpo e il suo moto.

Il moto del corpo umano può essere ben descritto dalle leggi generali della fisica formulate da Newton e le equazioni per lo studio di tale moto possono essere ottenute dalla formulazione di Eulero-Newton, che comprende forze motrici (forze e momenti), dati cinematici (velocità e accelerazioni) e proprietà inerziali (massa, posizione del centro di massa e momento d'inerzia) dei segmenti corporei che vengono schematizzati come segmenti rigidi incernierati. Tali equazioni possono venir applicate ad ogni segmento corporeo al fine di trovare le grandezze cinematiche, le forze o i momenti applicati.

Il problema dinamico può essere affrontato in due modi: attraverso il problema della *dinamica diretta*, dove date le azioni motrici, ovvero le forze muscolari e le forze esterne agenti su un corpo se ne predice il movimento, e un altro chiamato problema della *dinamica inversa*, per il quale data la cinematica di un corpo, le forze scambiate con l'ambiente e la stima delle proprietà inerziali di ogni segmento corporeo, si predicano le forze e i fenomeni che agiscono su di esso e che provocano un determinato movimento.



L'approccio tramite la dinamica inversa è quello di cui in genere ci si avvale per eseguire l'analisi del movimento e riveste un ruolo fondamentale nella comprensione dei meccanismi coinvolti nel controllo motorio, fornendo anche informazioni utili a fini diagnostici e di progettazione di dispositivi protesici.

Nell'ambito della dinamica inversa, risolvendo le equazioni del moto si ottiene quindi la stima dei momenti e delle forze risultanti applicate ad ogni articolazione, questi risultati possono essere anche utilizzati per stimare le forze muscolari e le forze di reazioni articolari, in

particolare quest'ultimo è uno dei problemi più complessi nell'analisi del movimento, poiché a causa del grande numero di muscoli che agiscono sulle articolazioni il problema è altamente indeterminato.

Le proprietà inerziali del corpo umano risultano fondamentali per l'analisi della dinamica inversa, possono essere stimate in vari modi: tramite misure dirette sui soggetti o attraverso equazioni di regressione basate su dati quali il peso del corpo, la statura e le dimensioni geometriche specifiche del corpo.

Fondamento necessario per l'analisi è un modello adeguato, che deve avere la struttura più semplice possibile compatibile con lo scopo dello studio, bisogna quindi combinare la complessità analitica, numerica e sperimentale con una rappresentazione il più realistica possibile del fenomeno. Un sistema materiale può quindi essere modellato in vari modi con diversi gradi di complessità, per esempio può essere rappresentato attraverso un punto materiale, se il volume è piccolo rispetto allo spazio nel quale si muove e si è interessati soltanto alla sua posizione nello spazio, oppure attraverso un corpo rigido, se non si è interessati alle sue deformazioni, ma solo al suo moto, o attraverso un corpo visco-elastico, se si è interessati alle sue deformazioni, e, possibilmente, non al suo moto nello spazio. All'interno di questa analisi verrà considerato un modello basato sul corpo rigido, in particolare un sistema di corpi rigidi connessi l'un l'altro da cerniere ideali prive di attrito e poste in corrispondenza dei centri articolari.

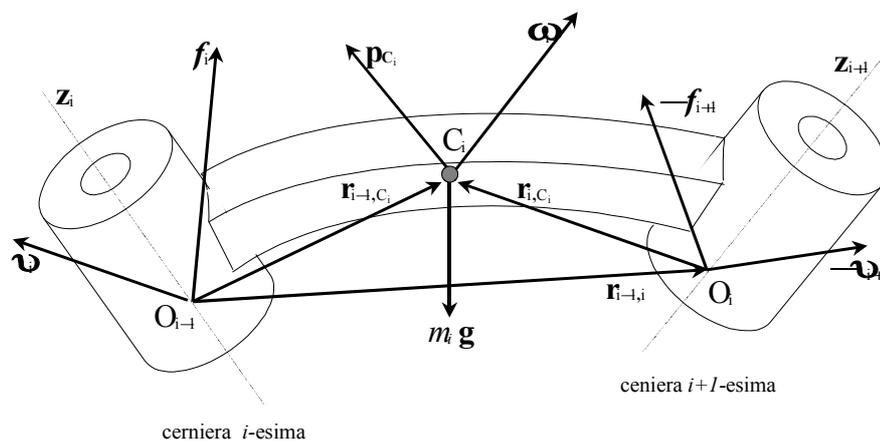
#### **4.2 L'approccio di Eulero-Newton**

Per il calcolo delle forze e dei momenti risultanti alle articolazioni dell'arto superiore sono fondamentali, seguendo l'approccio della dinamica inversa, le informazioni sulla cinematica dei segmenti e le loro proprietà inerziali. Il corpo umano viene schematizzato come un multi-link, una catena di segmenti rigidi. Dato il numero relativamente elevato di segmenti, è conveniente ricorrere ad un insieme di equazioni che permettano una procedura ricorsiva. Le equazioni utilizzate in questo ambito per risolvere il problema della dinamica inversa sono le equazioni di Eulero-Newton, le quali presentano proprio il vantaggio fondamentale di rappresentare un metodo ricorsivo, molto efficiente da un punto di vista computazionale. L'approccio di Eulero-Newton è detto anche del "corpo libero" poiché ogni segmento viene considerato libero nello spazio e soggetto alla sola forza di gravità. L'interazione con gli altri segmenti appare, invece sotto forma di forze e coppie applicate ai suoi estremi.

Il metodo di Eulero-Newton non fornisce equazioni di moto in forma chiusa, ovvero il moto di

ciascun segmento è accoppiato al moto degli altri dalle relazioni cinematiche di velocità e di accelerazione. Una volta note le posizioni, velocità ed accelerazioni alle cerniere, si possono calcolare le analoghe grandezze per i segmenti, e quindi tramite le equazioni Eulero-Newton si calcolano le forze e le coppie agenti sui segmenti note le forze e le coppie agenti all'estremità della catena cinematica.

Ricordando le leggi della meccanica classica, ovvero il *principio di azione e reazione*, l'*equazione di Newton* o di *conservazione della quantità di moto*, il *secondo principio della dinamica*, l'*equazione di Eulero* o *teorema del momento della quantità di moto*, considerando il corpo libero in figura, rappresentante il segmento  $i$ -esimo, insieme a tutte le forze e coppie di forze agenti su di esso



Si definiscono, esprimendole in un sistema di riferimento inerziale, le seguenti grandezze:

- $m_i$  : massa del segmento;
- $\mathbf{I}_i$  : matrice d'inerzia del segmento;
- $\mathbf{r}_{i-1,C_i}$  : vettore che va dall'origine del sistema di riferimento ( $i-1$ )-esimo (posizionato nel centro articolare) al centro di massa del segmento  $i$ -esimo;
- $\mathbf{r}_{i,C_i}$  : vettore che va dall'origine del sistema di riferimento  $i$ -esimo (posizionato nel centro articolare) al centro di massa del segmento  $i$ -esimo;
- $\mathbf{r}_{i-1,i}$  : vettore che va dall'origine del sistema di riferimento ( $i-1$ )-esimo (posizionato nel centro articolare distale) all'origine del sistema di riferimento  $i$ -esimo (posizionato nel centro articolare prossimale);

- $\dot{\mathbf{p}}_{C_i}$  : velocità di traslazione del centro di massa del segmento;
- $\dot{\mathbf{p}}_i$  : velocità di traslazione del sistema di riferimento  $i$ -esimo;
- $\omega_i$  : velocità di rotazione del segmento;
- $\ddot{\mathbf{p}}_{C_i}$  : accelerazione di traslazione del centro di massa del segmento;
- $\dot{\omega}_i$  : accelerazione di rotazione del segmento;
- $\mathbf{g}$  : accelerazione di gravità;
- $\mathbf{f}_i$  : forza applicata sul segmento  $i$ -esimo dal segmento  $(i-1)$ -esimo;
- $-\mathbf{f}_{i+1}$  : forza applicata sul segmento  $i$ -esimo dal segmento  $(i+1)$ -esimo (essa per il principio di azione e reazione è uguale e contraria alla forza applicata dal segmento  $i$ -esimo al segmento  $(i+1)$ -esimo, ovvero  $\mathbf{f}_{i+1}$  );
- $\mathbf{v}_i$  : coppia applicata sul segmento  $i$ -esimo dal segmento  $(i-1)$ -esimo rispetto al sistema di riferimento  $(i-1)$ -esimo;
- $-\mathbf{v}_{i+1}$  : coppia applicata sul segmento  $i$ -esimo dal segmento  $(i+1)$ -esimo rispetto al sistema di riferimento  $i$ -esimo.

Ricordando che il momento esercitato da una forza  $\mathbf{f}$  è dato dal prodotto vettoriale della forza  $\mathbf{f}$  per  $\mathbf{r}$ , dove  $\mathbf{r}$  è il vettore radiale dal punto in cui la forza è applicata al punto in cui si calcola il momento (in questo caso tale punto è il centro di massa), l'*equazione di Newton*, espressa nel sistema di riferimento inerziale, diventa:

$$\mathbf{f}_i - \mathbf{f}_{i+1} + m_i \mathbf{g} = m_i \ddot{\mathbf{p}}_{C_i}$$

mentre l'*equazione di Eulero*, sempre espressa nel sistema di riferimento inerziale,:

$$\mathbf{v}_i + \mathbf{f}_i \times \mathbf{r}_{i-1,C_i} - \mathbf{v}_{i+1} - \mathbf{f}_{i+1} \times \mathbf{r}_{i,C_i} = \frac{d}{dt} (\mathbf{I}_i \omega_i)$$

Per il calcolo della variazione del momento della quantità di moto, conviene esprimere la matrice  $\mathbf{I}_i$  nel sistema di riferimento del segmento  $i$ -esimo, in cui assume un valore costante, piuttosto che in un sistema di riferimento inerziale; quindi la variazione della quantità di moto, ancora espressa nel sistema di riferimento inerziale, diventa:

$$\frac{d}{dt} (\mathbf{I}_i \omega_i) = \mathbf{I}_i \dot{\omega}_i + \omega_i \times (\mathbf{I}_i \omega_i)$$

dove il termine  $\omega_i \times (\mathbf{I}_i \omega_i)$  rappresenta l'effetto giroscopico dovuto alla dipendenza di  $\mathbf{I}_i$  dall'orientamento del segmento. In definitiva l'*equazione di Eulero* diventa:

$$\mathbf{v}_i + \mathbf{f}_i \times \mathbf{r}_{i-1,C_i} - \mathbf{v}_{i+1} - \mathbf{f}_{i+1} \times \mathbf{r}_{i,C_i} = \mathbf{I}_i \dot{\omega}_i + \omega_i \times (\mathbf{I}_i \omega_i)$$

Per il calcolo delle accelerazioni, ricordiamo le espressioni delle velocità per delle cerniere cilindriche (*hinge*)

$$\dot{\mathbf{p}}_i = \dot{\mathbf{p}}_{i+1} + \boldsymbol{\omega}_i \times \mathbf{r}_{i-1,i}$$

$$\boldsymbol{\omega}_i = \boldsymbol{\omega}_{i-1} + \mathbf{z}_{i-1} \dot{\Psi}_i$$

dove  $\mathbf{z}_{i-1}$  è l'asse della cerniera  $i$ -esima attorno al quale avviene la rotazione con velocità  $\dot{\Psi}_i$ . Derivando si ottengono le espressioni delle accelerazioni:

$$\ddot{\mathbf{p}}_i = \ddot{\mathbf{p}}_{i-1} + \dot{\boldsymbol{\omega}}_i \times \mathbf{r}_{i-1,i} + \boldsymbol{\omega}_i \times (\boldsymbol{\omega}_i \times \mathbf{r}_{i-1,i})$$

$$\dot{\boldsymbol{\omega}}_i = \dot{\boldsymbol{\omega}}_{i-1} + \mathbf{z}_{i-1} \ddot{\Psi}_i + \boldsymbol{\omega}_{i-1} \times \mathbf{z}_{i-1} \dot{\Psi}_i$$

Infine l'accelerazione del baricentro  $\ddot{\mathbf{p}}_{C_i}$  può essere calcolata in funzione di  $\ddot{\mathbf{p}}_i$ ; infatti notando che:

$$\mathbf{p}_{C_i} = \mathbf{p}_i + \mathbf{r}_{i,C_i}$$

e derivando l'equazione due volte, si ottiene.

$$\ddot{\mathbf{p}}_{C_i} = \ddot{\mathbf{p}}_i + \dot{\boldsymbol{\omega}}_i \times \mathbf{r}_{i,C_i} + \boldsymbol{\omega}_i \times (\boldsymbol{\omega}_i \times \mathbf{r}_{i,C_i})$$

La procedura ricorsiva, di solito, inizia dal segmento distale fino a quello prossimale.

Conoscendo le masse, le accelerazioni e il valore di forza iniziale si può calcolare la forza prossimale dalla prima equazione, poi si inseriscono i valori appena calcolati nell'equazione dedicata ai momenti.

Il procedimento si ripete poi per tutti gli altri segmenti della catena.

#### 4.3 Parametri inerziali: misura ed errori

L'attendibilità delle grandezze calcolate tramite la dinamica inversa dipende da ipotesi come la rigidità dei segmenti corporei ed il grado di accuratezza dei dati cinematici e antropometrici. Alcune possibili sorgenti di errore sono: la stima dei centri di rotazione articolari (Looze & al.,1992a), la variabilità della lunghezza dei segmenti, in particolare per quanto riguarda il tronco (Looze et al.,1992b), artefatti dovuti a movimenti della pelle (Cappozzo et al.,1993), errori nelle misure di forze o nella calibrazione dei repere anatomici. Un'altra importante

sorgente di errore è la stima dei parametri inerziali dei segmenti, i quali sono però fondamentali per l'analisi della dinamica inversa. Secondo Cappozzo e Berme (1990), l'ampiezza dell'errore relativo ai parametri inerziali può arrivare fino al 48, 25 e 80% rispettivamente per la massa del segmento, la posizione relativa del centro di massa e il momento d'inerzia. Allo scopo di ottenere momenti articolari attendibili è importante ridurre questi errori, per fare ciò sono stati provati vari metodi di misura:

- Misure dirette su cadaveri(Dempster 1955, Chandler et al. 1975, Braune e Fischer 1987)
- Misure dirette su soggetti viventi(Mungiole e Martin 1990, Cheng et al. 2000, Zatsiorsky e Seluyanov 1985, Hunag e Wu 1976, Ganley et al.2004), tramite tecniche di imaging come risonanza magnetica, tomografia assiale computerizzata, combinando misure di volume e di densità, tuttavia è un metodo costoso ed espone i soggetti a radiazioni.

Altri studi in vivo prevedevano la misura del volume tramite l'immersione in acqua (Harless, 1860; Plagenhoef, 1983) o tramite metodi fotogrammetrici (Hertzberg, 1957; Mc Conville et al.,1980 ). Questi metodi necessitano delle ipotesi riguardo alla densità del segmento. Inoltre sono tutti complessi e richiedono un enorme dispendio di tempo. Non vengono comunemente utilizzati nelle analisi biomeccaniche;

- Stima indiretta con metodi proporzionali(Dempster 1955, Chandler et al. 1975, Bruane e Fischer 1987, Zatsiorsky e Seluyanov 1985), tramite un' analisi di regressione statistica, correlando misure antropometriche significative(per esempio massa corporea totale e altezza) dell'individuo in esame con i valori dei parametri inerziali ottenuti da misure dirette. Il limite di questi modelli consiste nel fornire valori accurati solo per soggetti con caratteristiche antropometriche che non differiscono troppo dalla media della popolazione utilizzata come campione
- Stima indiretta con modelli matematici/geometrici (Hanavan 1964; Jensen 1978; Hatze 1980), tramite segmenti modellati con forme geometriche (ellissoide, cilindri ellittici) con densità uniforme e accuratezza elevata. I modelli geometrici dei segmenti corporei hanno il vantaggio di poter essere utilizzati per qualsiasi popolazione. Le sole ipotesi che devono essere fatte riguardano la densità dei segmenti. Tuttavia, possono presentarsi errori causati da un'eccessiva semplificazione della forma dei segmenti.

All'interno di quest'analisi vengono utilizzati i parametri antropometrici contenuti nelle tabelle

di Zatsiorsky con le correzioni di De Leva, questo perchè Zatsiorsky si riferisce a punti di repere anatomico significativamente distanti dai centri articolari, mentre tramite i parametri correttivi di De Leva è possibile usare le tabelle di Zatsiorsky utilizzando come punti di repere anatomici i centri articolari.

Nello studio della dinamica inversa del servizio del tennis per alcuni parametri antropometrici ci si è serviti delle tabelle di Zatsiorsky(massa e momento d'inerzia del segmento), per altri si è fatto ricorso a misure dirette(altezza) o tramite l'uso della stereofotogrammetria(lunghezza dei segmenti)

# Capitolo 5

## Materiali e metodi

### 5.1 Acquisizione

Prima fase per l'analisi del servizio è stata l'acquisizione del movimento.

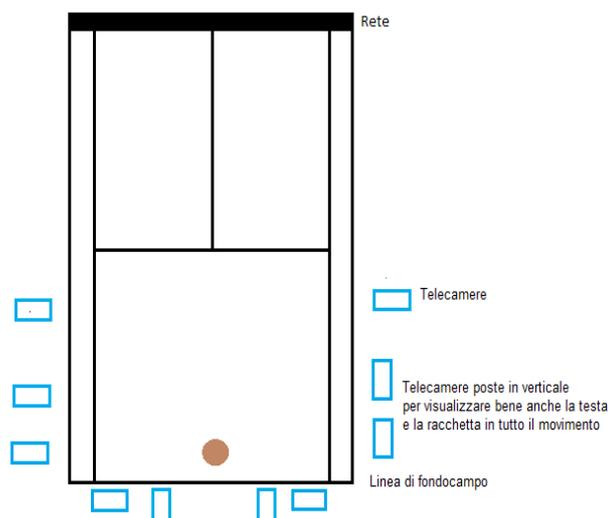
Sono stati analizzati i movimenti di quattro tipi di battuta: laterale destra e sinistra e centrale destra e sinistra di tre soggetti normodotati, i cui dati sono riportati in tabella, e di un atleta di tennis in carrozzina di alto livello, 36 anni e 25° posizione a livello mondiale al momento dell'acquisizione, con una disabilità a livello dorsale a partire dalla vertebra L1.

Nome	Età	Anni di gioco	Classifica ATP	Livello Italia
E.B.	30	22	269	1,15
L.C.	26	17	1419	2,3
L.P.	17	12	/	2,5

Per effettuare lo studio è stato utilizzato il pacchetto di software SMART-SUITE della BTS associato al relativo sistema optoelettronico. Il pacchetto include tre programmi:

- SMARTCapture, per l'acquisizione dei dati;
- SMARTTracker, per la creazione del modello e il controllo della correttezza dei link tra markers durante i movimenti;
- SMARTAnalyzer, permette l'implementazione vera e propria dei protocolli per l'analisi della cinematica e della dinamica.

La prima fase dell'analisi prevede l'acquisizione sul campo; per fare ciò si è provveduto a sistemare 10 telecamere BTS in maniera adeguata alla ripresa (vedi figura a lato), in modo che lo spazio in cui avveniva il movimento fosse ripreso da almeno due di



esse per consentire un'accurata ricostruzione della posizione dei markers e quindi del movimento.

Una volta controllata la corretta collocazione del sistema optoelettronico, step successivo è la calibrazione del sistema di riferimento, durante la quale verrà definito il volume di acquisizione.

La seconda fase consiste nell'applicazione di cluster di markers ai soggetti da analizzare, nel caso di quest'analisi che prevede lo studio del movimento di torace, braccio e avambraccio saranno questi i segmenti corporei su cui verranno applicati, in particolare avremo:

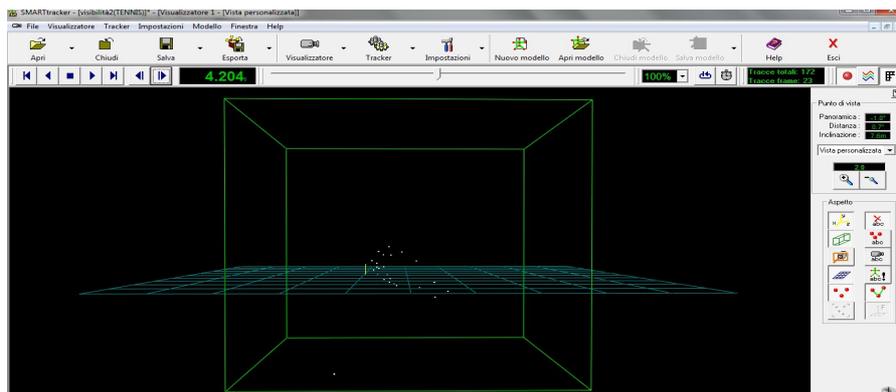
- R1, R2, R3, R4 ed R5 per la racchetta;
- RH3, RFA1, RFA2, RFA3, RFA4 per l'avambraccio;
- RUA1, RUA2, RUA3, RUA4, RUA5 per il braccio;
- C7, RAC, IJ, LAC, T8, PX e PXBis per il torace;
- WP, WM e WD per la wand.



I clusters sono stati costruiti seguendo le regole del protocollo Cast illustrate nel capitolo relativo alla stereofotogrammetria, il torace è stato costruito tramite i punti di repere

anatomico(RA) che saranno, come previsto dal protocollo dell'arto superiore definito da P.Garofalo, 2009, settima vertebra cervicale (C7) e l'ottava toracica (T8), processo xifoideo (PX)(è stato acquisito anche un PXBis, poiché in un soggetto non risultava possibile l'utilizzo di PX per via del pelo sul petto, così due soggetti avevano sia PX che PXBis acquisito) incisura jugularis (IJ), acromion destro(RAC) e sinistro (LAC).

Prima di procedere oltre si effettua una prova di visibilità(in figura) per controllare che i markers siano visibili e il volume adeguato.



*Un frame*

*della prova*

*di visibilità*

Una volta verificata la visibilità, bisogna calibrare, tramite acquisizioni statiche, i punti di RA stiloide ulnare (SU), stiloide radiale (SR), epicondilo mediale (EM) e epicondilo laterale (EL), ponendo la wand in contatto con essi.

Ulteriore passo è la calibrazione statica, effettuata con i soggetti fermi all'interno del sdr e facendo in modo che tutti i marker siano visibili.

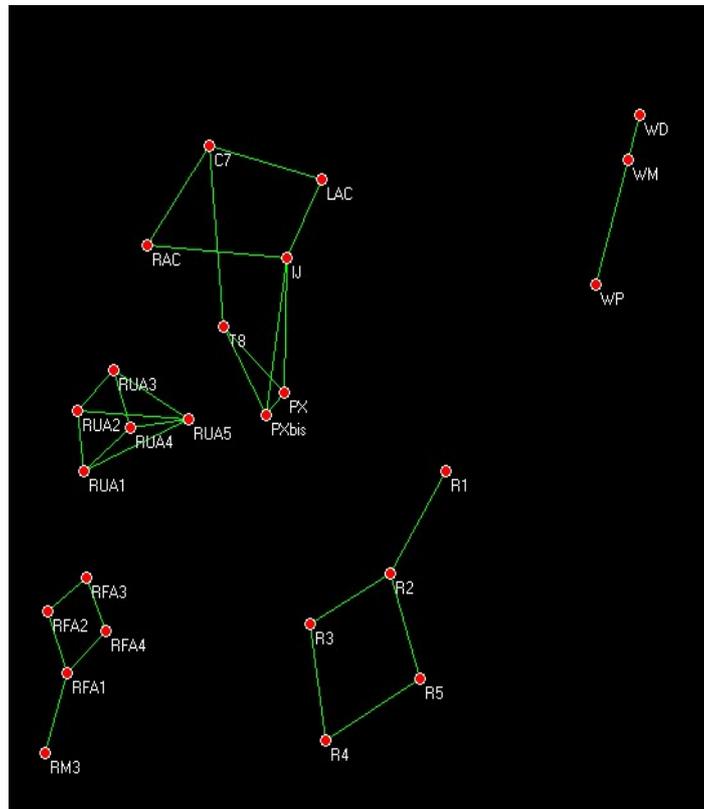
Lo strumento per l'acquisizione dei dati in questa fase è lo Smart Capture.

## **5.2 Analisi dati di cinematica**

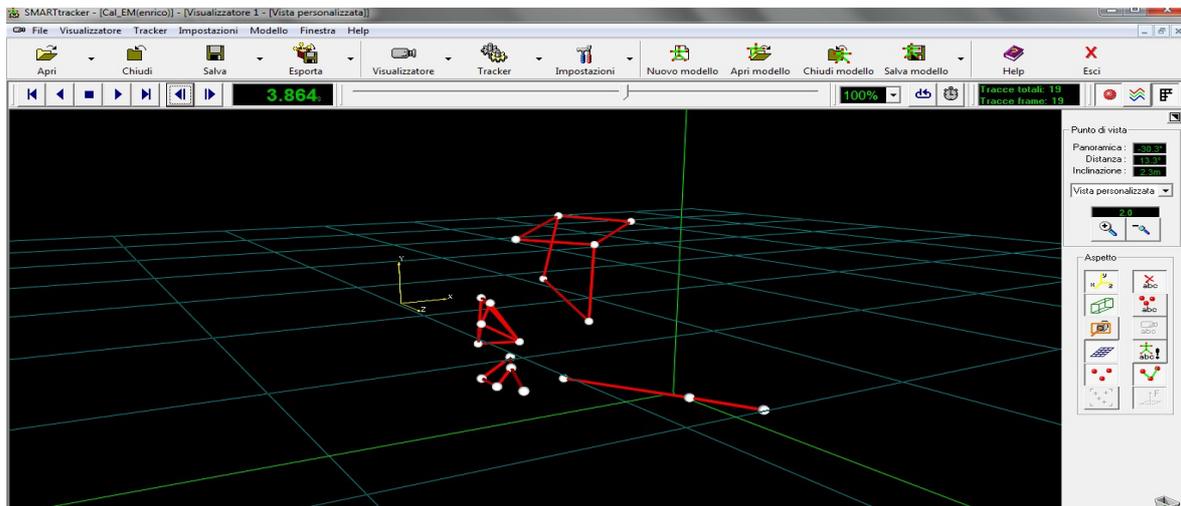
Una volta acquisiti i filmati di tutte le telecamere, l'operatore assegna a ciascun marcatore un'etichetta, un nome. In questo modo lo si rende identificabile ed è quindi possibile ricostruire le traiettorie di tutti i segmenti anatomici, per tutta la durata dell'acquisizione. Tale procedura viene chiamata *labeling dei marcatori* e risulta tanto più elaborata quanto maggiore è il numero di markers utilizzati e tanto più complessa quanto complesso è il gesto analizzato.

La seconda fase prevede l'utilizzo dello Smart Tracker, tramite il quale è possibile creare un modello multilink, costituito in questo caso da racchetta, avambraccio, braccio e torace,

costruito basandosi sui punti di repere anatomici utilizzati e sui clusters creati, ottenendo così il modello a lato in figura, dove vengono riportati oltre ai cluster realizzati precedentemente elencati, anche la wand costituita dai punti WP, WM e WD.



Una volta creato il modello, bisogna effettuare il tracking di ogni traccia ottenuta durante l'acquisizione, creando i link tra le varie parti anatomiche basandosi sul modello, analizzando frame per frame il comportamento del multilink, in modo da eliminare gli errori di acquisizione e correggere eventuali spike e collegamenti scorretti che si possono creare, questo sia per le prove di calibrazione dei punti di RA(eseempio in figura 1), di calibrazione statica, sia per le prove dinamiche.



*In figura un frame della calibrazione dell'Epicondilo Mediale*

Una volta corrette tutte le prove, è necessario eliminare le tracce fantasma che si sono venute a creare dagli errori e tagliare le frazioni di acquisizioni non utili al fine dello studio del movimento, come un'eventuale attesa iniziale e movimenti finali al termine della battuta non collegati con essa.

Terminato questo, si passano in ingresso le prove ottenute ad un altro software, lo SMARTanalyzer.

Con lo Smart Analyzer è possibile implementare dei protocolli che, messi in sequenza, portano allo studio completo della cinematica del movimento in esame.

In particolare l'ultima fase del protocollo è atta ad ottenere gli angoli articolari di mano, braccio, avambraccio, spalla

Si è adottata la convenzione di Eulero zxy, dove:

- l'asse z indica la Flesso/Estensione
- l'asse x indica l'Ab/Adduzione
- l'asse y indica l'Intra/Extra rotazione

### **5.3 Protocollo per la dinamica inversa**

Il protocollo per la dinamica inversa viene implementato sempre tramite il software SMART

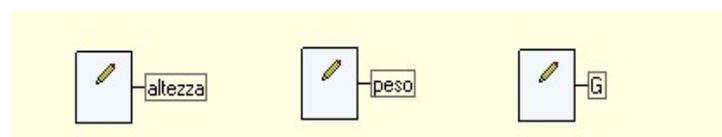
Analyzer. Prendendo in ingresso i dati relativi alla cinematica precedentemente ottenuti, gli step implementati all'interno di tale protocollo sono i seguenti:

- calcolo dei centri di massa e delle masse dei segmenti anatomici dell'arto superiore, suddivisi in braccio e avambraccio, la massa della racchetta è nota;
- calcolo delle forze esercitate sui centri articolari di polso, gomito e spalla secondo l'equazione di Eulero-Newton per il calcolo delle forze;
- calcolo dei momenti d'inerzia associati ad ogni segmento corporeo in analisi, nelle tre orientazioni date dai tre piani anatomici
- calcolo dei momenti articolari associati ad ogni forza, sempre basandosi sull'equazione di Eulero-Newton relativa ai momenti.

### 5.3.1 Definizione input

Il primo passo nella creazione del protocollo è la creazione dei blocchetti che definiscono altezza e peso del soggetto, grazie a questi e alle tabelle di Zatsiorky con le correzioni di De Leva, 1996, si potranno calcolare masse e centri di massa dei vari segmenti corporei.

Viene definita anche l'accelerazione di gravità. Tutti e 3 i blocchetti sono blocchetti di “*input definito dall'utente*”, rispettivamente di lunghezza, massa e accelerazione per altezza, peso e accelerazione di gravità.



### 5.3.2 Calcolo dei centri di massa

Per il calcolo dei centri di massa sono stati utilizzati i parametri anatomici forniti dalle tabelle realizzate da Zatsiorky con le correzioni di De Leva, in questo modo è possibile collocare tale punto nella posizione esatta per ogni segmento corporeo. La tabella fornisce i parametri da utilizzare espressi in percentuale rispetto alla lunghezza dei segmenti in analisi e da calcolare rispetto al punto di origine distale del segmento anatomico in esame.

Tali parametri risultano essere:

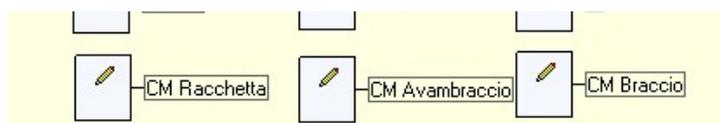
- 45.6% per l'avambraccio
- 57.7% per il braccio

per la racchetta è invece fornito dalla ditta produttrice, in particolare per le tre diverse racchette abbiamo:

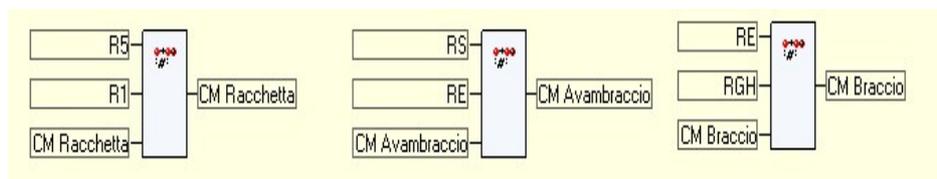
- Pro Kennex 5 Kinetic: balance 310mm
- Babolat Pure Drive Plus: balance 315mm
- Babolat Aereo Drive Plus: balance 320mm

Per implementare queste operazioni all'interno dello Smart Analyzer si usano i seguenti operatori:

- *Input definito dall'utente*: viene inserito in input la posizione espressa in percentuale del Centro di Massa(COM) presente nelle tabelle di Zatsiorky.
- *Punto 3D definito da due punti e uno scalare*: crea un nuovo punto 3D da due punti 3D(gli estremi del segmento) e uno scalare(la posizione in percentuale del COM presente nelle tabelle di Zatsiorky precedentemente definita). Si determina così il vettore che va dal primo punto al secondo e la posizione del COM lungo tale vettore è data dall'input.



*Posizione in percentuale del COM per la racchetta, l'avambraccio e il braccio*



*Definizione del COM per racchetta, avambraccio e braccio*

### 5.3.3 Calcolo delle masse e momenti d'inerzia

Tramite la tabella di Zatsiorky è possibile definire la massa di ogni segmento, in quanto in



Per la racchetta invece utilizziamo i parametri forniti dalle ditte produttrici, in particolare sono disponibili i valori di swingweight(attorno all'asse frontale) e twistweight(lungo l'asse longitudinale), mentre il recoilweight si calcola nel seguente modo:  $\text{swingweight} \cdot \text{mass} \cdot (\text{balance in cm} - 10)^2$  ed è attorno ad un asse perpendicolare agli altri due, per le tre diverse racchette otteniamo quindi:

- Pro Kennex 5 Kinetic:

$$I_x = 319$$

$$I_y = 333$$

$$I_z = 13.65$$

- Babolat Pure Drive Plus:

$$I_x = 317$$

$$I_y = 326$$

$$I_z = 13.9$$

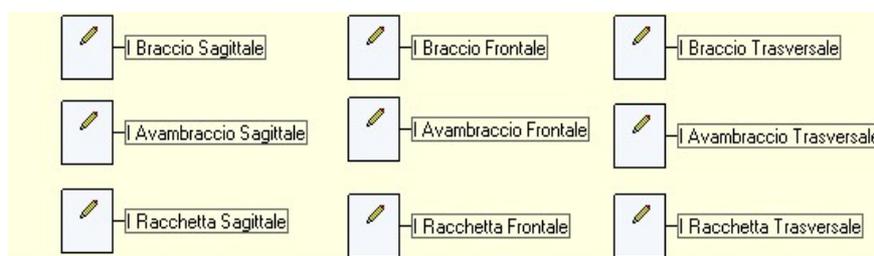
- Babolat Aereo Drive Plus:

$$I_x = 327$$

$$I_y = 323$$

$$I_z = 12.25$$

All'interno del protocollo avendo calcolato a parte i valori dei momenti d'inerzia con le formule appena elencate, questi vengono inseriti come input definito dall'utente, per ognuno dei tre piani.



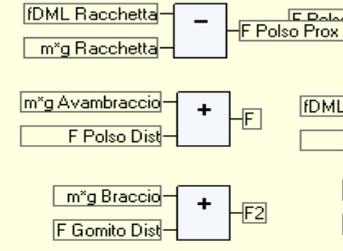
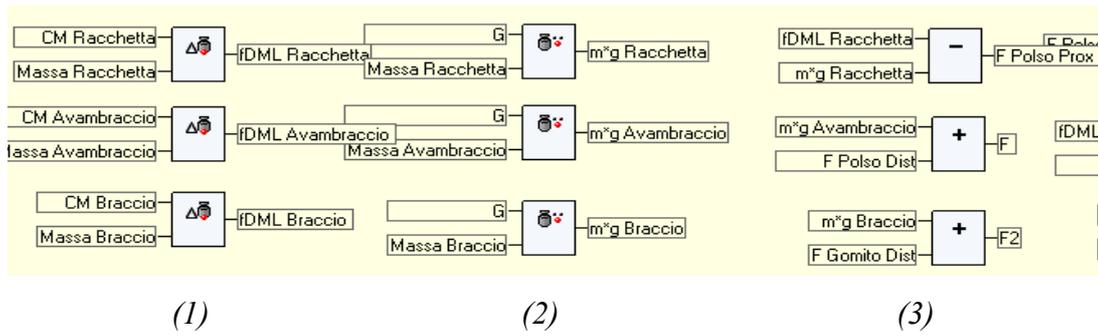
### 5.3.4 Calcolo delle forze e dei momenti ad esse associati

Si applica la formula data dalla Prima Legge di Newton, per la quale la sommatoria delle forze esercitate eguaglia la derivata del momento lineare del segmento corporeo in esame. Le forze a disposizione sono la forza peso e la forza esercitata dal segmento distale sul giunto di interesse (se stiamo analizzando il segmento corporeo che rappresenta la racchetta e la mano, la forza distale è nulla, poiché si hanno forze esterne solo nel momento di impatto della racchetta con la palla, ma non sono quantificabili).

Sottraendo la somma delle suddette forze alla derivata del momento lineare, calcolato sul centro di massa del segmento considerato, si ottiene l'unica forza incognita, cioè quella esercitata sul giunto dal segmento ad esso prossimale.

Moltiplicando la forza ottenuta per  $-1$ , otteniamo una grandezza con ugual modulo e direzione, ma verso opposto, questa sarà la forza esercitata sullo stesso giunto dal segmento corporeo ad esso distale.

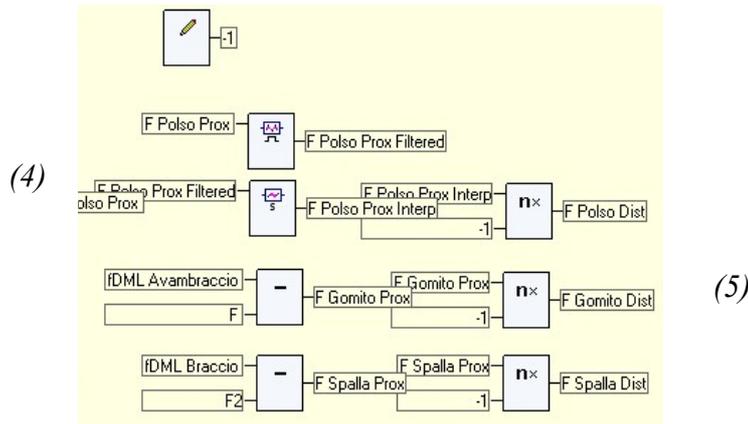
- (1) *Derivata di un momento lineare*: esegue la derivata della massa del segmento corporeo d'interesse nel punto del suo centro di massa. Il risultato è una forza con le sue componenti nelle tre dimensioni;
- (2) *Accelerazione di una massa*: calcola la forza peso nelle tre dimensioni: moltiplica la massa del segmento corporeo in esame con l'accelerazione in tre dimensioni nel punto di applicazione della forza stessa;
- (3) *Somma di due oggetti (forze), differenza di due oggetti (forze)*, si sommano tra loro forza distale e forza peso, questa somma viene sottratta alla derivata del momento lineare;
- (4) *Filtraggio e interpolazione di una forza*, così da ricostruire la traccia nei punti mancanti e eliminare errori spuri, questo importa farlo solo per il segmento racchetta+mano poiché poi queste correzioni vengono trasmesse automaticamente agli altri segmenti, grazie alla ricorsività del metodo.
- (5) *Moltiplicazione per uno scalare del valore di  $-1$* , così da ottenere la forza distale, da utilizzare al passo successivo



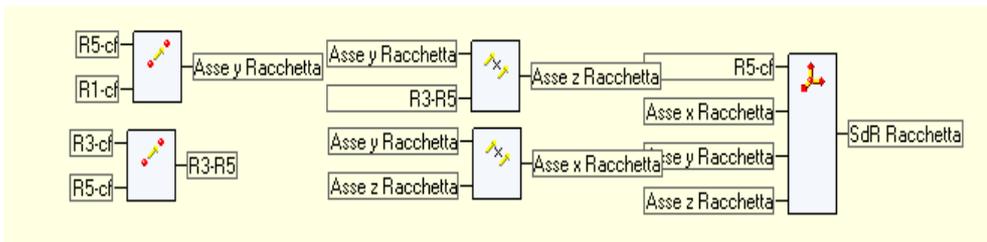
(1)

(2)

(3)



Per il calcolo dei momenti è necessario creare anche il sistema di riferimento di racchetta



Per il calcolo dei momenti di inerzia associati ad ogni segmento corporeo, si utilizza la formula secondo cui la somma dei momenti generati dalle forze esterne su di un punto è uguale alla derivata del momento angolare calcolato in quel punto.

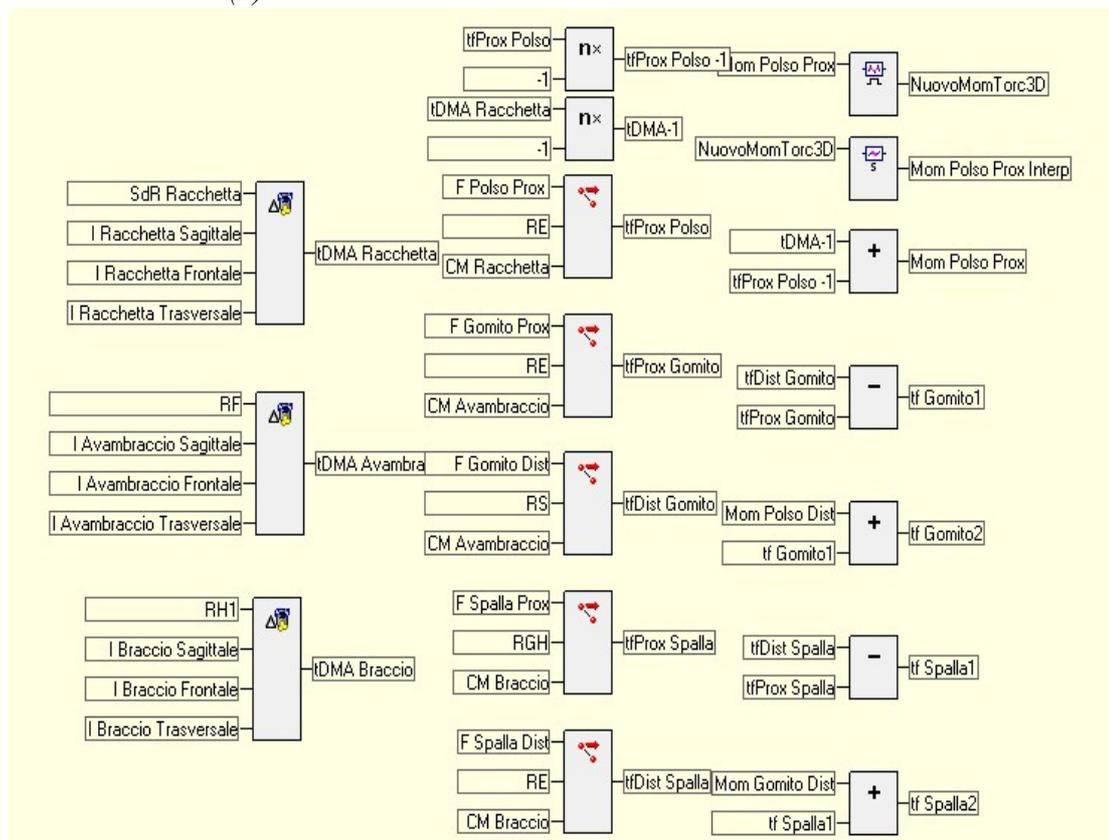
Le grandezze a disposizione sono il momento della forza esercitata dal segmento distale sul giunto di interesse (se stiamo analizzando il segmento corporeo che rappresenta la racchetta e la mano, come detto prima, tale forza è nulla) e il momento della forza esercitata dal segmento prossimale sullo stesso giunto.

Sottraendo la somma dei suddetti momenti alla derivata del momento angolare (calcolata sul centro di massa del segmento considerato), si ottiene il valore dell'unico momento incognito, cioè quello esercitato sul giunto dal segmento ad esso prossimale. Moltiplicando il valore del momento ottenuto per -1, otteniamo una grandezza con uguale modulo, ma verso opposto: il momento esercitato sullo stesso giunto dal segmento corporeo ad esso distale.

Gli operatori per il calcolo del momento sono:

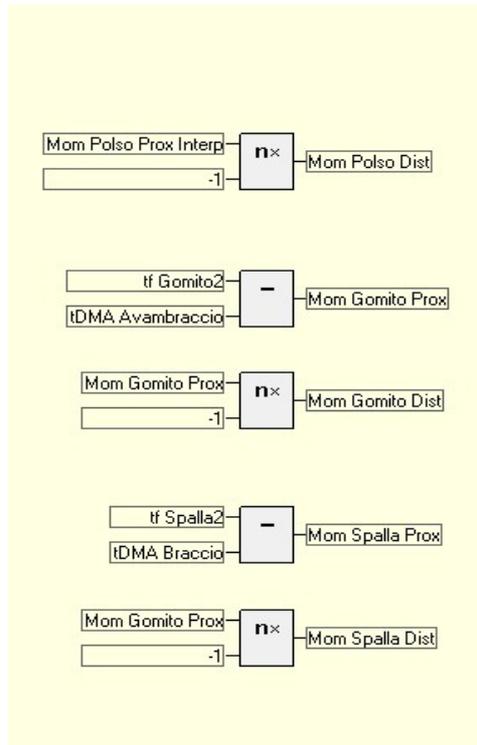
- (1) *Derivata di un momento angolare*: esegue la derivata del momento di inerzia nelle tre dimensioni riferito ad un segmento corporeo nel punto di origine del sistema di riferimento del segmento stesso.
- (2) *Momento di una forza rispetto ad un punto*: calcola il momento delle forze con punto di applicazione sul centro di massa del segmento corporeo in esame.
- (3) *Somma di due oggetti, differenza di due oggetti*, come per le forze.
- (4) *Interpolazione e filtraggio*, per ricostruire il momento nei punti in cui non è definito ed eliminar errori spuri.
- (5) *Moltiplicazione per uno scalare del valore di -1*, per ottenere prima un momento parziale del segno corretto e per ottenere poi il momento distale che verrà utilizzato al passo successivo del multilink.

(1)



(2)

(3)



(5)

Le variabili in uscita del protocollo sono quindi le forze [N] e i momenti articolari [Nm] che si generano durante il gesto sportivo al livello di polso, gomito e spalla.

Esportando i dati in matlab è possibile visualizzare gli andamenti di tali variabili per ogni prova di ogni soggetto ed effettuare così anche confronti tra soggetti diversi.

# Capitolo 6

## Risultati e discussioni

Come descritto nel capitolo 5 sono stati acquisiti i dati di tre soggetti normodotati e di un atleta paraolimpico.

Chiameremo:

- soggetto 1, l'atleta normodotato di livello superiore, rappresentato in blu;
- soggetto 2, l'atleta normodotato di livello intermedio, rappresentato in rosso;
- soggetto 3, l'atleta normodotato di livello inferiore, rappresentato in verde;
- soggetto 4, l'atleta con disabilità, rappresentato in nero.

### 6.1 Analisi delle forze articolari di soggetti normodotati

I risultati relativi alle forze articolari presenti alla spalla del soggetto normodotato di livello maggiore vengono riportati in figura:

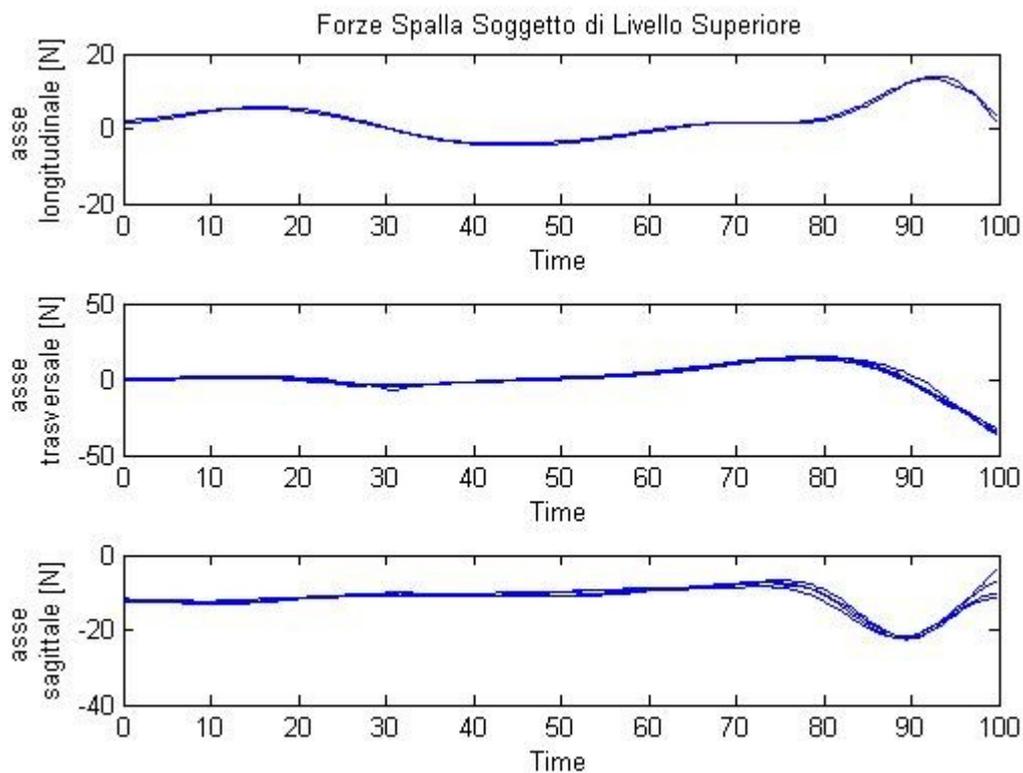


Figura 1: Forze generate alla spalla dell'atleta normodotato di livello superiore.

Tutte le prove sono state normalizzate rispetto alla durata del servizio, permettendo così la sovrapposizione e il confronto dei risultati provenienti da prove di durata differente. Nel grafico di figura 1 e nei seguenti grafici, in ascissa è riportato un valore percentuale della durata della battuta, lo 0 corrisponde all'inizio del caricamento del colpo, ovvero quando la racchetta si trova nel punto più alto davanti all'atleta (figura 2), mentre il 100 corrisponde al momento di impatto della racchetta con la palla (figura 3). Il MEF si trova circa all'80% del grafico.



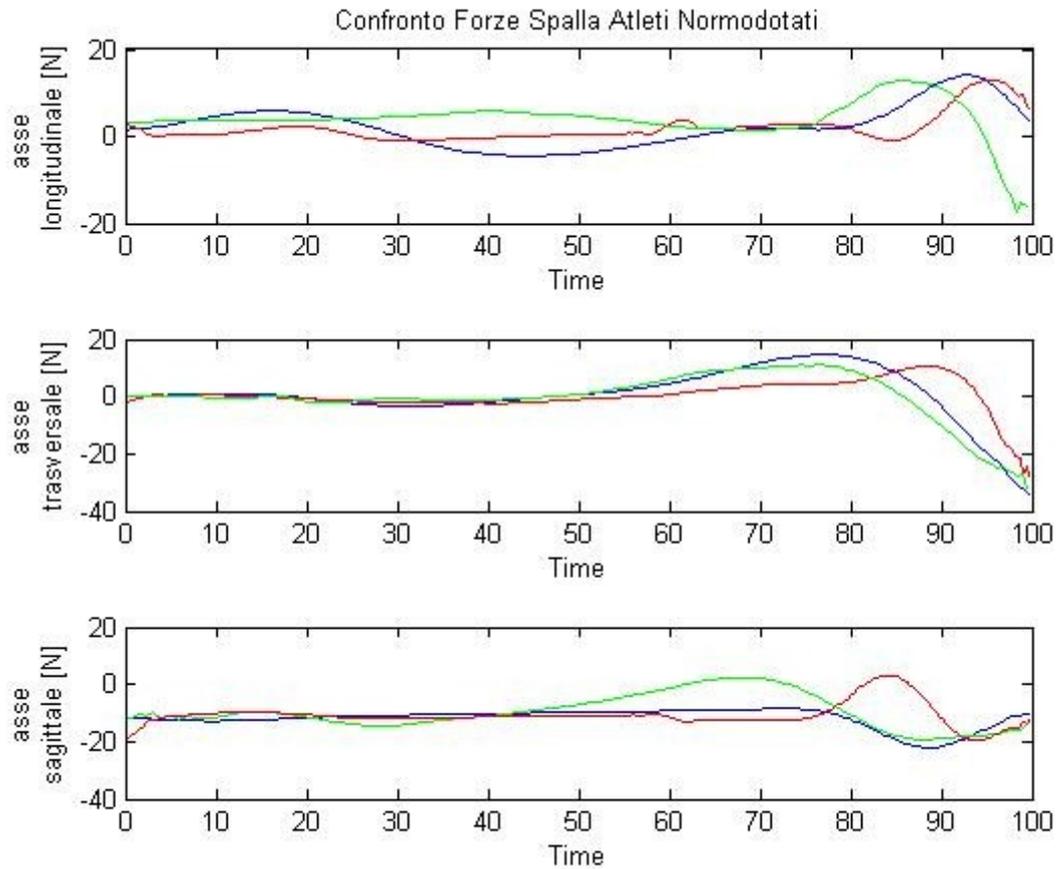
*Figura 2: momento iniziale*



*Figura 3: impatto con la racchetta*

Entrando nel dettaglio dell'analisi dei risultati, si può notare come nella fase di backswing siano presenti forze anteriori omogenee tra i diversi tipi di servizio, questo può suggerire che la capsula anteriore e il legamento della giunzione glenomerale siano similmente stimolati indipendentemente dal tipo di servizio. La struttura passiva ha un ruolo importante nel limitare la traslazione anteriore della testa dell'omero per mitigare l'instabilità glenomerale. Precedenti analisi effettuate da Bahamonde, 2000, riscontrano lo stesso tipo di andamento, mentre gli studi effettuati da Elliot, 2007, non riscontrano picchi prima del MER, riportando solo valori massimi durante il forwardswing, il quale risulta massimo anche in quest'analisi e si può concludere che il picco più largo di forza anteriore presente sia in questa analisi sia in quella di Elliot è tipico del forwardswing, così come le forze compressive che precedono l'impatto. In particolare il soggetto 1 sviluppa una forza anteriore massima di 14.9N e forze compressive massime di -33.34N lungo l'asse trasversale e -22N lungo l'asse sagittale.

Confrontando le forze sviluppate dai tre diversi soggetti possiamo notare delle differenze, le quali sono riconducibili ai diversi livelli di preparazione.



*Figura 4: Confronto delle forze generate alla spalla dai tre atleti normodotati*

Analizzando le tre curve rappresentative di figura 4, una per ogni soggetto, si può osservare come gli andamenti nella fase finale del backswing per l'atleta di livello inferiore e nella fase iniziale del forwardswing per l'atleta di livello intermedio risultano differenti soprattutto lungo l'asse sagittale, anche se conducono a forze simili nel momento dell'impatto lungo l'asse trasversale e sagittale. Lo sviluppo di forza avviene tramite tempistiche differenti e con un maggior impiego di forza per i due soggetti di livello inferiore, facendo così risultare il colpo più dispendioso. Un'ulteriore differenza che si può notare è come l'atleta di livello inferiore presenti un picco negativo rispetto agli altri due atleti al momento dell'impatto lungo l'asse longitudinale.

## 6.2 Analisi dei momenti articolari di soggetti normodotati

Per quel che riguarda i momenti articolari analizzando sempre le diverse prove del soggetto di livello superiore otteniamo i seguenti risultati:

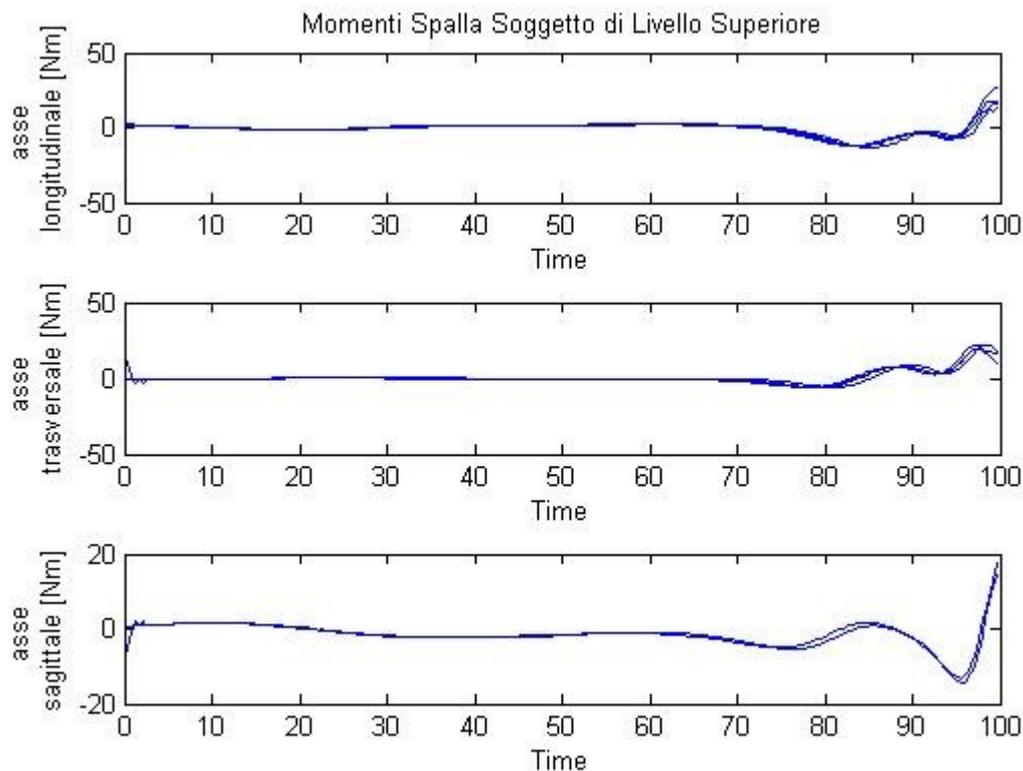
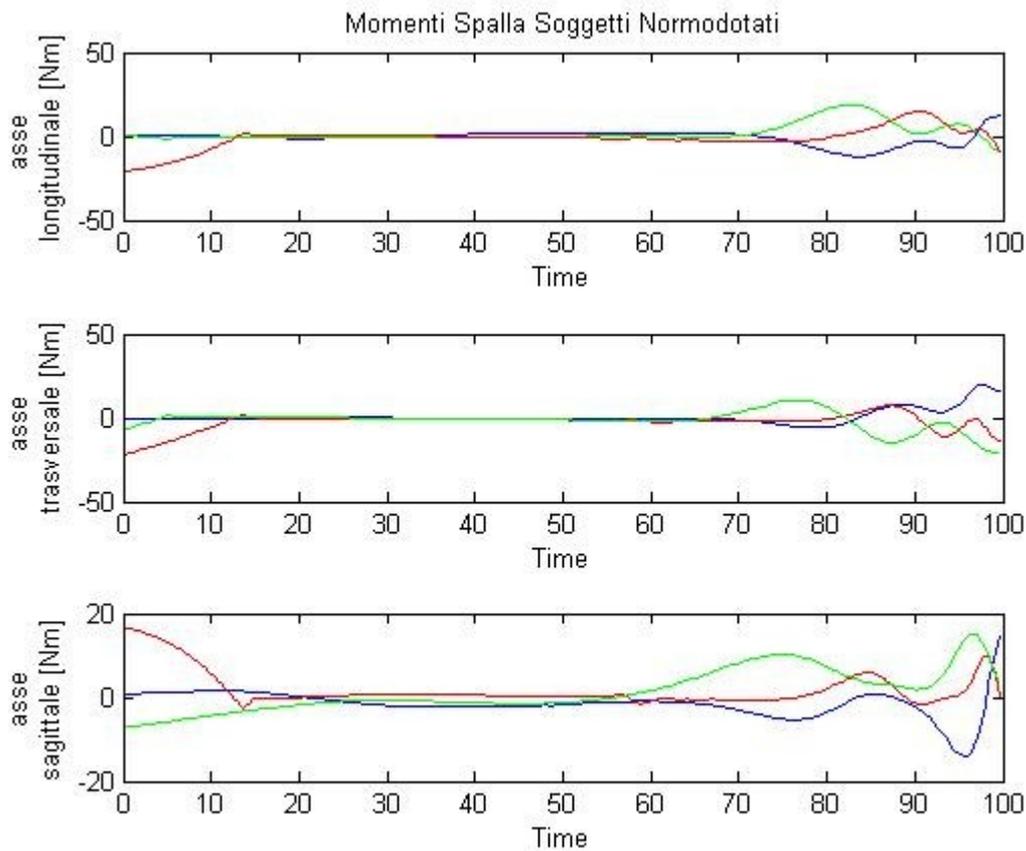


Figura 5: Momenti generati alla spalla dell'atleta normodotato di livello superiore.

Secondo quanto riportato da Elliott la rotazione interna del braccio è considerata la chiave per sviluppare alte velocità nel servizio, tanto che per Elliott questa rotazione incide sul 40% della velocità orizzontale. Si possono osservare picchi alla spalla di momenti di rotazione interna prima dell'impatto (21.6Nm prima dell'impatto, 9.2Nm al momento dell'impatto), mentre durante il resto della battuta si riscontrano valori di rotazione interna inferiori.

La fluttuazione tra valori negativi e positivi attorno all'asse sagittale secondo *Bahamonde, 2000*, dipende dal piccolo momento d'inerzia associato a questo asse il quale permette all'atleta di aver rotazioni più libere e individuali per ogni atleta.

Confrontando i risultati per i tre soggetti normodotati otteniamo:



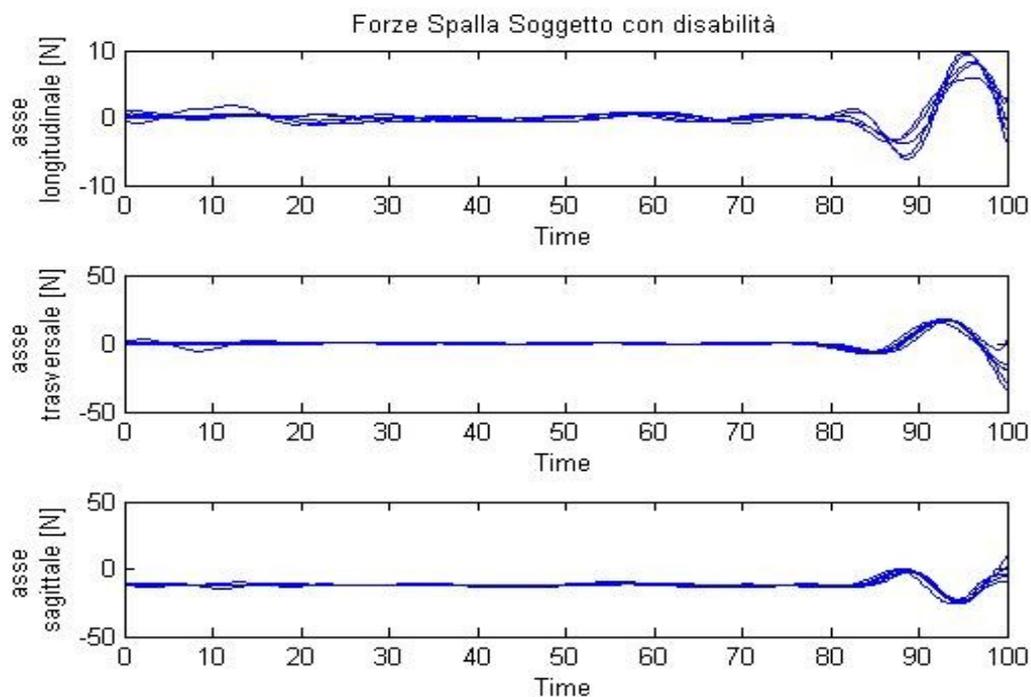
*Figura 6: confronto dei momenti generati alla spalla per gli atleti normodotati*

Al di là di un offset iniziale (nella fase finale del capitolo verrà spiegato il motivo della presenza di questa differenza), la fase di backswing risulta simile per tutti e tre i soggetti, tranne che nella fase finale dove anche in questo caso il soggetto di livello inferiore mostra un andamento differente causato proprio dalla minor preparazione e quindi dalla minor efficacia del colpo, gli andamenti degli altri due soggetti risultano invece concordi, anche se con sviluppi in termini di valore assoluto differenti riconducibili sempre ai differenti livelli di preparazione.

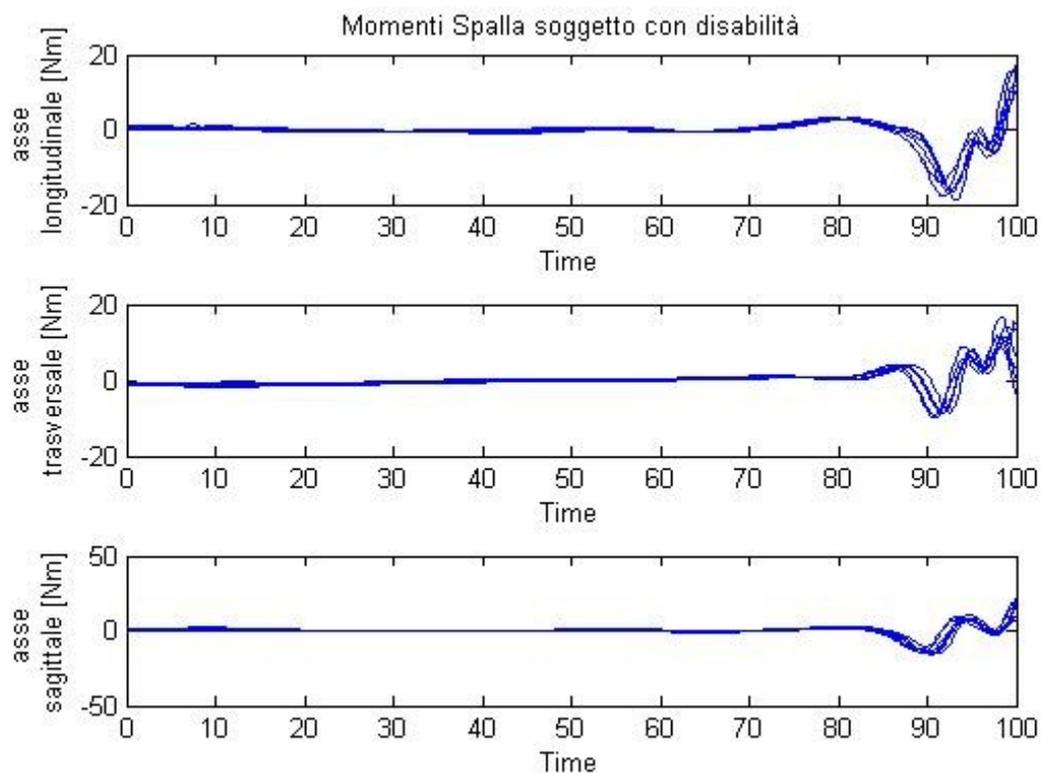
I risultati ottenuti per forze e momenti mostrano gli stessi andamenti ottenuti da Elliot nei suoi studi, anche se con valori di forze e momenti differenti. La differenza riscontrata è riconducibile al fatto che Elliot analizza atleti di alto livello internazionale, mentre in questo studio sono stati analizzati atleti di livello inferiore.

### 6.3 Analisi di forze e momenti di un atleta di alto livello di tennis in carrozzina

Graficando i risultati ottenuti per il soggetto in carrozzina si ottengono i seguenti grafici per forze e momenti:



*Figura 7: forze ottenute alla spalla per il soggetto con disabilità*

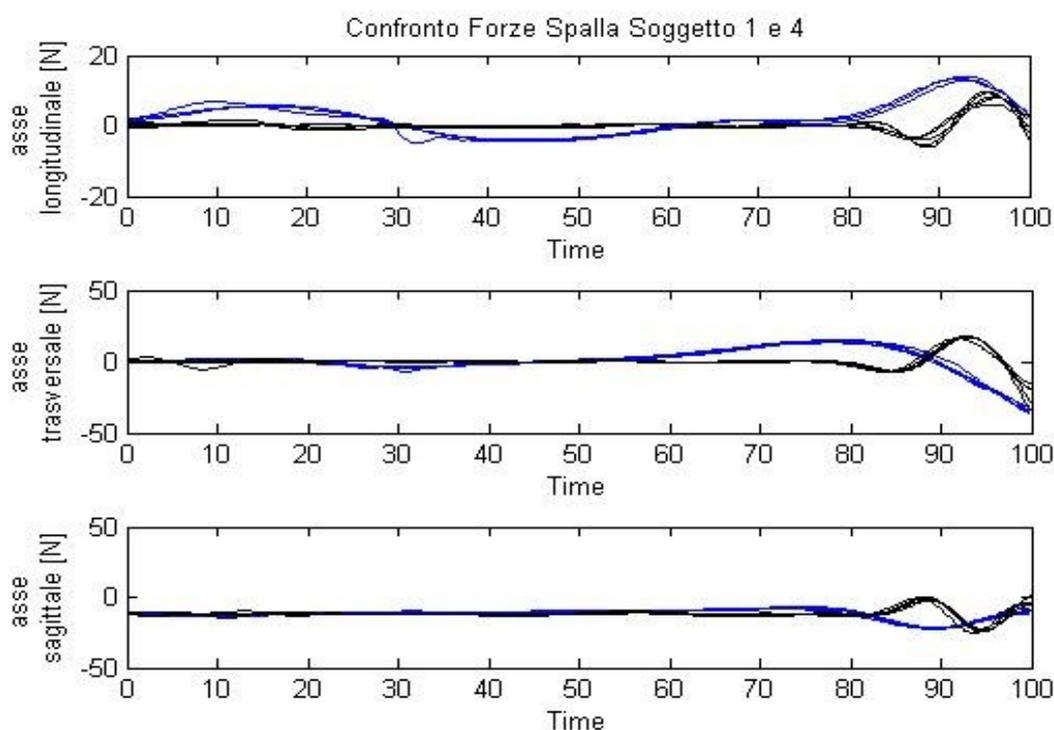


*Figura 8: momenti ottenuti alla spalla per il soggetto con disabilità*

In questo caso trattandosi di un atleta di alto livello i risultati risultano compatibili con quanto riportato da *Elliot, 2007*, per gli atleti in carrozzina, con valori per quel che riguarda le forze attorno allo 0 nella fase di backswing e forze compressive preimpatto mediamente attorno a -60N, per quel che riguarda i momenti si hanno invece picchi di rotazione esterna mediamente di -8Nm e di rotazione interna mediamente di 10Nm durante la fase di forwardswing, nella fase di backswing non si hanno invece picchi significativi.

#### **6.4 Confronto tra atleti normodotati e atleta con disabilità**

Confrontando i risultati ottenuti con gli atleti normodotati si vede come, nonostante la disabilità, i valori generati di forze e momenti, anche se con tempistiche differenti, siano paragonabili. Facendo prima il confronto con l'atleta normodotato di livello superiore per maggior chiarezza grafica, graficando in nero l'atleta in carrozzina otteniamo:



*Figura 9: confronto tra le forze generate alla spalla tra l'atleta normodotato di livello superiore e l'atleta con disabilità*

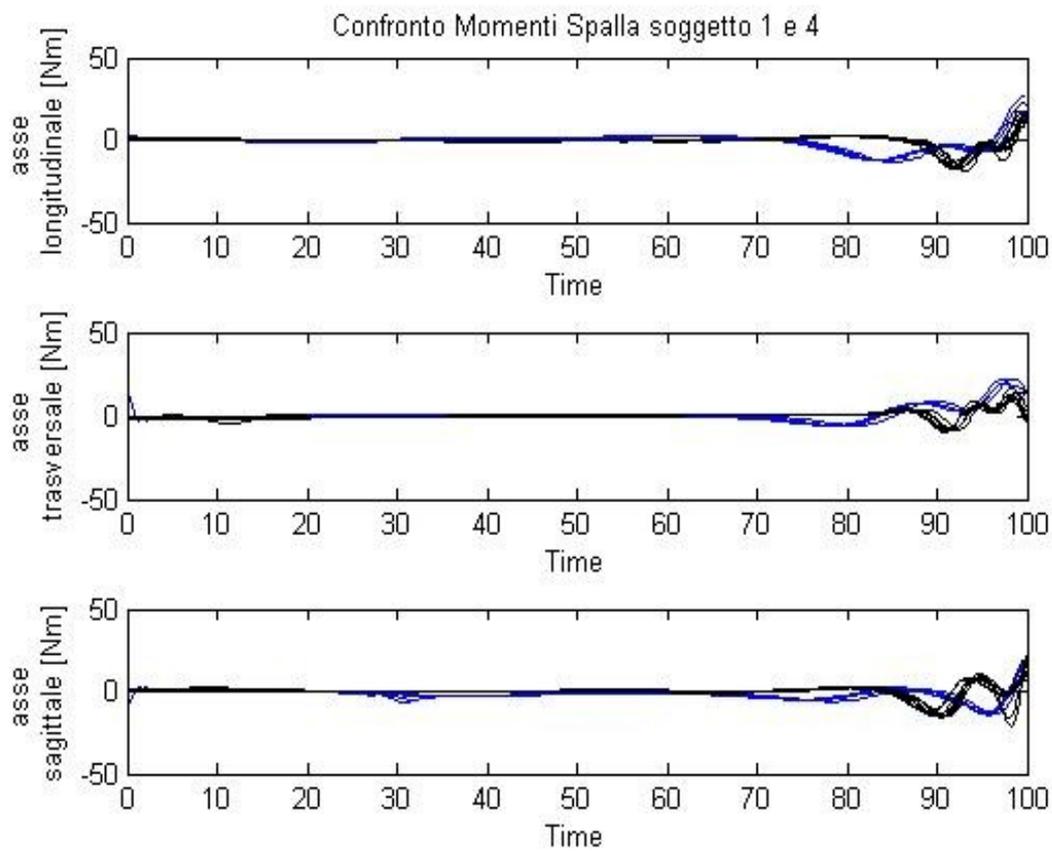
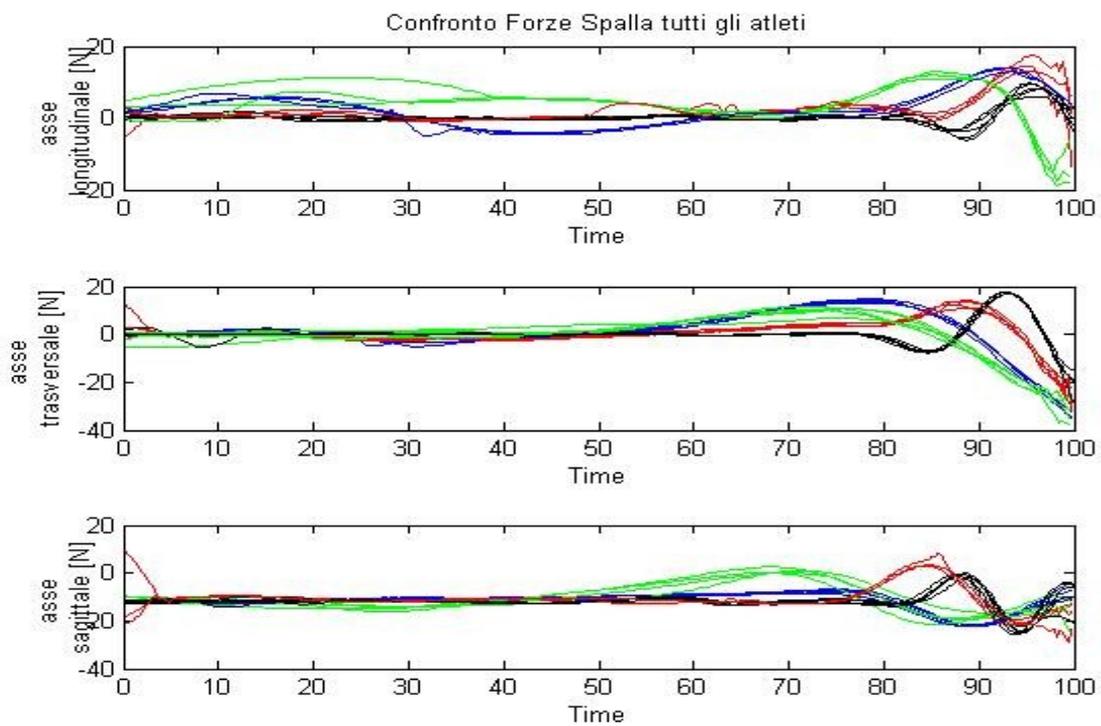
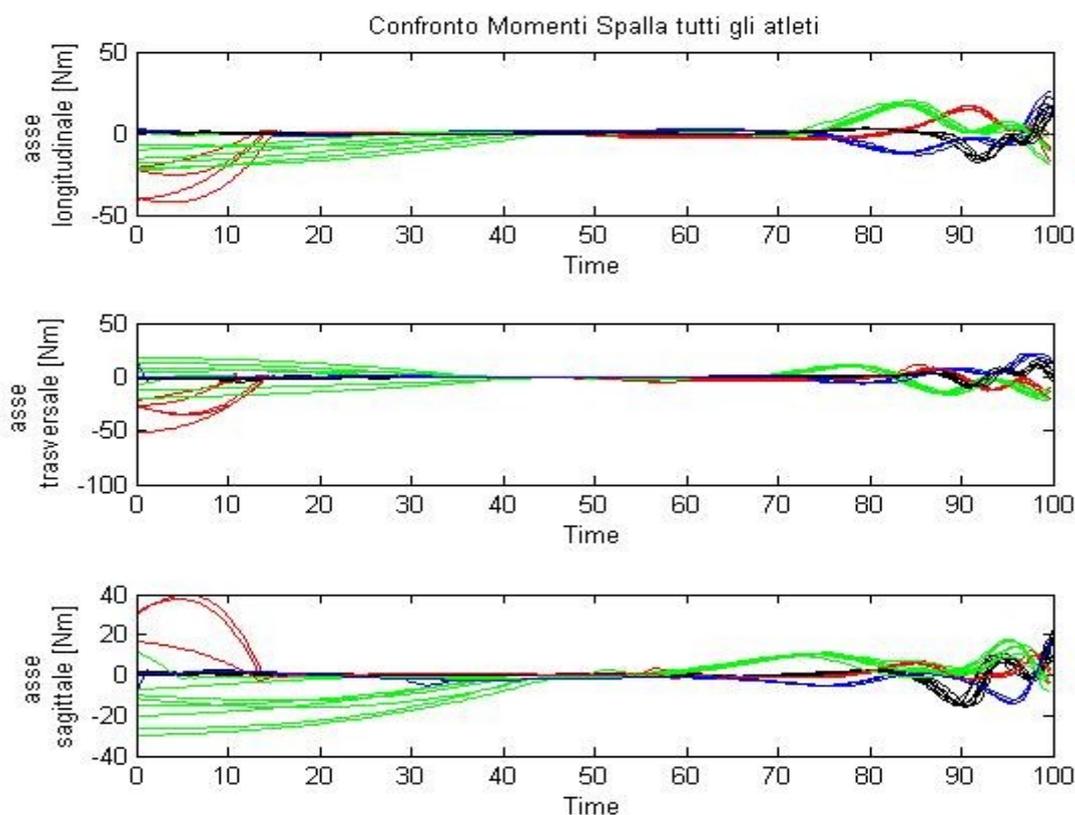


Figura 10: confronto dei momenti generati alla spalla da tutti gli atleti

Facendo il confronto tra tutti gli atleti:



*Figura 11: confronto delle forze generate alla spalla per tutti gli atleti*



*Figura 12: confronto dei momenti generati alla spalla per tutti gli atleti*

Osservando i grafici in figura 11 e 12 e i precedenti grafici 1,5,7 e 8, dove sono riportate tutte le prove fatte per i quattro diversi tipi di battuta, la prima cosa che si può osservare è che non esistono differenze significative tra i quattro tipi di battuta e come il gesto risulti altamente ripetibile, a parte nella fase di caricamento iniziale per gli atleti normodotati di livello intermedio e inferiore (si ricorda che lo 0 del grafico corrisponde al momento in cui la racchetta è nel punto più alto davanti all'atleta), ma questa parte del gesto richiede comunque una minor ripetibilità. Per l'atleta normodotato di livello intermedio il movimento inizia ad essere ripetibile poco dopo l'inizio del movimento, prima di raggiungere con la racchetta il punto più basso a fianco dell'atleta (figura 13), mentre per l'atleta di livello inferiore inizia ad essere ripetibile poco dopo questo momento (figura 14). Il movimento risulta invece altamente ripetibile fin dall'inizio per i due atleti di livello superiore, anche questo può essere collegato alla maggior preparazione.



*Figura 13*



*Figura 14*

Per quel che riguarda invece forze e momenti dei quattro atleti l'assenza di differenza sostanziale tra atleti normodotati e atleta con disabilità è dovuta al fatto che da un lato parliamo di un atleta di alto livello, dall'altro di tre atleti che, benchè normodotati, non hanno la stessa esperienza dell'atleta in carrozzina, per cui le forze e i momenti sviluppati risultano paragonabili, tanto che l'andamento nel caso delle forze è molto simile al soggetto normodotato di livello intermedio sull'asse sagittale e longitudinale.

Si può quindi concludere che l'assenza di mobilità degli arti inferiori, utili nel generare e trasmettere forza agli arti superiori, essendo i risultati paragonabili a quelli generati da atleti di livello intermedio, non comporta carichi eccessivi alle spalle degli atleti con disabilità durante l'esecuzione del gesto del servizio come si potrebbe ipotizzare dovendo generare al livello superiore tutta la forza. Si tratta tuttavia sempre di sollecitazioni non trascurabili: avendo osservato come con l'aumentare del livello di preparazione questi momenti si riducano, si può supporre che i momenti di atleti normodotati di livello paragonabile a quello dell'atleta con disabilità risultino meno dispendiosi, come effettivamente rilevato negli studi compiuti da Elliot, rendendo quindi i movimenti dei soggetti in carrozzina di alto livello più soggetti a rischio di infortunio alla spalla rispetto ad atleti normodotati di livello comparabile. Si deve inoltre tener presente che la spalla nel caso di soggetti in carrozzina, a differenza degli atleti normodotati, viene sollecitata anche durante gli spostamenti.

# Capitolo 7

## Conclusioni

Lo scopo principale era quello di creare un protocollo per l'analisi della dinamica dell'arto superiore durante la battuta del tennis e analizzare i risultati ottenuti attraverso di esso. Confrontando i risultati con quelli ottenuti in uno studio precedente (*Elliot, 2007; Bahamonde, 2000*) si può concludere che il protocollo implementato conduce a risultati corretti, le differenze trovate nelle forze e nei momenti sono riconducibili al diverso livello di preparazione degli atleti rispetto a quelli analizzati nelle ricerche precedentemente effettuate. Infatti in quei casi si trattava di atleti di alto livello, mentre i dati utilizzati per quest'analisi provengono da soggetti di livello inferiore, al contrario l'atleta paraolimpico presenta forze e momenti confrontabili con i risultati ottenuti da *Elliot, 2007* durante l'analisi di atleti di alto livello che presentavano una disabilità.

Per via del differente livello di preparazione tra l'atleta con disabilità e gli atleti normodotati non sono state riscontrate grosse differenze in termini di forza e momenti durante i servizi, infatti nonostante la disabilità l'atleta in carrozzina grazie ad una maggior preparazione riesce ad ottenere un servizio ugualmente efficace, paragonabile agli atleti normodotati analizzati senza una maggiore sollecitazione a carico dell'articolazione della spalla, tuttavia si tratta di sollecitazioni superiori rispetto ad atleti normodotati di livello comparabile.

Un ulteriore scopo era quello di confrontare i quattro tipi di battute per veder se vi erano particolari differenze nello sviluppo di forze e momenti articolari, ma non sono state messe in evidenza differenze sostanziali ed è stato messo in luce come sia all'interno di ogni battuta, sia tra le diverse battute, il gesto risulti estremamente ripetibile per ogni atleta e come conduca agli stessi risultati. Questa uguaglianza era stata osservata anche dal punto di vista cinematico.

# Bibliografia

Cappello A., Cappozzo A., Di Prampero P., *Bioingegneria della postura e del movimento*, Bologna: Pàtron editore, 2003

Chiari L., Fantozzi S., *Appunti di biomeccanica*, Scuola di Ingegneria e Architettura, Cesena

Sawacha Z., *Appunti di analisi del movimento umano*, Università di Padova

Zatsiorsky V.M., *Kinetics of human motion*, 2002

Melchiorri C., *Appunti di robotica industriale*, Università di Bologna

Fantozzi S., *Tesi di laurea*

Garofalo P., Cutti A.G., Filippi M.V., Cavazza S., Ferrari A., Cappello A., Davalli A., *Inter-operator reliability and prediction bands of a novel protocol to measure the coordinated movements of shoulder-girdle and humerus in clinical settings*, Medical & Biological Engineering & Computing May 2009, Volume 47, Issue 5, pp 475-486

Brody H., *The moment of inertia of a tennis racket*, The physics teacher, aprile 1985

Brody H., Cross R., Crawfords L., *The physics and technology of tennis*, Racquet Tech Pub, Solana Beach, California, U.S.A., 2002

Reid M., Elliot B., Anderson J., *Shoulder joint loading in the high performance flat and kick tennis serves*, 2007

Reid M., Elliot B., Anderson J., *Shoulder joint kinetics of the elite wheelchair tennis serve*, 2007

Bahamonde R.E., *Changes in angular momentum during the tennis serve*, 2000

Siti internet:

<http://www.medicinapertutti.altervista.org/argomento/arto-superiore>

<http://www.federtennis.it/ISF/public/biblioteca/aroni.pdf>

<http://www.tennisworlditalia.com/Servizio-tennis-tmenu96.html>

<http://www.federtennis.it/ISF/public/biblioteca/aroni.pdf>

<http://tennistecnica.blogspot.it/p/il-servizio.html>

[http://www.tennisworlditalia.com/Il-lancio-di-palla-nel-Servizio-\(free\)-artt33.html](http://www.tennisworlditalia.com/Il-lancio-di-palla-nel-Servizio-(free)-artt33.html)

<http://www.my-personaltrainer.it/anatomia/assi-e-piani-corpo-umano.htm>

<http://www.clbme.bas.bg/projects/motco/data/massinertial.html>