

POLITECNICO DI MILANO

Scuola di Ingegneria Industriale e dell'Informazione

Corso di Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica



**STUDIO DELLE FORZE TENDINEE IN
SCALATA CON L'UTILIZZO DI MODELLO
MUSCOLOSCELETRICO DI ARTO
SUPERIORE IN AMBIENTE OPENSIM**

Relatore: Prof. Alessandro Colombo

Correlatore: Prof.ssa Manuela Galli

Tesi di Laurea Magistrale di:

Anna Ventura Matr. 920564

Anno accademico 2019/2020

INDICE

| | |
|--|-----------|
| 1. INTRODUZIONE..... | 13 |
| 2. FISIOLOGIA DELL'ARTO SUPERIORE..... | 15 |
| 2.1. ARTO SUPERIORE..... | 15 |
| 2.1.1. ANATOMIA E BIOMECCANICA | 17 |
| 2.2. MUSCOLO..... | 27 |
| 2.2.1. DESCRIZIONE ANATOMICA DEL MUSCOLO..... | 27 |
| 2.2.2. CARATTERISTICA FORZA-LUNGHEZZA DEL SARCOMERO | 28 |
| 2.2.3. TENDINE..... | 29 |
| 2.2.4. MODELLI REOLOGICI DI MUSCOLO: MODELLO DI HILL | 30 |
| 2.2.5. LESIONI AI TENDINI | 32 |
| 3. STATO DELL'ARTE..... | 34 |
| 3.1. MODELLI BIOMECCANICI DI ARTO SUPERIORE..... | 34 |
| 3.1.1. MODELLI DI SPALLA | 36 |
| 3.1.2. MODELLI DI SPALLA E GOMITO..... | 40 |
| 3.1.3. MODELLI DI MANO..... | 40 |
| 3.1.4. MODELLI DI ARTO SUPERIORE CON MANO MODELLIZZATA COME CORPO RIGIDO | 42 |
| 3.1.5. MODELLO CHE INCLUDE EFFETTI D'INERZIA..... | 46 |
| 3.2. SOFTWARE..... | 47 |
| 3.2.1. SCALATURA DEL MODELLO | 53 |
| 3.2.2. INVERSE KINEMATICS..... | 59 |
| 3.2.3. COMPUTED MUSCLE CONTROL | 62 |
| 3.2.4. INVERSE DYNAMICS | 67 |
| 3.2.5. ANALYZE TOOL..... | 69 |
| 3.3. LESIONI..... | 72 |
| 3.3.1. LESIONI NEGLI SPORT | 72 |
| 3.3.2. LESIONI IN ARRAMPICATA | 75 |

| | |
|---|------------|
| 4. MATERIALI E METODI..... | 79 |
| 4.1. RACCOLTA DATI SPERIMENTALI..... | 81 |
| 4.2.1. SMART TRACKER..... | 85 |
| 4.2.2. SMART ANALYZER..... | 86 |
| 4.2.3. OPENSIM..... | 88 |
| 5. RISULTATI..... | 96 |
| 5.1. SCALATURA..... | 96 |
| 5.2. INVERSE KINEMATICS..... | 97 |
| 5.3. INVERSE DYNAMICS..... | 102 |
| 6. DISCUSSIONE..... | 104 |
| 6.1. ANALISI DEI RISULTATI..... | 104 |
| 6.1.1. SCALATURA..... | 104 |
| 6.1.2. INVERSE KINEMATICS..... | 104 |
| 6.1.3. INVERSE DYNAMICS..... | 106 |
| 6.2. PROBLEMATICHE RISCONTRATE..... | 107 |
| 7. CONCLUSIONE..... | 109 |
| 7.1. RIEPILOGO DEL LAVORO SVOLTO..... | 109 |
| 7.2. CONSIDERAZIONI CONCLUSIVE SUI RISULTATI OTTENUTI..... | 110 |
| 7.3. CRITICITÀ RISCONTRATE..... | 110 |
| 7.4. PROSPETTIVE E SVILUPPI FUTURI..... | 111 |
| 8. BIBLIOGRAFIA..... | 112 |

INDICE DELLE FIGURE

| | |
|---|-----|
| Figura 2.1: Modello di muscolo di tipo Hill. | 31 |
| Figura 3.1: Panoramica dei problemi di Inverse Kinematics e Inverse Dynamics [52]. | 52 |
| Figura 3.2: I dati sperimentali sono mostrati in verde; i file OpenSim (.osim) sono mostrati in rosso; i file di settaggio sono mostrati in blu [52]. | 54 |
| Figura 3.3: Marker sperimentali e virtuali [52]. | 56 |
| Figura 3.4: I marker sperimentali vengono abbinati ai marker del modello durante il movimento variando gli angoli articolari (coordinate generalizzate) attraverso il tempo [55]. | 61 |
| Figura 3.5: In figura i dati in verde sono quelli sperimentali, i file OpenSim (.osim) sono in rosso, i file di settaggio sono in blu [55]. | 61 |
| Figura 3.6: I dati sperimentali sono mostrati in verde, i file OpenSim (.osim) sono mostrati in rosso, i file di settaggio sono in blu; i file generati sono in viola [58]. | 68 |
| Figura 4.1: Sensore montato sulla struttura usato per raccogliere i dati sperimentali delle forze applicate dal soggetto durante i movimenti svolti. | 80 |
| Figura 4.2: Soggetto n°2 in posizione eretta descritta al punto 1. | 82 |
| Figura 4.3: Soggetto n°2 in posizione seduta con braccio esteso. | 83 |
| Figura 4.4: Soggetto n°2 in posizione seduta con braccio nella stessa posizione del punto 1. | 83 |
| Figura 4.5: Modello su SMART Tracker di arto superiore destro. | 85 |
| Figura 4.6: Vista della acquisizione del soggetto n°3 rielaborata tramite SMART Tracker. | 86 |
| Figura 4.7: SMART Analyzer protocollo di interpolazione della traccia. | 87 |
| Figura 4.8: SMART Analyzer protocollo e filtraggio della traccia. | 88 |
| Figura 4.9: Modello di partenza su OpenSim. | 90 |
| Figura 4.10: Modello scalato per la prima posizione del soggetto n° 1. | 90 |
| Figura 4.11: Esempio del file di setup della scalatura svolta tramite la GUI di OpenSim per il soggetto n°2. | 90 |
| Figura 4.12: Inverse Kinematics svolta sul soggetto n°1 in posizione eretta. | 91 |
| Figura 4.13: Esempio di file in uscita dalla Inverse Kinematics del soggetto n°2 in posizione seduta con braccio esteso. | 91 |
| Figura 4.14: Interfaccia grafica per la calibrazione del sensore, per effettuare l'offset e per l'acquisizione dei dati delle forze applicate dal soggetto. | 92 |
| Figura 4.15: Esempio di file “.mot” contenente le forze esterne applicate dal soggetto n°1 in posizione seduta con il braccio esteso. | 93 |
| Figura 4.16: Inverse Dynamic con associazione delle forze esterne applicate dal soggetto n°1 al sensore. .. | 94 |
| Figura 5.1: Forze applicate al sensore dal soggetto n°1 in posizione eretta nella prima ripetizione del movimento. | 102 |
| Figura 5.2: Forze applicate al sensore nella prima ripetizione in direzione verticale dal soggetto n°1 nelle tre posizioni. | 102 |

INDICE DELLE TABELLE

| | |
|---|-----|
| Tabella 4.1: Muscoli interessati da lesioni durante lo sport di scalata..... | 89 |
| Tabella 5.1: Masse dei soggetti e del modello iniziale. | 96 |
| Tabella 5.2: Caratteristiche dei soggetti. | 97 |
| Tabella 5.3: Errori scalatura. | 97 |
| Tabella 5.4: Errori Inverse Kinematics..... | 98 |
| Tabella 5.5: Valori di forza massimi applicati al sensore lungo le sei direzioni cardinali..... | 99 |
| Tabella 5.6: Range di rotazione del busto lungo i tre assi cartesiani in seguito all'applicazione di una forza massimale. | 101 |
| Tabella 5.7: Range di flessione-estensione e di pronazione-supinazione del gomito in seguito all'applicazione di una forza massimale. | 101 |
| Tabella 5.8: Componenti lungo i tre assi cartesiani del picco massimo di forza applicato al sensore..... | 103 |

SOMMARIO

L'arrampicata è uno sport che presenta un numero sempre maggiore di praticanti, soprattutto nelle palestre, dove è possibile svolgerlo anche in assenza di pareti da roccia all'aperto. Tuttavia, un ripetitivo e scorretto metodo di scalata implica notevoli aumenti di lesioni, soprattutto croniche, che interessano per il 57.6 % gli arti superiori.

In questo contesto, diventa sempre più importante che medici e fisioterapisti conoscano con precisione le lesioni in cui è facile incorrere. Per questo motivo risulta rilevante lo studio delle forze tendinee, distretto anatomico maggiormente interessato.

Lo scopo di questa Tesi è studiare le forze che si vanno a creare a livello dei tendini dei muscoli più sottoposti a sforzo durante lo sport di arrampicata.

Per analizzare le forze che si creano internamente al corpo umano sono molto utili i modelli biomeccanici, in quanto permettono di studiare le forze interne che si vanno a sviluppare in seguito a determinati movimenti senza bisogno di svolgere misurazioni invasive.

Essi vengono implementati tramite software, ho scelto di utilizzare OpenSim.

Per poter studiare le forze tendinee sono stati acquisiti quattro soggetti destrimani di sesso femminile che non hanno subito operazioni all'arto superiore destro, tramite tecnologie di Motion Capture. I dati sono stati ottenuti in laboratorio tramite il sistema Optoelettronico BTS Bioengineering presente nel Laboratorio Divieti del Politecnico di Milano. Ai soggetti sono stati posizionati 16 marker ed un ulteriore è stato posizionato sul sensore.

Questi sono stati acquisiti staticamente e dinamicamente, con una durata rispettiva di 10 e di 20 secondi. In entrambe le tipologie di acquisizione il soggetto è stato analizzato in tre posizioni differenti che rappresentano l'inizio, la fase intermedia e la fine dell'atto di arrampicata.

Durante l'acquisizione dinamica è stato richiesto di applicare la massima forza esercitabile sul sensore secondo un determinato ordine: in alto, in basso, a destra, a sinistra, avanti e indietro. Tramite il sensore sono stati raccolti i dati di forza applicata dai soggetti.

Una volta ottenuti i dati in laboratorio si è proceduto con una fase di rielaborazione degli stessi tramite software.

Per primo si è proceduto alla ricostruzione delle traiettorie esatte dei marker posizionati sui soggetti utilizzando il software SMART Tracker. In seguito, sono stati svolti l'interpolazione ed il filtraggio tramite SMART Analyzer.

Una volta che i dati sono stati rielaborati si è potuto studiarli tramite il software OpenSim.

Primo step è stato svolgere la scalatura del modello tramite le traiettorie acquisite staticamente in modo da poter lavorare su un modello soggetto-specifico; il software OpenSim restituisce, oltre al modello scalato, l'errore con cui tale step è stato svolto. Ciò permette di valutare se il modello scalato sia accurato: quelli esaminati in questa Tesi presentano tutti un errore RMS inferiore ai 0.01 metri; quindi, sono risultati essere accurati.

Secondo passaggio è stato svolgere lo strumento di Inverse Kinematics, tramite il quale il software è in grado di ricreare il movimento dei marker virtuali da una traiettoria dinamica, in modo che si abbinino al meglio con quello dei marker sperimentali, permettendo di ottenere i valori di angoli, velocità angolari e accelerazioni angolari dei diversi gradi di libertà del modello. Anche in questo caso tale passaggio viene svolto dal software commettendo degli errori: sempre inferiori a 0.02 metri per i miei soggetti, se non in alcuni casi dovuti a errori stocastici nelle traiettorie dinamiche dei marker, quindi è risultata un'accurata analisi cinematica.

Si è quindi proceduto nell'analisi della dinamica inversa, strumento tramite il quale è possibile ottenere le forze e i momenti che si creano in corrispondenza dei gradi di libertà del modello, nel momento in cui vengono applicate determinate forze. Tramite il sensore, sono stati raccolti i dati sulle forze applicate dai soggetti, da includere nella dinamica inversa.

Infine, si sarebbe potuto implementare ulteriormente il lavoro tramite l'uso dello strumento di Computed Muscle Control (CMC), ma tale procedura non è stata eseguita a causa di alcune problematiche riscontrate.

In seguito a questa fase, sarebbe stato possibile svolgere anche la Muscle Analysis, tramite la quale avremmo potuto osservare le forze a cui i tendini dei muscoli erano stati sottoposti durante i movimenti effettuati.

Dalla letteratura sono stati individuati i muscoli i cui tendini vengono più spesso lesionati durante l'arrampicata e di questi si sarebbe studiata la forza tendinea risultante dalle forze applicate sul sensore.

Non essendo stato possibile svolgere il calcolo delle attivazioni muscolari tramite la CMC, si è scelto di studiare le rotazioni del busto in seguito all'applicazione delle forze ed i gradi di libertà dell'articolazione del gomito: flessione-estensione e pronazione-supinazione. Inoltre, si sono analizzate le entità delle forze applicate nelle direzioni indicate precedentemente.

Da queste analisi si è potuto riscontrare come, nonostante venisse richiesto ai soggetti di applicare le forze utilizzando solamente il braccio destro, fosse inevitabile una rotazione intorno alle tre direzioni degli assi cartesiani per poter applicare una forza massimale. Inoltre, maggiore è l'entità della forza applicata, maggiore è la rotazione del busto in quella direzione.

Analizzando invece i risultati ottenuti riguardo la flessione-estensione e pronazione-supinazione del gomito, si è potuto notare come i range di questi movimenti rimangano inferiori ai 20° per la flessione-estensione e intorno ai 30° per la pronazione-supinazione.

Dai dati delle forze si è potuto notare come, anche se al soggetto era stato chiesto di applicare la forza in direzioni specifiche, per ogni picco di forza fossero presenti tutte e tre le componenti degli assi cartesiani. Le componenti della forza lungo gli assi cartesiani sono state calcolate solo per i picchi di massima entità, ma dai grafici riportati si può notare come esso si verifici per tutti i picchi.

Un'altra importante informazione che è stata ricavata tramite l'osservazione dei grafici delle forze applicate al sensore è il fatto che la forza che presenta una maggiore entità sia anche quella applicata lungo l'asse verticale (asse y), in particolar modo la forza massima in questa direzione, cioè quella applicata verso il basso (asse y negativo). Ciò ha dimostrato come applicare una forza in questa direzione sia più semplice, in quanto vengono utilizzati muscoli allenati ogni giorno, che di conseguenza permettono di applicare una forza maggiore. Inoltre, in questa direzione la forza applicata è maggiore in quanto il peso del braccio non viene contrastato ma asseconda l'applicazione di tale forza.

In conclusione, questo lavoro di Tesi ha mostrato come durante l'applicazione di forze la posizione del braccio influenzi tale valore e la sua direzione, rendendo più complesso applicarne una che presenti una componente in una sola direzione. Inoltre, se si considera l'arto superiore umano durante le acquisizioni come due corpi rigidi connessi tra loro da una cerniera (gomito) e vincolati a terra da due cerniere (spalla e mano), si vede che i due gradi

di libertà del gomito (flesso-estensione e prono-supinazione) presentano dei range di movimento che sono coerenti con le informazioni trovate in letteratura.

SUMMARY

Climbing is a sport with an increasing number of practitioners, especially in gyms, where it is possible to do it even in the absence of outdoor rock walls. However, a repetitive and incorrect climbing method implies significant increases in injuries, especially chronic ones, which affect the upper limbs for 57.6%.

In this context, it is becoming increasingly crucial that doctors and physiotherapists know precisely the easy to incur injuries. For this reason, the study of tendon forces, the most affected anatomical district, is relevant.

This Thesis aims to study the forces created at the level of the tendons of the muscles most subjected to stress during the sport of climbing.

To analyze the forces created inside the human body, biomechanical models are advantageous. They allow the study of the internal forces that develop following specific movements without carrying out invasive measurements.

They are implemented via software; I have chosen to use OpenSim.

Four right-handed female subjects were acquired who did not undergo operations on the right upper limb, using Motion Capture technologies to study the tendon forces. The data were obtained in the laboratory using the BTS Bioengineering Optoelectronic system present in the Divieti Laboratory of the Politecnico di Milano. Sixteen markers were placed on the subjects, and it has been located an additional one on the sensor.

These were acquired statically and dynamically, with a respective duration of 10 and 20 seconds. In both types of acquisition, the subject was analyzed in three different positions: the beginning, the intermediate phase, and the end of the climbing act.

During the dynamic acquisition, the subject was asked to apply the maximum force exerted on the sensor in a specific order: up, down, right, left, back and forth. The force data applied by the subjects were collected through the sensor.

Once the data was obtained in the laboratory, we proceeded with a re-elaboration phase of the same using software.

First, the exact trajectories of the markers positioned on the subjects were reconstructed using the SMART Tracker software. Later, the interpolation and filtering were performed using SMART Analyzer.

Once the data were reprocessed, it was possible to study them using the OpenSim software.

The first step was to perform the scaling of the model through the trajectories acquired statically in order to be able to work on a subject-specific model; the OpenSim software returns, in addition to the scaled model, the error with which this step was carried out. The possibility to estimate the error allows us to evaluate whether the scaled model is accurate: those examined in this Thesis all have an RMS error of fewer than 0.01 meters; therefore, they were found to be accurate.

The second step was to carry out the Inverse Kinematics tool, through which the software is able to recreate the movement of the virtual markers from a dynamic trajectory so that it is best matched with that of the experimental markers, allowing to obtain the values of angles, angular velocities and angular accelerations of the different degrees of freedom of the model. In this case, this step is carried out by the software committing errors: always less than 0.02 meters for my subjects, if not in some cases due to stochastic errors in the markers' dynamic trajectories, so an accurate kinematic analysis resulted.

We then analyze the inverse dynamics, a tool through which it is possible to obtain the forces and moments created in correspondence with the model's degrees of freedom when specific forces are applied. Thanks to the sensor's use, data on the forces applied by the subjects were collected to be included in the inverse dynamics.

Finally, the work could have been further implemented through the use of the Computed Muscle Control (CMC) tool, but this procedure was not performed due to some problems encountered.

Following this phase, it would also have been possible to carry out the Muscle Analysis, through which we would have been able to observe the forces to which the tendons of the muscles had been subjected during the movements performed.

The muscles whose tendons are most often injured during climbing have been identified from the literature, and the tendon force resulting from the forces applied to the sensor would have been studied.

As it was not possible to perform the calculation of muscle activations through the CMC, it was decided to study the torso's rotations following the application of forces and the degrees of freedom of the elbow joint: flexion-extension and pronation-supination. Furthermore, the extent of the forces applied in the directions indicated above were analyzed.

From these analyzes, it was found that, although subjects were required to apply forces using only the right arm, a rotation around the three directions of the Cartesian axes was inevitable in order to apply a maximum force. Furthermore, the greater the amount of force applied, the greater the rotation of the torso in that direction.

On the other hand, analyzing the results obtained regarding flexion-extension and pronation-supination of the elbow, it was possible to note that these movements' ranges remain below 20 ° for flexion-extension and around 30 ° for pronation-supination.

From the force data, it was possible to see how, even if the subject was asked to apply the force in specific directions, all three components of the Cartesian axes were present for each force peak. The force components along the Cartesian axes have been calculated only for the maximum entity peaks, but from the graphs shown, it can be seen that it occurs for all the peaks.

Another important piece of information that has been obtained by observing the graphs of the forces applied to the sensor is the fact that the force that has a greater entity is also that applied along the vertical axis (y-axis), in particular, the force maximum in this direction, i.e. the one applied downwards (negative y-axis). This has shown that applying force in this direction is more straightforward, as muscles trained every day are used, allowing for more force to be applied. Furthermore, in this direction, the force applied is more significant as the arm's weight is not opposed but supports the application of this force.

In conclusion, this thesis work showed how during the application of forces, the arm's position affects this value and its direction, making it more complex to apply one that has a component in only one direction. Furthermore, suppose we consider the human upper limb during acquisitions as two rigid bodies connected one to each other by a hinge (elbow) and bound to the ground by two hinges (shoulder and hand). In that case, we see that the two degrees of freedom of the elbow (flexion-extension and pronation-supination) have ranges of motion that are consistent with information found in the literature.

1. INTRODUZIONE

L'arrampicata è uno sport che negli ultimi anni sta riscontrando un importante incremento di popolarità. Tra gli sport all'aperto solo alcuni di essi, come sport acquatici, gare d'avventura e triathlon, presentano un numero maggiore di nuovi partecipanti negli ultimi anni. La crescita del numero di strutture chiuse adibite alla scalata ha fatto sì che incrementasse di molto la possibilità di praticare questo sport anche nelle zone in cui ci sono limitate opportunità di scalata all'aperto.

Durante questo sport si attuano dei movimenti che possono provocare lesioni, specialmente nell'arto superiore. Essendo un'attività sempre più praticata, c'è bisogno di conoscere con maggiore consapevolezza le lesioni a cui si può andare incontro e c'è la necessità di una maggiore conoscenza delle dinamiche che si svolgono durante i movimenti effettuati. Per questo motivo si è scelto di studiare le forze interne che si creano alle articolazioni dell'arto superiore quando si pratica questo sport [1].

Per poter studiare le forze tendinee è necessario l'utilizzo di uno strumento che permetta di ottenere stime di carichi interni strutturali, forze muscolari, attivazioni muscolari o forze tendinee durante un certo movimento svolto da un soggetto, senza dover utilizzare misurazioni in vivo che possono risultare invasive. Tale strumento è stato individuato nei modelli muscoloscheletrici. Questi ultimi, quindi, permettono di ottenere misure che sono fondamentali per poter studiare ed analizzare i movimenti e, quindi, per poter valutare se un movimento è rischioso e se può portare alla lesione di un muscolo o tendine [2].

Di conseguenza, si è scelto di studiare i movimenti che si effettuano durante l'arrampicata tramite modelli muscoloscheletrici di arto superiore siccome la percentuale maggiore di lesioni sono localizzate agli arti superiori [1].

In letteratura sono disponibili diversi modelli di arto superiore, che sono in espansione. Si può notare un crescente interesse nella modellizzazione della spalla e dell'arto superiore completo: 3 pubblicazioni dal 1990 al 2000 contro più di 60 dal 2000 al 2009. Dal 2009 al 2015 sono stati pubblicati circa 15 articoli, confermando l'aumento di interesse in questo ambito [3].

L'obiettivo di questo lavoro di tesi, quindi, è analizzare quali forze si riescano ad applicare durante l'arrampicata e come queste forze vadano ad influenzare i tendini maggiormente a rischio durante questa attività.

Come primo passo, quindi, ho studiato i modelli di arto superiore presenti in letteratura ed una volta ottenuto quello ottimale al mio scopo ho raccolto i dati sperimentali necessari. Con essi ho svolto le analisi tramite il software OpenSim in modo da ottenere le forze sviluppate dai tendini durante l'applicazione massima partendo da tre posizioni selezionate in modo da descrivere la fase iniziale, intermedia e finale dell'arrampicata.

Per svolgere con maggiore precisione l'analisi cinematica si è scalato il modello iniziale tramite i dati antropometrici di ogni soggetto e i dati acquisiti in laboratorio; ottenuti i risultati di tale analisi si è potuto studiare il legame presente tra il movimento attuato e la rotazione del busto, che si riscontra nonostante al soggetto venga chiesto di applicare una forza massimale usando solamente il braccio destro. Le informazioni ottenute dall'analisi cinematica sono fondamentali per poter svolgere un'analisi muscolare più approfondita che permetta di ottenere le attivazioni dei muscoli del modello e le forze che si vanno a sviluppare sui tendini di questi.

Dall'analisi cinematica si è potuto notare come per applicare una forza massimale sia involontaria una parziale rotazione del busto lungo i tre assi cartesiani. Inoltre, si è potuto osservare come il range dell'angolo di flessione del gomito rimanga sempre inferiore ai 20° mentre il range di prono-supinazione del gomito rimanga intorno ai 30° .

Un'ulteriore informazione ottenuta dall'analisi delle forze applicate al sensore ha permesso di notare come tutti i picchi presentino tre componenti invece che solo la componente dell'asse lungo il quale è stato richiesto di applicarla.

Da questi risultati si possono ottenere le attivazioni dei muscoli del modello in modo da poter svolgere l'analisi muscolare che permette di studiare le forze a cui sono sottoposti i tendini durante i movimenti attuati.

2. FISIOLOGIA DELL'ARTO SUPERIORE

2.1. ARTO SUPERIORE

L'arto superiore, che viene comunemente indicato con il termine "braccio", è un'appendice con funzione non motoria, particolarmente mobile e funzionale alla gestione di oggetti ed al sollevamento di carichi [4]. In questo capitolo andrò ad analizzarne la sua anatomia e biomeccanica, concentrandomi sulle componenti più utili al mio lavoro; per questa ragione trascurerò le informazioni relative a nervi e legamenti.

Facendo un breve richiamo andrò ora ad introdurre alcuni concetti che sono accettati e riconosciuti a livello internazionale e che permettono la comprensione del movimento umano nello spazio tridimensionale.

Per comprendere il movimento di un segmento corporeo rispetto ad un altro si deve, innanzitutto, identificare una posizione precisa del corpo umano chiamata "posizione anatomica", che presenta il corpo in posizione eretta con gli arti superiori distesi, liberi lungo i fianchi, con il palmo delle mani rivolto in avanti e gli arti inferiori uniti con i piedi paralleli. Attorno a questa posizione ruota tutta la terminologia posizionale, qualunque sia il gesto motorio che il soggetto stia compiendo.

In questo modo si possono identificare dei piani anatomici immaginari perpendicolari tra di loro che rendono possibile l'identificazione dei movimenti degli arti:

- piano sagittale o mediano, il quale divide il corpo in due parti simmetriche (destra/sinistra), è perpendicolare all'asse longitudinale e attraversa il corpo in senso anteroposteriore;
- piano frontale o coronale, il quale attraversa il corpo dall'alto in basso ad angolo retto col piano sagittale e divide il corpo in piani anteriore e posteriore;
- piano trasversale o orizzontale perpendicolare agli altri due, il quale è diretto da sinistra a destra del corpo e divide il corpo in piani superiori e inferiori.

Molto raramente i movimenti si svolgono su un solo piano, di solito coinvolgono due o tre piani contemporaneamente producendo un movimento complesso.

Per ogni piano è identificato un asse di solito associato ad una particolare articolazione ed al suo movimento:

| Asse | Movimento |
|----------------------------|--|
| Orizzontale | -Flessione: Piegamento di segmenti adiacenti nel piano sagittale in modo tale che le loro superfici siano avvicinate l'una all'altra. -Estensione: Movimento che allontana due superfici opposte nel piano sagittale. |
| Verticale (cranio-caudale) | -Abduzione: Movimento di un segmento sul piano frontale che lo allontana dalla linea mediana del corpo. -Adduzione: Movimento di un segmento sul piano frontale che lo avvicina alla linea mediana del corpo. |
| Antero-posteriore | -Intrarotazione: Rotazione di un segmento di un arto attorno al suo asse longitudinale, in modo che la sua superficie anteriore ruoti verso la linea mediana del corpo. -Extrarotazione: Rotazione di un segmento di un arto attorno al suo asse longitudinale, in modo che la sua superficie anteriore si allontani dal piano della linea mediana del corpo. |

[5]

Un altro concetto, importante nell'ambito di mio interesse, è quello delle articolazioni: esse sono strutture anatomiche, talora complesse, che mettono in contatto due o più ossa. Nello scheletro umano, svolgono funzioni di sostegno, mobilità e protezione, e sono circa 360.

Esistono tre categorie principali di articolazioni:

- articolazioni fibrose (o sinartrosi), le quali mancano generalmente di mobilità e le cui ossa sono tenute insieme da tessuto fibroso. Tipici esempi di sinartrosi sono le articolazioni presenti tra le ossa del cranio.
- articolazioni cartilaginee (o anfiartrosi), le quali sono dotate di scarsa mobilità e le cui ossa sono unite da cartilagine. Classici esempi di anfiartrosi sono le articolazioni che collegano le vertebre della colonna vertebrale.
- articolazioni sinoviali (o diartrosi), le quali sono provviste di una grande mobilità e sono caratterizzate da varie componenti, tra cui le superfici articolari e la cartilagine

che le ricopre, la capsula articolare, la membrana sinoviale, le borse sinoviali e una serie di legamenti e tendini. Esempi tipici di diartrosi sono le articolazioni della spalla, del ginocchio, dell'anca e della caviglia [6].

2.1.1. ANATOMIA E BIOMECCANICA

L'arto superiore è composto da quattro segmenti corporei: cinto scapolare, braccio, avambraccio e mano. Tali segmenti sono collegati tramite le articolazioni di spalla, gomito e polso.

Il cinto scapolare è formato da scapola e clavicola: la clavicola ha una forma allungata a "S" e presenta alle estremità delle parti leggermente più ampie, chiamate teste.

La scapola, invece, ha una forma triangolare i cui lati sono chiamati margine superiore, mediale e laterale (ascellare), mentre i tre vertici sono nominati angolo superiore, inferiore e laterale. L'ampia superficie anteriore della scapola è chiamata fossa sottoscapolare mentre la superficie posteriore presenta una cresta trasversa chiamata spina che termina nell'acromion il quale si articola con la clavicola. Nell'angolo laterale, oltre all'acromion, troviamo più sotto e più in avanti il processo coracoideo che fornisce l'attacco ad alcuni muscoli e tendini. Sempre nell'angolo laterale si trova infine la cavità glenoidea.

Il rapporto che la clavicola presenta con la scapola è di tipo diartrotico attraverso l'acromion ed essa si articola anche con il manubrio dello sterno. L'omero prende rapporto con la scapola, la quale non prende rapporto con lo scheletro assiale in quanto è appoggiata al profilo osseo delle coste della gabbia toracica. Il rapporto con lo scheletro assiale è definito dalla connessione tra clavicola e manubrio dello sterno. Quest'ultimo trasmette la forza alla colonna vertebrale che la scarica a terra. La scapola non ha solo la funzione di intermediario tra clavicola e omero ma è anche responsabile dell'estrema mobilità del braccio nel movimento abduzionale (allontanamento dell'arto dal corpo) [7].

La spalla è l'articolazione più complessa del corpo umano dato che comprende quattro articolazioni separate:

- articolazione gleno-omeroale,
- articolazione sterno-clavicolare,
- articolazione acromioclavicolare

- articolazione scapolo-toracica.

L'articolazione gleno-omeroale è un'artrosi dotata della massima libertà di movimento ed è quindi intrinsecamente instabile.

L'articolazione sterno-clavicolare è composta dalla terminazione prossimale della clavicola che si trova medialmente nella cavità del manubrio dello sterno. La clavicola è collegata alla prima costola da tessuto cartilagineo. L'articolazione sterno-clavicolare garantisce l'asse principale di rotazione per i movimenti di clavicola e scapola.

L'articolazione acromioclavicolare è composta dal processo acromion appartenente alla scapola e dall'estremità distale della clavicola. È definita un'articolazione diartrosica irregolare, nonostante garantisca una limitata mobilità nei tre piani di riferimento. Le maggiori rotazioni di questa articolazione si verificano durante l'elevazione del braccio.

L'articolazione scapolo-toracica è formata dal processo coracoideo della scapola e dalla superficie inferiore della clavicola [7].

I muscoli che permettono il movimento di tale articolazione sono divisi in:

- Muscoli flessori ed estensori,
- Muscoli abduttori e adduttori,
- Muscoli rotatori.

Muscoli flessori ed estensori (piano sagittale)

Questi muscoli permettono i movimenti di flesso-estensione intorno all'asse che appartiene al piano frontale e che decorre attraverso la testa dell'omero.

Il deltoide anteriore e la porzione clavicolare del grande pettorale, oltre al coracobrachiale ed al capo breve del bicipite brachiale, sono i muscoli che permettono la prima fase della flessione dell'articolazione gleno-omeroale (0-60°).

Durante la seconda fase della flessione (60°-120°) partecipano il cingolo scapolare ed i muscoli coinvolti nella rotazione della scapola (che favorisce la flessione di spalla): il trapezio ed il gran dentato. L'ultima parte della flessione (120°-180°) è possibile grazie all'azione del rachide che si inclina lateralmente, se la flessione è monolaterale; altrimenti, se è bilaterale, il movimento si completa grazie ad un'iperlordosi grazie ai muscoli lombari. L'estensione della spalla è sostenuta dai movimenti di estensione dell'articolazione gleno-omeroale, grazie ai muscoli grande e piccolo rotondo, fascio posteriore del deltoide e grande

dorsale, e dai movimenti dell'articolazione scapolo-toracica (grazie all'adduzione di scapola) ad opera del romboide, fascio mediano del trapezio e grande dorsale.

Muscoli abduttori e adduttori (piano frontale)

Questi muscoli permettono i movimenti di abduzione ed adduzione lungo l'asse del piano principale che attraversa la testa dell'omero. L'adduzione sul piano frontale, partendo dalla posizione di riposo, è meccanicamente impossibile a causa della presenza del tronco. È possibile nel momento in cui si unisce ad una flessione di spalla che permette 40-45° di movimento, o in associazione ad un'estensione che permette pochi gradi di movimento. Il deltoide assieme al sovraspinato sono i principali abduttori dell'articolazione gleno-omeroale ed entrambi attraversano superiormente l'articolazione. L'intervento del muscolo sovraspinato e del deltoide è generalmente presente nei primi 90° di movimento.

Come per la flessione l'articolazione scapolo-toracica interviene nel movimento dopo i primi 90° fino ai 150° di abduzione attraverso l'azione dei muscoli trapezio e grande dentato. Anche in questo caso, il rachide sostiene gli ultimi gradi di abduzione.

Come per l'estensione, l'adduzione dell'arto superiore con il gomito esteso avviene tramite la forza di gravità, con i muscoli abduttori che controllano la velocità del movimento. Se è presente una resistenza da vincere intervengono i muscoli adduttori che, per importanza, sono rappresentati da: grande dorsale, grande rotondo, grande pettorale e romboide. Il capo breve del bicipite e il capo lungo del tricipite forniscono un supporto secondario al movimento.

Muscoli rotatori (piano orizzontale)

La rotazione interna dell'omero dipende principalmente dalla tensione del muscolo sottoscapolare e del grande rotondo, che presentano l'inserzione nella parte anteriore dell'osso.

I muscoli che si inseriscono sulla parte posteriore, soprattutto il sottospinato e il piccolo rotondo, permettono la rotazione esterna dell'omero, con una massima ampiezza di 80°. Il deltoide contribuisce solo parzialmente a questo movimento.

La rotazione dell'articolazione scapolo-omeroale non riesce a completare la rotazione completa dell'arto superiore, di conseguenza interviene l'articolazione scapolo-toracica che attraverso l'azione del romboide e del trapezio, favorisce la rotazione esterna dell'arto.

L'attivazione di grande dentato e piccolo pettorale invece permette di abduire la scapola e favorisce la rotazione interna dell'arto, che presenta un'ampiezza tra i 100° e i 110°.

La circonduzione combina i movimenti elementari attorno ai tre assi; quando questa giunge alla sua massima ampiezza il braccio descrive un cono irregolare nello spazio, chiamato cono di circonduzione. Questo delimita, in una sfera che abbia per centro la spalla ed un raggio uguale alla lunghezza dell'arto superiore, un settore di forma sferica, all'interno del quale la mano può raggiungere gli oggetti senza bisogno di muovere il tronco [7].

La spalla mette in comunicazione il cingolo scapolare con il braccio, il quale è composto da un osso, l'omero.

L'omero è un osso lungo che presenta un'epifisi prossimale a contatto con la spalla, essa è un'emisfera che si articola con la superficie glenoidea. La diafisi, invece, è cilindrica e termina nell'epifisi distale (paletta omerale) che è allargata e appiattita. La caratteristica sostanziale dell'epifisi prossimale è la dimensione, infatti, essa ha un raggio molto ampio rispetto alla superficie glenoidea con cui si lega per enartrosi. Questo permette una vasta gamma di movimenti ma rende anche relativamente semplice procurarsi una lussazione della spalla.

La paletta omerale ha una forma complessa, presenta un'emisfera da un lato (condilo) e dall'altro ha una forma a clessidra chiamata troclea. Ciò è dovuto al fatto che le due superfici prendono contatto con due ossa diverse: il radio con la parte sferica e l'ulna con la troclea. Nella troclea è presente una fossa chiamata fossa coronoidea in cui prenderà sede l'uncino dell'ulna chiamato processo coronoideo. Anche posteriormente si trova una fossa che si chiama fossa olecranea, dove si articola l'olecrano (parte dura e appuntita del gomito). Il condilo si rapporta con il radio mentre la troclea si rapporta con l'ulna. I processi coronoideo e olecrano si articolano sulla paletta omerale. I muscoli dell'avambraccio si inseriscono sull'epicondilo (sporgenza esterna al condilo) e sull'epitroclea (o epicondilo mediale, sporgenza esterna alla troclea) [4].

Il braccio è composto principalmente da quattro muscoli :

- bicipite brachiale che agisce a livello dell'articolazione della spalla e del gomito;
- brachiale che agisce a livello del gomito;
- coracobrachiale che agisce a livello della spalla;

– tricipite brachiale che agisce a livello dell'articolazione della spalla e del gomito.

Poi ci sono tre muscoli che appartengono in parte al braccio:

- deltoide;
- brachioradiale;
- anconeo [8].

A collegare il braccio al successivo segmento corporeo, l'avambraccio, è l'articolazione del gomito. Esso permette di controllare l'altezza e la lunghezza dell'arto superiore, mentre grazie alla rotazione dell'avambraccio è possibile posizionare la mano nella migliore condizione funzionale.

Il complesso articolare del gomito è composto da tre articolazioni: omero-ulnare, omero-radiale e radio-ulnare prossimale, le quali sono contenute in un'unica capsula articolare.

L'articolazione omero-ulnare è considerata l'articolazione più importante del gomito; infatti, in essa la troclea ovoidale dell'omero si articola con la fossa trocleare dell'ulna in quanto presentano forma reciproca. Quest' articolazione è una classica cerniera, avendo sia la troclea che la cresta sigmoidea uno sviluppo di 180° risulta che guidi totalmente il movimento di flessione estensione, senza permettere lussazioni, inoltre, in alcuni individui, è possibile una lieve iperestensione.

L'articolazione omero-radiale è situata vicino alla omero-ulnare ed è costituita dal capitello sferico e dall'estremità prossimale del radio. Benché l'articolazione omero-radiale sia classificata come un'articolazione a scivolamento, l'adiacente articolazione omero-ulnare ne impedisce i movimenti oltre il piano sagittale.

L'articolazione radio-ulnare prossimale è composta dalla testa del radio e dall'incisura trocleare dell'ulna ed è stabilizzata dal legamento anulare. La pronazione e la supinazione dell'avambraccio sono rese possibili dalla rotazione che il radio realizza attorno all'ulna [7].

Diversi muscoli attraversano il gomito, tra i quali sono presenti anche alcuni muscoli che attraversano la spalla o che si prolungano alla mano ed alle dita.

Questi muscoli si dividono in:

- muscoli flessori ed estensori,
- muscoli rotatori.

Muscoli flessori ed estensori (Piano sagittale)

I muscoli che attraversano anteriormente il gomito sono quelli che ne permettono la flessione-estensione. Il brachiale anteriore, uno dei pochi muscoli monoarticolari, è il più forte ed è attivo sia quando l'avambraccio è pronato, sia quando è supinato.

Il capo lungo ed il capo breve del bicipite brachiale si uniscono in un unico tendine che si congiunge sulla tuberosità radiale. Essi contribuiscono alla flessione del gomito quando l'avambraccio è supinato; quando l'avambraccio è completamente pronato, invece, il muscolo diminuisce in parte la sua funzionalità a causa del disallineamento che si crea rispetto al piano del movimento.

Il terzo muscolo che partecipa alla flessione del gomito è il brachioradiale. Esso è efficace soprattutto quando l'avambraccio è in posizione neutra. L'efficacia dei muscoli flessori è massima quando il gomito è flesso a 90° dato che, quando il gomito è esteso, la direzione della forza muscolare è più o meno parallela al braccio di leva. La massima flessione può raggiungere i 145° se avviene attivamente, altrimenti, se è passiva, raggiunge i 160°.

Il principale estensore del gomito è il tricipite, che attraversa il lato posteriore dell'articolazione. I suoi tre capi convergono in un unico tendine che si inserisce sul processo olecrano dell'ulna. Nonostante l'inserzione distale sia molto prossima all'asse di rotazione del gomito, dimensione e forza rendono questo muscolo un efficace estensore del gomito. Un altro muscolo che contribuisce all'estensione del gomito è l'anconeo che si inserisce sull'epicondilo laterale dell'omero e, distalmente, sulla parte laterale e posteriore dell'olecrano dell'ulna.

Muscoli rotatori (Piano orizzontale)

Il principale muscolo pronatore (rotazione interna) è il pronatore quadrato, che si attacca sulle estremità distali di ulna e radio. In caso di pronazione rapida o contro resistenza, interviene a supporto del movimento il muscolo pronatore rotondo, che attraversa l'articolazione radioulnare prossimale.

Il muscolo preposto per eccellenza alla supinazione (rotazione esterna) è il supinatore. Esso s'inserisce sull'epicondilo laterale dell'omero e sul terzo laterale prossimale del radio. Quando il gomito è flesso il supinatore perde di efficacia ed in suo supporto viene il bicipite. Per quanto concerne il range di movimento (ROM) dell'avambraccio durante la pronazione e la supinazione, esiste una certa discordanza: si può affermare come il ROM sia compreso tra 142° e 155°. Nel movimento di pronazione varia da 0° a 70° circa, in quello di supinazione da 0° a 85° [7]. I muscoli pronatori sono meno potenti di quelli supinatori [9].

Come precedentemente affermato, il gomito mette in comunicazione il braccio con l'avambraccio.

L'avambraccio è composto da due ossa: ulna e radio, una coppia di ossa lunghe e parallele. La superficie che prende contatto con il condilo a livello del radio si presenta come una superficie piatta (capitello del radio). L'epifisi distale del radio, invece, è una testa slargata triangolare. L'ulna va ad abbracciare la troclea insieme all'olecrano a livello della testa prossimale, mentre a livello dell'epifisi distale presenta una testa più piccola. Il radio è l'osso che più si articola con la mano [4].

L'avambraccio è connesso alla mano tramite, l'articolazione distale dell'arto superiore: l'articolazione del polso. Questo complesso articolare comprende due articolazioni: la radio-carpica (tra l'estremità distale del radio e le ossa del raggio superiore del carpo) e l'articolazione medio-carpica (tra il raggio superiore e il raggio inferiore del carpo).

I movimenti nel piano sagittale, nel piano frontale e la circonduzione vengono permessi dall'articolazione radio-carpica, che è un'articolazione condiloidea; infatti, la superficie del condilo carpale, considerata come un blocco unico, presenta due curve convesse: una curvatura trasversale che corrisponde al movimento di adduzione-abduzione ed una curvatura antero-posteriore che corrisponde ai movimenti di flessione-estensione.

Le articolazioni intercarpali permettono solo scivolamento e, nell'insieme, contribuiscono in modo ridotto all'intera mobilità del polso [7].

Il polso, che è un'articolazione di tipo sinoviale, essa è composta di otto ossa corte che prendono il nome di carpo e sono disposte su due file, separate da una cerniera malleabile. Esse sono: osso scafoide, osso semilunare, osso piramidale, osso pisiforme, osso trapezio, osso trapezoide, osso capitato, osso uncinato.

Il carpo si colloca fra il radio, osso dell'avambraccio, ed il metacarpo, insieme delle ossa che formano le dita. La presenza dei legamenti e dei tendini che uniscono le ossa ai muscoli garantiscono i movimenti fra il radio, il carpo ed il metacarpo [10].

Inoltre, "polso" è un termine che, in anatomia umana, può avere tre significati differenti:

- articolazione che risulta dall'interazione tra l'estremità distale del radio e le ossa carpali scafoide e semilunare;
- sinonimo di carpo, ossia la porzione prossimale dello scheletro della mano comprensiva di altre sei ossa, oltre allo scafoide e al semilunare;
- infine, può fare riferimento all'estesa regione del corpo umano che comprende l'estremità distale di radio e ulna, le otto ossa carpali e le basi delle cinque ossa metacarpali.

In questo lavoro di tesi con il termine "polso" si intende il primo dei precedenti tre significati riportati.

La fila prossimale delle ossa carpali è composta da quattro elementi ossei; che sono scafoide, semilunare, triquetro e pisiforme; invece, la fila distale è composta da quattro elementi ossei, i cosiddetti trapezio, trapezoide, capitato e uncinato.

Il polso presenta differenti muscoli, essi si dividono in:

- Muscoli flessori ed estensori,
- Muscoli abduttori ed adduttori.

Muscoli flessori ed estensori (Piano sagittale)

I muscoli responsabili della flessione del polso sono il flessore radiale del carpo, il flessore ulnare del carpo e il palmare lungo; quest'ultimo è spesso assente in uno o ambedue gli avambracci. I tre muscoli possono venire considerati muscoli biarticolari in quanto tutti si inseriscono prossimalmente sull'epicondilo mediale dell'omero e distalmente sulle ossa del metacarpo. Il muscolo flessore superficiale delle dita e il flessore profondo lavorando insieme permettono la flessione quando le dita sono completamente estese; in questo modo quando si contraggono hanno una lunghezza sufficiente a muovere l'articolazione.

L'estensione e l'iperestensione del polso si verifica quando vengono contratti i muscoli estensore radiale lungo del carpo, estensore radiale breve del carpo e flessore ulnare del carpo. Questi tre muscoli si inseriscono prossimalmente sull'epicondilo laterale dell'omero

e distalmente sulle ossa del metacarpo. Gli altri muscoli che attraversano il polso posteriormente supportano l'estensione solo quando le articolazioni metacarpo-falangee e interfalangee sono flesse. Ad essi appartengono l'estensore lungo del pollice, l'estensore dell'indice, l'estensore del mignolo e l'estensore delle dita; i primi due si inseriscono prossimalmente sull'ulna, mentre i rimanenti due si inseriscono sull'omero.

L'ampiezza dei movimenti di flesso-estensione si misura dalla posizione di riferimento: sia la massima flessione che la massima estensione hanno un'ampiezza di 85°.

Muscoli abduttori e adduttori (Piano frontale)

La deviazione ulnare e radiale della mano è resa possibile grazie ai flessori ed agli estensori del polso che presentano differenti inserzioni sul metacarpo; il flessore ulnare del carpo e gli estensori ulnari breve e lungo del carpo sono responsabili della deviazione ulnare della mano ed, in modo analogo, il flessore radiale del carpo, gli estensori radiali lungo e breve del carpo garantiscono la deviazione radiale della mano. L'ampiezza di movimento di abduzione (o inclinazione radiale) non supera i 15°, mentre l'ampiezza dell'adduzione (o inclinazione ulnare) è di 45°.

I movimenti di circonduzione sono definiti come la combinazione dei movimenti di flesso-estensione e abdo-adduzione [7].

Il polso, quindi, unisce l'avambraccio con la mano che viene distinta in tre settori: carpo, metacarpo e falangi. La raggiera del palmo è formata dal metacarpo, mentre alla base della mano ci sono le ossa carpali (tondeggianti o comunque corte) legate tramite artrodie (articolazioni diartrotiche piatte in rapporto mobile ma scarso che permettono un piccolo scivolamento, si trovano nelle ossa tarsali e carpali).

Le ossa carpiche tendono a comportarsi come una parte unica e l'osso carpico alla base si articola con l'avambraccio (articolazione radio-carpica).

Le articolazioni delle dita sono tutte diartrotiche, esse vedono una rotazione di un elemento osseo rispetto all'altro ed una piccola inclinazione e scivolamento (come il ginocchio) [4].

La mano è l'elemento finale della catena biomeccanica dell'arto superiore ed è di per sé molto mobile ed adattabile. La mobilità di spalla e gomito fa sì che la mano agisca all'interno

di un ampio volume e su diversi piani, permettendole di raggiungere con sufficiente facilità le diverse parti del corpo.

Essa è in grado di eseguire una molteplice varietà di funzioni, dalla prensione all'esplorazione tattile.

La mano è composta da 19 ossa che danno origine a 14 articolazioni. Le dita ed il pollice sono gli elementi fondamentali della mano. Molto comunemente si utilizza il termine di raggio del dito per indicare la catena composta da metacarpo e falangi. Le falangi sono tre (falange, falangina, falangetta) per tutte le dita ad esclusione del pollice che ne ha solamente due. Le falangi più lunghe sono quelle del medio e le più grosse quelle del pollice. I raggi delle dita vengono numerati da uno a cinque, a partire dal radio verso l'ulna: I (pollice), II (indice), III (medio), IV (anulare) e V (mignolo).

Ciascun raggio si articola prossimalmente alle ossa carpali per mezzo di articolazioni carpo-metacarpali. Il metacarpo si articola distalmente alla falange prossimale per mezzo dell'articolazione metacarpo-falangea. La falangina è connessa alla falange per mezzo dell'articolazione interfalangea prossimale e alla falangetta attraverso l'articolazione interfalangea distale. Il pollice possiede una sola articolazione interfalangea. Le articolazioni carpo-metacarpali di IV e V metacarpo sono caratterizzate da una mobilità in flessione-estensione rispettivamente di $10^\circ \div 15^\circ$ e $20^\circ \div 30^\circ$. Le articolazioni metacarpofalangee garantiscono la flessione-estensione, l'abduzione e l'adduzione e la circonduzione delle quattro dita. Per le dita l'abduzione corrisponde all'allontanamento dal dito medio e l'adduzione all'avvicinamento a questo dito. Il range di movimento (ROM) di flessione-estensione dalla posizione con le dita allineate è pari a circa 90° , ma varia da dito a dito (95° per il mignolo e 70° per l'indice).

Le articolazioni interfalangee distali e prossimali delle quattro dita, grazie alla conformazione delle superfici articolari, permettono movimenti di flessione-estensione. Il valore più elevato del range di movimento (ROM) si trova a livello delle articolazioni interfalangee prossimali in cui può superare i 110° , mentre per le articolazioni interfalangee distali si rilevano valori pari a 90° . L'iperestensione, che fa parte delle caratteristiche funzionali di queste articolazioni, è estremamente variabile da soggetto a soggetto, ed è legata al livello di lassità dei legamenti [7].

Anche la mano, come per gli altri segmenti corporei costituenti l'arto superiore, è caratterizzata da un elevato numero di muscoli responsabili dei suoi movimenti e di quelli

delle dita. I muscoli che attraversano il polso e che permettono questi movimenti sono nove e sono conosciuti come muscoli estrinseci: estensore lungo del pollice, estensore breve del pollice, flessore lungo del pollice, abducente lungo del pollice, estensore delle dita, estensore del mignolo, flessore profondo delle dita e flessore superficiale delle dita.

Altri dieci muscoli, con entrambe le inserzioni a livello del polso, sono conosciuti come muscoli intrinseci: flessore breve del pollice, abducente breve del pollice, opponente del pollice, adduttore del pollice, flessore breve del mignolo, opponente del mignolo, interossei dorsali (quattro muscoli), interossei palmari (tre muscoli) e lombricati (quattro muscoli) [7].

2.2. MUSCOLO

2.2.1. DESCRIZIONE ANATOMICA DEL MUSCOLO

Il muscolo permette i movimenti all'interno del nostro corpo; un singolo muscolo è circondato dall'aponeurosi che va a restringersi e a formare il tendine al termine del muscolo. Al di sotto vi è l'epimisio, formato da tessuto connettivo fibroso, che va a rivestire il muscolo stesso. Quest'ultimo è composto da fascicoli, ciascuno dei quali viene rivestito dal perimisio. Essi sono a loro volta composti da fibre muscolari circondate dall'endomisio ed ognuna è infine composta dalle fibrille, unità contrattili del muscolo, che risultano essere circondate dal sarcolemma. Le fibrille hanno una struttura periodica che presenta come unità costituente il sarcomero, composto da filamenti spessi di miosina e sottili di actina. I filamenti di miosina sono formati da un fascio centrale costituito da code molecolari disposte parallelamente; da esse dipartono a due a due le teste molecolari ad intervalli di 14.3 nm. Questi prolungamenti trasversali sono detti ponti ed hanno una lunghezza di 19 nm circa. Ogni coppia di ponti è ruotata di 120° rispetto alla successiva, così da formare una spirale lungo il filamento. I filamenti di actina sono formati da due fili granulosi che si attorcigliano a formare una doppia elica. In mezzo alle eliche vi sono due proteine aggiuntive: la tropomiosina e la troponina. In condizioni di riposo, la troponina impedisce l'interazione tra i filamenti di actina e miosina, in quanto impedisce lo spostamento della tropomiosina dai siti attivi dell'actina. Nel sarcomero i filamenti di actina sono attaccati alle estremità (linee Z); la distanza tra due linee Z consecutive rappresenta la lunghezza del sarcomero che varia in base allo stato di contrazione. I filamenti di actina si estendono dalle estremità del sarcomero verso il centro, dove si sovrappongono ai filamenti di miosina, i quali sono collegati trasversalmente da

sottili fili proteici che costituiscono la linea M. Il sarcomero, in base ai filamenti, è caratterizzato da differenti bande:

- Banda I (isotropa) contenente solo filamenti di actina;
- Banda H (isotropa) contenente solo filamenti di miosina;
- Banda A (anisotropa) in cui i filamenti si sovrappongono durante la contrazione.

All'interno delle fibre, i sarcomeri sono in serie, per cui la lunghezza delle fibre è data dalla somma delle lunghezze dei singoli sarcomeri, così come l'accorciamento delle fibre è dato dalla somma degli accorciamenti dei singoli sarcomeri. Il muscolo, invece, è costituito da fibre in parallelo, quindi la forza che esso sviluppa è pari alla somma delle forze sviluppate dalle singole fibre.

Il range fisiologico di lunghezza del sarcomero varia da 1,27 a 3,65 μm con lunghezza ottimale di 2,25 μm . In questo range può venire sviluppata forza da parte del sarcomero grazie all'accoppiamento di actina e miosina. Esso varia da una distanza minima dei dischi Z in cui actina e miosina sono completamente sovrapposti, quindi c'è massima contrazione; a una distanza massima dei dischi in cui nessun ponte del filamento di miosina lega con l'actina, in cui non è possibile sviluppare una contrazione [11].

2.2.2. CARATTERISTICA FORZA-LUNGHEZZA DEL SARCOMERO

Data la struttura del sarcomero e le modalità di generazione della forza, vi è una diretta dipendenza della forza sviluppata dalla lunghezza alla quale viene mantenuto il sarcomero. Per lunghezze del sarcomero inferiori a 1.27 μm non è possibile generare forza perché i filamenti risultano essere impacchettati, non vi è quindi banda A utile per un ulteriore scorrimento dei filamenti, vi è un vincolo meccanico. Tra 1.27 e 2 μm cresce la forza generabile poiché aumenta il numero di ponti di presa disponibili. La lunghezza ottimale per la massima generazione di forza si ha tra 2 e 2.25 μm , in cui il numero di ponti di presa è massimo. Tra i 2.25 e i 3.6 μm la forza generabile decresce perché le teste di miosina vedono meno ponti di actina. Oltre 3.6 μm i filamenti si sfilano e non è più possibile generare forza. Vi è anche una dipendenza tra la forza del sarcomero e la velocità di variazione di lunghezza. La condizione ottimale è quella isometrica, in cui vi è equilibrio tra azione esterna e forza

esercitata dai ponti con velocità nulla. All'aumentare della velocità di accorciamento la forza decresce; ci si trova in una condizione di contrazione concentrica in cui la forza di presa è inferiore perché lo scorrimento è agevolato. Per velocità negative si ha un allungamento e ci si trova in condizione eccentrica. Le teste di miosina vengono trascinate nello spostamento, quindi sono facilitate nell'esercitare una forza crescente [11].

2.2.3. TENDINE

Il sistema muscoloscheletrico fornisce supporto e movimento al corpo. In particolare, le forze contrattili sviluppate nei muscoli vengono trasmesse attraverso le giunzioni muscolo-tendinee (MTJ) nel tendine e poi attraverso l'inserzione tendine-osso nell'osso. Ogni giunzione si trova tra materiali dissimili (muscolo-tendine e tendine-osso).

La rigidità della sezione trasversale del tendine aumenta dall'estremità prossimale a quella distale. Gli effetti delle componenti microstrutturali, come i glicosamminoglicani e il collagene, e il fenomeno come le fibrille scorrevoli e la reticolazione, sono discussi in relazione alla riportata risposta sforzo-deformazione della sezione trasversale.

L'unità muscolo-tendine-osso trasmette i carichi contrattili, sviluppati nel muscolo, attraverso il tendine nell'osso per produrre movimento.

L'inserzione tendine-osso è un tessuto graduato che presenta vari tipi di collagene, varie orientazioni di esso, e differente mineralizzazione.

Il tendine è un tessuto gerarchico alla nanoscala presenta molecole di collagene le quali si aggregano in fibrille che a loro volta formano fibre che si uniscono a formare fascicoli che, ulteriormente, si aggregano per costituire il tendine.

Il tendine è composto da: collagene, proteoglicani, glicoproteine, acqua e cellule. Lo studio dell'unità muscolo-tendine-osso è importante in quanto le lesioni di questi tessuti sono comuni e tendono a ripararsi lentamente [12]. Dallo studio [13] si evince come le funzioni dei tendini possano venire classificate in due categorie: trasmissione della forza di trazione, e immagazzinamento e rilascio di energia di deformazione elastica durante la locomozione.

L'azione dei tendini come trasmettitori di forza corrisponde alle forze contrattili sollecitate mentre si accorciano i muscoli in serie per spostamento angolare. D'altra parte, i tendini possono agire come molle quando sono soggetti ad alti carichi iniziali associati con forze di contatto al terreno.

2.2.4. MODELLI REOLOGICI DI MUSCOLO: MODELLO DI HILL

Il tendine consiste di una porzione esterna al muscolo ed una interna al muscolo. Le proprietà del tendine (sforzo-deformazione) sono uguali nel tendine interno ed in quello esterno e la deformazione del tendine è definita dalla quantità di allungamento relativo al suo riposo, o lunghezza a rilassamento. Lo sforzo del tendine è definito dal rapporto tra la forza del tendine e l'area della sezione trasversale del tendine: affinché tutte le parti del tendine sperimentino lo stesso sforzo, devono tutte sperimentare la stessa deformazione.

Il modulo di elasticità tangente del tendine aumenta con lo sforzo quando ci si trova a bassi sforzi, in seguito, è costante ad alti sforzi fino al cedimento, che avviene a circa il 10% della deformazione, cioè circa 100MPa. I dati presi da diversi studi mostrano direttamente che 1) il modulo tangente del tendine nella regione lineare è 1.2GPa, e 2) la regione lineare inizia quando il tendine è allungato del 2% o sforzato a 16MPa.

Il tendine è elastico o viscoelastico in circa tutti i modelli usati per studiare la coordinazione e, in alcuni, la sua elasticità è assunta essere lineare. Nel modello di Hill, rappresentato in **Figura 2.1**, il tendine è assunto essere elastico. Una curva sforzo-deformazione generica può venire formulata facendo due assunzioni. Primo, una relazione sforzo-deformazione tendine-indipendente è assunta essere basata sulle proprietà del materiale del tendine. Secondo, lo sforzo nel tendine quando la sua forza equivale al picco della forza isometrica muscolare F_0^M è assunto essere muscolotendineo-indipendente. Pure il corrispondente sforzo del tendine sarà muscolotendineo-indipendente. Una volta che ε_0^T è assunto e σ_0^T è specificato, la curva sforzo-deformazione generica può venire ottenuta dalla curva sforzo-deformazione del tendine usando σ_0^T per normalizzare lo sforzo. È d'aiuto riconoscere che 1) lo sforzo tendineo normalizzato $\tilde{\sigma}^T$ è uguale alla forza tendinea normalizzata \tilde{F}^T e 2) la deformazione del tendine ε^T è una quantità normalizzata legata alla lunghezza normalizzata del tendine. Così

la generica curva forza-deformazione è adimensionale ed equivale la curva sforzo-deformazione generica; \tilde{F}^T è scalato di F_0^M , dato che $F^T = \tilde{F}^T * F_0^M$, e ε^T è scalato di L_S^T , dato che $L^T = (\varepsilon^T + 1) * L_S^T$. Dati raccolti da diversi studi suggeriscono che un appropriato valore per ε_0^T è 3.3%, corrispondente a un valore nominale per σ_0^T di 32MPa.

La forza più alta che ci si aspetta nel tendine varia da 1.3 fino a $1.8F_0^M$, il tendine si rompe intorno a 112MPa e 10% di deformazione. Assumendo che la proprietà sforzo-deformazione sia tendine-indipendente, come anche la deformazione nel tendine quando la sua forza è F_0^M , allora solo un parametro è specifico per ogni tendine. Questo parametro è la lunghezza dell'allungamento al quale esso inizia a sviluppare forza (lunghezza a riposo del tendine). Il tendine può venire definito da una generica curva sforzo-deformazione adimensionale, la quale è muscolo-tendine indipendente. Solo due parametri sono necessari per scalare questa curva in modo da ottenere la curva forza-lunghezza di uno specifico tendine: L_S^T , la lunghezza del tendine a riposo e F_0^M , il picco della forza isometrica attiva del muscolo. Solo un parametro è tendine specifico, cioè la lunghezza del tendine a riposo, l'altra è muscolo specifica [14].

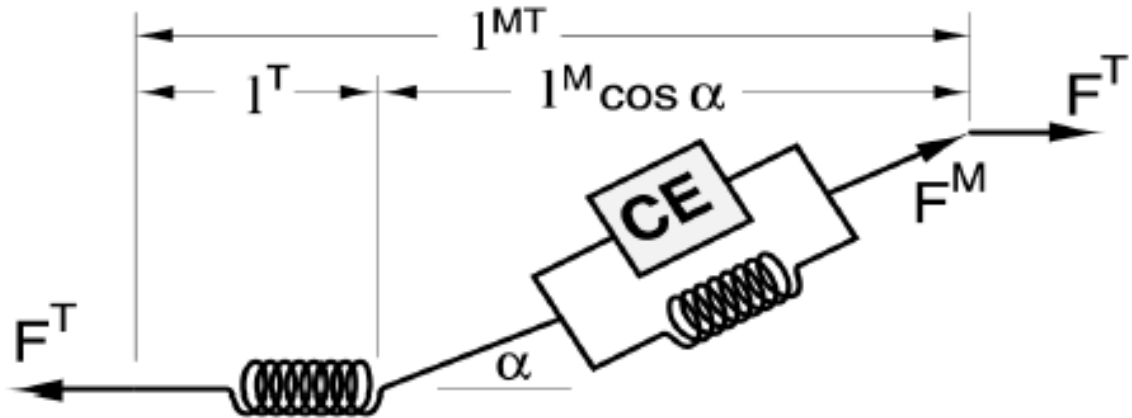


Figura 2.1: Modello di muscolo di tipo Hill [15].

Concentrandosi la mia tesi sui valori di forza e il rischio di lesione dei tendini dell'arto superiore in scalata, ora analizzerò gli studi svolti per conoscerne le proprietà meccaniche.

2.2.5. LESIONI AI TENDINI

Durante l'arrampicata, come analizzerò nel prossimo capitolo, i tendini vanno incontro a determinate lesioni predominanti. Dato che in questo sport certi movimenti vengono ripetuti più di altri, certi tendini saranno più suscettibili a determinate lesioni: parliamo in particolare dei tendini dei muscoli epicondiloidei ed epitrocleari, quelli del muscolo flessore profondo delle dita e quelli del sovraspinato.

Per alcuni di essi sono stati svolti alcuni studi per analizzare il loro sforzo a rottura e modulo di Young, quindi ho fatto una ricerca di questi valori e degli studi svolti sulle loro proprietà viscoelastiche.

Innanzitutto, i disordini alla cuffia dei rotatori sono la causa primaria di disabilità e dolore alla spalla. Il tendine sovraspinato è il più coinvolto, presentando cambiamenti degenerativi. La vascolarizzazione di questo tendine è molto limitata: di conseguenza, se lesionato, esso presenta difficoltà nella guarigione.

Le caratteristiche istologiche e biomeccaniche di questo tendine variano in base al livello di profondità considerato: esso, infatti, può essere suddiviso in strato superficiale, intratendineo o profondo. In uno studio è stato riportato che per bilanciare il peso del braccio senza aggiuntivi carichi esterni a 30° di elevazione della spalla il tendine sovraspinato deve esercitare dai 110 ai 120 N di forza [16].

In un differente studio sono state, invece, analizzate le proprietà a trazione di questo tendine. Dividendolo in tre strisce longitudinali: anteriore, mediana, e posteriore, hanno determinato le curve carico-deformazione e sforzo; inoltre, hanno calcolato la curva sforzo-deformazione, forza e modulo di elasticità.

La rottura della cuffia dei rotatori è una patologia molto comune nella spalla. Dei quattro muscoli presenti nella cuffia dei rotatori, il sovraspinato è quello più comunemente coinvolto. Quando la forza del tendine della cuffia dei rotatori è meno dello sforzo trasmesso attraverso il tendine, una rottura avviene nel punto strutturalmente più debole. Il tendine sovraspinato si rompe all'inserzione alla più grande tuberosità o vicino ad essa, nella cosiddetta zona critica. Questo suggerisce che la porzione in mezzo del tendine sovraspinato sia meccanicamente più debole vicino all'inserzione; infatti, studi anatomici hanno mostrato

che la porzione anteriore è più spessa delle altre. La rottura nel 76% delle strisce analizzate avviene nel punto di inserzione dell'osso, dato che è stata applicata una singola forza di trazione fino alla rottura, questo può simulare una rottura traumatica acuta piuttosto che una degenerativa cronica. La frattura da avulsione, che si verifica quando un frammento osseo si strappa dalla massa principale dell'osso a seguito di un trauma fisico, avviene a 746N; ciò sta ad indicare come il carico a rottura dell'osso sia inferiore di quello del tendine. La stima del carico a rottura dell'intero tendine è di circa 652N.

Il tendine sovraspinato viene teso dal tendine infraspinato e subscapolare dalla formazione di un'unità funzionale, che rende la struttura più forte da un punto di vista meccanico.

Però, la forza trasmessa attraverso il sovraspinato è stata calcolata essere 156N durante vari esercizi, 140-145N durante attività atletiche, e 196N durante la massima contrazione del muscolo sovraspinato. Una sua singola contrazione, quindi, non è grande abbastanza da causare una rottura in un tendine intatto se si assume che la forza venga trasmessa in modo uniforme attraverso di esso. Se invece venisse trasmessa in modo non uniforme, allora ci potrebbe essere una rottura [17].

In un altro studio si analizza la rottura del tendine del bicipite distale, che avviene soprattutto dopo un'eccessiva tensione esercitata con l'avambraccio flessso. Le lesioni più comuni al muscolo bicipite brachiale includono tendiniti e rotture dei tendini. Mentre la lesione ai tendini prossimali è la più comune, la rottura al tendine distale è una lesione acuta che richiede una valutazione e un trattamento per essere certi di ottenere i migliori risultati [18].

Un'analisi di un tendine non appartenente all'arto superiore, come il tendine rotuleo, ha riportato la sua rottura se sottoposto ad un carico di 14,5 kN [19].

In un altro studio focalizzato su un tendine di arto inferiore, il tendine tibiale anteriore umano, che è relativamente sottoposto a bassi sforzi, si è trovato un modulo di Young e isteresi meccanica di 1.2GPa e 19% rispettivamente.

La lunghezza del braccio del momento del tendine gastrocnemio, inoltre, è stata ottenuta usando un metodo basato sul principio del lavoro virtuale che restituisce risultati validi finché il test non coinvolge deformazioni strutturali che portano a sostanziale accumulo di energia da sforzo elastico. Il massimo modulo di Young e isteresi meccanica del tendine sono 1.16GPa e 18%, rispettivamente [13].

3. STATO DELL'ARTE

Ora riporto l'evoluzione avvenuta nello sviluppo dei modelli di arto superiore, i possibili software presenti in letteratura per sviluppare tali modelli e le principali lesioni a cui può andare incontro l'arto superiore durante l'arrampicata.

3.1. MODELLI BIOMECCANICI DI ARTO SUPERIORE

Per valutare quantitativamente l'evoluzione del movimento umano sono cruciali i carichi interni strutturali e l'attivazione dei muscoli, però è complesso svolgere tali misurazioni in vivo. Per questo motivo sono molto utili i modelli muscoloscheletrici, i quali permettono di ottenere una stima non visiva di tali variabili. Questi modelli possono servire anche per predire l'influenza di lesioni sul movimento [2].

I modelli muscoloscheletrici possono venire divisi in due gruppi: modelli di dinamica inversa e modelli di dinamica diretta.

La dinamica diretta calcola il movimento basandosi su un'attivazione muscolare predetta. Questo è positivo per un modello con i vari fenomeni fisici definiti, mentre è un problema di controllo ottimale dal punto di vista computazionale e richiede una costosa ottimizzazione per far svolgere al modello una funzione specifica.

La dinamica inversa, invece, calcola l'attivazione muscolare basandosi su un compito specifico, per esempio il movimento. Questo pone molte restrizioni sul modello, ma è molto più efficiente dal punto di vista computazionale. Questa efficienza può venire sfruttata per costruire modelli più complessi comprendenti più muscoli, permettendo così di avere un modello muscoloscheletrico dettagliato [20].

Questi modelli, quindi, permettono di schematizzare le componenti ossee, muscolari, tendinee ed articolari di un individuo in modo da simulare il comportamento muscolare, di studiare la relazione geometrica presente tra il muscolo e le ossa e il movimento delle articolazioni, e di stabilire le relazioni di causa-effetto in sistemi dinamici complessi partendo da dati sperimentali.

I modelli muscolo-tendinei presentano un'accuratezza che dipende dalla fedeltà del modello al sistema modellizzato. Durante la modellizzazione vengono fatte delle assunzioni ed alcune di queste sono basate su prove sperimentali.

Negli anni sono stati sviluppati numerosi modelli sia per l'arto superiore che inferiore; nell'arto inferiore la ricerca ha raggiunto un elevato grado di approfondimento rispetto all'arto superiore, per il quale sono ancora oggi presenti diverse lacune. Per i modelli muscolo-tendinei di arto superiore, infatti, si è giunti a una modellizzazione del braccio molto buona ma non si è ancora riusciti a includere con uguale precisione la mano, che viene modellizzata come corpo rigido.

Nell'ultima decade sono stati sviluppati molti modelli muscoloscheletrici di arto superiore, tra i quali possiamo trovarne alcuni particolarmente incisivi: il modello di arto superiore di Stanford VA [21], il modello di Garner [22], il modello di spalla e gomito di Delft (DSEM) [23], il modello muscoloscheletrico di spalla matematico di Dickerson [24] ed il modello di spalla AnyBody [20] [2].

Nelle ultime decadi, è stata sviluppata una grande varietà di modelli dell'intero sistema muscoloscheletrico umano, da semplici modelli 2D a complessi modelli 3D. Di tutti questi modelli, non molti descrivono gli arti superiori, una ragione è la complessa struttura cinematica dell'arto superiore. I molti gradi di libertà (DOF) del cinto scapolare limitano l'utilità di semplici modelli 2D e portano a complessi modelli 3D. Per le applicazioni cliniche sono necessari modelli sofisticati, tali modelli dovrebbero essere complessi abbastanza da replicare realisticamente il comportamento del sistema muscoloscheletrico umano. Sono stati sviluppati pochi modelli complessi di estremità superiori, come riportato precedentemente; alcuni esempi sono il modello svedese basato sul modello di Högfors et al, il modello di spalla Newcastle, la parte di spalla del AnyBody Modeling System, il modello di Stanford implementato su SIMM, e il modello di spalla di Delft (DSEM) [25].

I modelli muscoloscheletrici sviluppati sino ad ora presentano diversi scopi e si possono focalizzare su particolari componenti dell'arto superiore: spalla, spalla e gomito, mano, effetto di inerzia, l'intero arto superiore con mano considerata come corpo rigido. Negli anni si è partiti da modelli più semplici e si è andati approfondendo e migliorando sempre di più la qualità di questi modelli fino ad ottenere i modelli di arto superiore completi, che però considerano la mano come corpo rigido.

3.1.1. MODELLI DI SPALLA

I primi modelli ad essere stati sviluppati sono quelli di spalla che, essendo un'articolazione molto complessa, ha comportato non poche difficoltà per la sua modellizzazione.

Essa è suddivisa in più articolazioni che negli anni sono state modellizzate differentemente.

Tra i primi a sviluppare un modello di spalla troviamo nel 1978 Poppen e Walker; il loro studio viene ritenuto un "Gold Standard", linea guida per i futuri modelli. In seguito, Högfors et al, nel 1987, hanno studiato come creare una versione meccanica idealizzata della spalla.

Le ossa sono state ideate come corpi rigidi e le due articolazioni della spalla sono state modellizzate come giunti sferici. I muscoli vengono considerati come stringhe tese che percorrono il tratto più breve tra l'origine e il punto di inserzione [26].

In seguito, nel 1988, Dul ha sviluppato un semplice modello biomeccanico bidimensionale della spalla per quantificare il carico muscolare, il carico articolare e il tempo di resistenza in situazioni di lavoro. Nelle componenti muscolari include solo muscoli deltoide e sovraspinato; inoltre, il modello utilizza la tecnica di ottimizzazione in cui viene minimizzata la fatica per stimare la ripartizione del carico tra i due muscoli della spalla [27].

Nel 1991, Högfors et al hanno scelto di indagare il ritmo della spalla umana, ovvero l'interazione tra il movimento delle parti costitutive della spalla, modellizzando l'articolazione gleno-omerale (GH) come una articolazione sferica ed utilizzando una valutazione numerica delle immagini roentgenstereofotogrammetriche a basso dosaggio, di soggetti dotati di impianti ossei densi di radiazioni, in movimento. Prima di questo studio il movimento della spalla era stato scarsamente studiato e solo tramite una modellizzazione monodimensionale, uno degli studi era stato svolto proprio da Poppen e Walker, come precedentemente riportato. Ciò che gli autori volevano ottenere era capire se esistesse effettivamente un ritmo della spalla, cioè se sotto ripetuti esperimenti il movimento rimanesse sempre lo stesso ed effettivamente è ciò che sono riusciti a dimostrare, essendo questo ritmo molto stabile [28].

I modelli muscoloscheletrici sviluppati negli anni sono stati studiati con gli scopi più vari, infatti nel 1992 Karlsson and Peterson hanno modellizzato l'articolazione scapolo-toracica (ST) come un cono o contatto ellissoide e l'articolazione gleno-omerale (GH) come un giunto sferico per analizzare la statica ripartizione del carico tra muscoli, ossa e legamenti. Il modello è costituito da tutte le strutture della spalla e viene utilizzata la somma degli stress

muscolari al quadrato come funzione di costo per sfruttare la tecnica di ottimizzazione. Anche in questo studio, come nel modello di Högfors et al del 1987, i muscoli sono stati modellizzati come stringhe, ideale solo per muscoli lunghi e sottili, infatti più un muscolo è largo più stringhe poste in parallelo andranno usate per modellizzarlo. In questo modello vengono studiate le equazioni di equilibrio insieme alla funzione obiettivo solamente per il sistema braccio-omero; può portare a soluzioni non fattibili se si include la clavicola, scapola, omero e parte inferiore del braccio ma è un inconveniente condiviso da tutti i modelli semplificati [29].

Nel 1994, Van der Helm, autore di molti modelli muscoloscheletrici, ha modellizzato l'articolazione gleno-omeroale (GH) della spalla come una articolazione sferica e l'articolazione scapolo-toracica (ST) come un piano di scorrimento, un'importante innovazione che ha portato è stato l'utilizzo degli elementi finiti per modellizzare un modello muscoloscheletrico del meccanismo della spalla costituito da torace, clavicola, scapola e omero. Il metodo degli elementi finiti è uno strumento molto potente per la modellazione muscolo-scheletrica, che consente lo sviluppo di tutti i tipi di meccanismi; inoltre, gli elementi possono essere facilmente aggiunti o rimossi. Il modello comprende 16 muscoli, tre articolazioni, tre legamenti extracapsulari e i vincoli di movimento del piano di scorrimento scapolo-toracico che trasforma il cingolo scapolare in un meccanismo a catena chiusa. Per svolgere un'analisi della funzione muscolare è importante includere tutti i muscoli attivi durante il movimento, in quanto essi si influenzano a vicenda. Anche in questo studio viene usato un criterio di ottimizzazione per calcolare le forze muscolari che dovrebbero rappresentare la strategia di controllo muscolare che il corpo utilizza per distribuire lo sforzo sui muscoli disponibili. In questo studio viene utilizzato come criterio di ottimizzazione la minimizzazione della somma degli stress muscolari al quadrato [30].

Anche Garner e Pandy, nel 1999, hanno modellizzato l'articolazione gleno-omeroale (GH joint) come una articolazione sferica e l'articolazione scapolo-toracica (ST joint) come un piano di scorrimento [3].

Nel 2001, Groot e Brand hanno sviluppato un modello di regressione che predice statisticamente l'orientamento della clavicola e della spalla partendo dall'orientazione dell'omero [31].

Holzbaaur et al, nel 2005, hanno scelto di modellizzare l'articolazione scapolo-toracica (ST joint) con delle equazioni di accoppiamento [3].

Nel 2006, Johnson e Charlton hanno sviluppato un modello muscoloscheletrico tridimensionale di arto superiore e cinto scapolare per studiare le forze articolari, muscolari e legamentose dell'arto superiore durante le attività quotidiane. In questo studio è stato sviluppato un metodo di regressione lineare per stimare il carico articolare con una confidenza del 95%. Il modello sviluppato da questi autori è il modello di spalla di Newcastle, che fornisce una base per studi futuri sui problemi biomeccanici relativi alla comprensione della patologia muscolo-scheletrica e alla progettazione e alle prestazioni dell'impianto [32].

Nel 2016, Wu et al hanno sviluppato un modello muscoloscheletrico tridimensionale di spalla per calcolare il carico articolare muscolare e gleno-omerale durante determinati movimenti [33].

Uno studio focalizzato sul movimento dell'articolazione gleno-omerale è stato svolto nel 2016 dagli autori Quental et al, si è voluto studiare in particolare i meccanismi di stabilità articolare. Con questo modello che simula i 6 gradi di libertà dell'articolazione gleno-omerale hanno voluto proporre una procedura di dinamica inversa che consenta la valutazione non solo del muscolo e delle forze di reazione dell'articolazione dell'arto superiore ma anche le traslazioni dell'articolazione gleno-omerale (GH). Questo modello è composto da 7 corpi rigidi, vincolati da 6 articolazioni anatomiche, e su cui agiscono 21 muscoli. Il giunto considerato viene descritto come un giunto sferico [34].

Nel 2016, Seth et al hanno sviluppato un modello a corpo rigido dell'articolazione scapolo-toracica per descrivere la cinematica della scapola rispetto al torace in cui hanno modellizzato l'articolazione con delle equazioni di accoppiamento. Questo modello descrive la cinematica scapolare con quattro gradi di libertà: 1) elevazione e 2) abduzione della scapola su una superficie toracica ellissoidale, 3) rotazione verso l'alto della scapola normale alla superficie toracica e 4) rotazione interna della scapola per sollevare il bordo mediale dalla superficie del torace. Le dimensioni della superficie e gli assi del giunto possono essere personalizzati per adattarsi all'antropometria di un individuo. Il loro modello di articolazione scapolo-toracica può essere utilizzato per analisi dinamiche inverse e dirette e per calcolare i carichi di reazione articolare. Un importante innovazione rispetto ai modelli ideati sino ad ora sono le prestazioni computazionali del modello dell'articolazione scapolo-toracica che permettono di usare questo modello tramite il software OpenSim e di modificarlo usando ulteriori modelli implementati su questo software [35].

Sempre gli stessi autori nel 2019 hanno sviluppato un modello di spalla con un'accurata articolazione scapolo-toracica e che include muscoli scapolari per guidarne il movimento in modo da chiarire i ruoli dei muscoli toraco-scapolari che controllano il movimento della scapola, ma di cui ancora non era chiaro esattamente il ruolo [36].

Nel 2019, Kian et al si sono concentrati sull'utilizzo di un'ottimizzazione statica impiegata nella modellazione muscolo-scheletrica per stimare il carico muscolare e articolare in quanto la capacità di questo approccio di prevedere l'attività muscolare antagonista a livello della spalla era poco conosciuta. I muscoli antagonisti sono noti per essere importanti per mantenere la stabilità dell'articolazione gleno-omerale. Hanno ottenuto che l'ottimizzazione statica può sottostimare l'attività degli antagonisti muscolari e, quindi, il loro contributo alla stabilità dell'articolazione gleno-omerale [37].

Nel 2019, Hernandez et al hanno scelto di quantificare la sensibilità delle previsioni del modello di spalla, in particolare la forza dell'articolazione gleno-omerale, a importanti parametri di input del modello; per ottenere il loro scopo hanno utilizzato un differente software di modellazione, AnyBody Modeling System. Questo studio sottolinea l'importanza di misurare e simulare in modo più accurato il movimento scapolo-toracico piuttosto che utilizzare rapporti fissi o un movimento scapolo-toracico medio. Hanno valutato gli effetti delle variazioni di altezza, massa corporea, raggio della testa omerale, intervallo acromio-omerale e movimento scapolare sulla forza dell'articolazione gleno-omerale. Sono stati modellati sei segmenti: torace, scapola, omero, clavicola, ulna e radio. Il torace è stato fissato a terra e i 6 segmenti sono stati collegati tramite 5 articolazioni: l'articolazione sterno-clavicolare, acromioclavicolare, gleno-omerale, scapolo-toracica e gomito. Le articolazioni sterno-clavicolare, acromioclavicolare e gleno-omerale sono state modellate come articolazioni sferiche. L'articolazione del gomito è stata trattata come un'articolazione revoluta. L'articolazione scapolo-toracica è stata modellata vincolando l'angolo inferiore della scapola e il punto in cui il bordo mediale e la spina della scapola si intersecano con un ellissoide che si avvicina alla gabbia toracica. Diciassette muscoli sono stati rappresentati da un totale di 85 elementi muscolari. Gli autori hanno ottenuto che il movimento scapolo-toracico ha subito un'influenza significativa sulla forza dell'articolazione gleno-omerale [38].

Molti studi sono stati svolti concentrandosi sulle articolazioni della spalla, ma in contemporanea sono stati sviluppati modelli per includere il gomito.

3.1.2. MODELLI DI SPALLA E GOMITO

Un esempio di modello di spalla e gomito è il modello di Delft (DSEM), il quale è stato ampiamente sviluppato dalla sua introduzione nel 1994. È un modello di dinamica inversa tridimensionale nel quale i movimenti registrati dei segmenti ossei e i carichi esterni vengono usati come input al modello, mentre le forze di contatto muscolari e articolari, lunghezze muscolari, e i bracci del momento vengono calcolati come output del modello tramite un'analisi di dinamica inversa.

Il modello è stato modificato con una nuova funzione di costo di ottimizzazione della dinamica inversa e con modelli combinati di dinamica inversa-diretta, inoltre il modello iniziale è stato modificato in quanto è stata aggiunta l'articolazione del gomito i cui dati anatomici sono stati presi da uno studio su cadavere. La nuova funzione di costo è basata sui processi di consumo di energia in un muscolo che ha bisogno di produrre contrazione [25]. Grande interesse ha riscontrato anche la modellizzazione della mano; essendo molto complessa, inizialmente è stata studiata singolarmente, come la spalla.

3.1.3. MODELLI DI MANO

Diversi investigatori hanno sviluppato modelli biomeccanici degli spostamenti di tendine flessore delle dita durante gli esercizi di stretta o presa con le mani [39]. Armstrong e Chaffin, nel 1978, hanno sviluppato equazioni di regressione lineare per predire le escursioni del tendine del muscolo flessore profondo (FDP) e superficiale (FDS) delle dita basato sugli angoli articolari e sullo spessore dei cadaveri. I loro dati sono stati usati anche per valutare i modelli geometrici di Landsmeer (1961) dell'interazione tendine-articolazione includendo gli effetti dell'antropometria di mano e polso [40].

L'articolazione del polso generalmente viene trascurata. Armstrong e Chaffin nel 1978 hanno dimostrato come il modello di Landsmeer I sia la descrizione migliore della meccanica interdigitale di tendine-articolazione [39].

I modelli muscoloscheletrici di mano possono essere molto utili nel momento in cui fosse necessario investigare sui disturbi ai tendini della mano o su una sindrome del tunnel carpale. Nel 2011, Aaron et al sono partiti da un modello di mano già presente in letteratura che include alcuni movimenti programmati dell'indice e hanno aggiunto la possibilità di

movimento delle altre dita. Le articolazioni metacarpo-falangee sono state modellate come articolazioni universali per simulare flessione/estensione e abduzione/adduzione mentre le articolazioni interfalangee sono state modellate come cerniere per rappresentare la flessione. Importante caratteristica di questo studio è il metodo con cui si è deciso di modellare i percorsi dei tendini, infatti si sono usati due metodi (metodo del Control Point: CP e di avvolgimento articolare: Joint Wrap) ed infine si sono confrontati i risultati ottenuti. Un metodo per valutare le escursioni tendinee e i bracci del momento, e per poi confrontarli con i valori misurati su cadavere e il metodo di imaging in vivo è l'utilizzo di modelli biomeccanici. La scalatura muscoloscheletrica è una tecnica di modellizzazione da valutare per rappresentare l'anatomia muscolotendinea che corregga le dimensioni dei modelli biomeccanici; dato che l'antropometria delle dita influenza la cinematica dei tendini. Il metodo del punto di controllo (Control Point CP) vincola i tendini alle superfici palmari dei metacarpi e delle falangi, similmente alle pulegge anulari ma le escursioni che si ottengono non sono rappresentative e le incongruenze del braccio del momento si verificano spesso a causa dei vincoli anatomici modellati. Il modello di avvolgimento articolare (Joint Wrap) non preserva la fedeltà anatomica ma meglio coincide con i valori ottenuti da Armstrong e Chaffin (1978) usando oggetti avvolgenti (cilindri ed ellissi) per vincolare i percorsi dei tendini in ogni articolazione [40].

Nel 2017, Murray et al hanno studiato un metodo per incorporare le proprietà passive dipendenti dalla lunghezza dei muscoli estrinseci del dito indice in un modello biomeccanico dell'arto superiore e per dimostrare la loro influenza sul movimento combinato del polso e delle dita. Infatti, i modelli di mano fino ad allora sviluppati raramente incorporavano il polso e l'arto distale, ma i muscoli estrinseci delle dita implicano coppie passive attorno a ciascuna articolazione delle dita che sono una funzione complessa dipendente dalla postura di più articolazioni dell'arto superiore distale. Pertanto, non possono rappresentare con precisione queste complesse coppie passive [41].

Nel 2018, Mirakhorlo et al hanno creato un modello muscoloscheletrico di mano e polso, basato su un set di dati consistenti dei parametri anatomici rilevanti. Hanno costruito e testato un modello che include i segmenti di mano e polso, come anche i muscoli di avambraccio e mano tramite OpenSim. In totale, il modello include 19 segmenti (con le ossa carpali come un unico segmento) con 23 gradi di libertà e 43 muscoli. La cinematica dell'articolazione del polso è complessa per la modellizzazione, non solo a causa dell'interazione meccanica

delle ossa carpali ma anche a causa degli strati di cartilagine e delle strutture legamentose. Il modello attuale non include tali strutture e, perciò, può riportare le inaccurately ai bracci del momento calcolato. Questo modello è uno dei primi modelli di mano che includono il polso e tutte le dita ed è basato su un data set anatomico consistente [42].

Nel 2019, Ma'touq et al propongono un modello computazionale combinato per i percorsi muscolo-tendinei e la cinematica delle articolazioni muscolari per la mano umana, inclusi tutti i muscoli estrinseci ed intrinseci. Si sono concentrati, quindi, solo sulla mano ma rappresentandola con maggiore accuratezza. Questo modello presenta 26 DoF della mano con tutti i muscoli intrinseci ed estrinseci rappresentati da 47 percorsi muscolo-tendinei. Gli autori si sono concentrati sulla mano includendo tutti i muscoli intrinseci ed estrinseci in quanto sino ad allora ciò era ancora un problema aperto. Il modello muscolo-scheletrico di mano di Holzbaur et al. includeva solo le articolazioni del pollice e dell'indice ed i muscoli erano solo estrinseci. Lee et al., invece, aveva aggiunto più gradi di libertà (DoF) al medio, all'anulare e al mignolo ed era riuscito ad includere altri muscoli estrinseci ed alcuni muscoli intrinseci delle dita. Tuttavia, non sono riusciti a includere alcuni gradi di libertà, come l'abduzione / adduzione dell'articolazione metacarpo-falangea del pollice (MCP) e dell'articolazione carpometacarpale (CMC) dell'anulare e del mignolo. Sebbene OpenSim sia stato utilizzato con successo per modellare i movimenti muscoloscheletrici e prevedere i risultati chirurgici, manca del design robusto dei componenti di controllo, come l'algoritmo di controllo basato sulla sinergia, che sono particolarmente importanti per la ricerca nel controllo neuromuscolare umano [43].

Alcuni ricercatori, però, hanno scelto di focalizzarsi sulla modellizzazione dell'intero arto superiore, sacrificando l'accuratezza della modellizzazione della mano che quindi è stata considerata come corpo rigido.

3.1.4. MODELLI DI ARTO SUPERIORE CON MANO MODELLIZZATA COME CORPO RIGIDO

Nel 1999, Garner e Pandy hanno sviluppato un modello di arto superiore usando immagini mediche ad alta risoluzione ottenute dal National Library of Medicine's Visible Human Project (VHP) dataset. Il modello include 7 articolazioni e usa 13 gradi di libertà per descrivere i movimenti relativi di 7 ossa di arto superiore: clavicola, scapola, omero, ulna,

radio, ossa carpali, e mano che viene considerata come un corpo rigido. Per modellizzare l'articolazione tra scapola e torace sono stati usati due vincoli olonomici. Le tre articolazioni comprendenti il cingolo scapolare, cioè articolazione sterno-clavicolare, l'articolazione acromioclavicolare, e l'articolazione gleno-omeroale, sono state ognuna modellizzata come un'articolazione con tre gradi di libertà, ideale, a giunto sferico. Le articolazioni al gomito e polso, che permettono flessione-estensione omero-ulnare, pronazione-supinazione radio-ulnare, flessione-estensione radio-carpale, e deviazione radio-ulnare radio-carpale, sono state modellizzate ognuna come un'articolazione a cerniera, ideale, con un solo grado di libertà. Il torace si è assunto rimanere stazionario mentre tutte le altre ossa si muovono relative ad esso. Il polso è un'entità deformabile contenente otto piccole ossa carpali: scafoide, osso a mezzaluna, osso piramidale, il pisiforme, l'amato, il trapezio, il trapezoide e l'osso capitato [44].

Nel 2001, gli stessi autori, hanno modificato il precedente modello andando a modificare il percorso dei muscoli usando un nuovo approccio chiamato "metodo di definizione ad ostacoli". In quegli anni i modelli computerizzati stavano diventando sempre più importanti per gli studi biomeccanici sul movimento perchè la modellizzazione fornisce intuizioni significative riguardo come i sistemi neuromuscolari e muscoloscheletrici interagiscono per produrre movimento. In questo modello il percorso di ogni fascio muscolare viene calcolato con il metodo "Obstacle-set". Questo metodo è basato su due assunzioni: (1) che il percorso centroidale di ogni muscolo possa venire idealizzato come una banda elastica senza attrito che si muove oltre i vincoli cinematici forniti dalle ossa e da altri muscoli; e (2) che il vincolo anatomico possa venire modellato come un corpo rigido con forma regolare o come un ostacolo a forma di sfera o cilindro [22].

Maurel et al, nel 2002, hanno migliorato il modello di Garner e Pandy ottenendo un modello che permetta la simulazione dinamica di sistemi muscoloscheletrici complessi, inclusa la deformazione agli elementi finiti di tessuti molli e contrazione muscolare. Per semplificare il problema, hanno considerato la mano come un prolungamento dell'avambraccio, approssimato il segmento del braccio con cilindri rigidi, assunto le articolazioni come giunzioni cinematiche ideali e modellato i muscoli solo secondo criteri anatomici. L'arto superiore è stato modellizzato con 12 gradi di libertà e 22 muscoli, alcuni divisi in gruppi attaccati a differenti ossa. Dato che i muscoli non lavorano mai singolarmente, i movimenti naturali coinvolgono sempre i movimenti di tutte le ossa. Riguardo la modellizzazione delle

forze muscolari, ci sono di base due metodi: l'approccio della linea retta che connette l'origine e l'inserzione del muscolo e l'approccio della linea del centroide che stima la linea d'azione curva del muscolo che è formata dal suo centroide. Il principale svantaggio del secondo approccio è che è applicabile solo a una posizione del modello. Un approccio intermedio chiamato segmento-linea crea un equilibrio tra accuratezza e semplicità [45].

Nel 2005, Holzbaur et al hanno sviluppato un modello di arto superiore che include 15 gradi di libertà rappresentanti la spalla, l'avambraccio, il gomito, il polso, il pollice e l'indice e 50 compartimenti muscolari che attraversano queste articolazioni. Il modello stima le lunghezze muscolo-tendine e i bracci del momento per ogni muscolo per un ampio range di posture. Dato un modello di attivazioni muscolari, il modello stima anche le forze muscolari e i momenti articolari. I 3 gradi di libertà della spalla sono il piano di elevazione, l'angolo toraco-omerale (anche angolo di elevazione) e la rotazione della spalla. Il gomito è definito dalla sua flessione e dalla rotazione dell'avambraccio. I due gradi di libertà del polso sono flessione e deviazione. I quattro gradi di libertà dell'indice sono l'adduzione e la flessione metacarpo-falangea, e la flessione distale e prossimale dell'articolazione interfalangea. I quattro gradi di libertà del pollice sono l'adduzione e la flessione carpo-metacarpale, la flessione metacarpo-falangea, e la flessione interfalangea. Il movimento in generale dell'articolazione della spalla viene determinata dal movimento collettivo del cinto scapolare (clavicola, scapola e omero) e viene descritto usando coordinate sferiche. L'articolazione tra omero e scapola viene modellizzata come una giunzione sferica e il movimento del cinto scapolare viene determinato da equazioni di regressione semplificate in modo da variare solo con l'angolo toraco-omerale (elevazione della spalla). Hanno incluso i muscoli estrinseci della mano (ad esempio, il flessore delle dita superficiali) nel modello attuale perché questi muscoli sono in grado di generare momenti sostanziali intorno al polso e sono importanti da considerare quando si valuta la funzione del polso [21].

Nel 2007, Pennestrì et al implementano un modello muscolo-scheletrico dell'arto superiore in cui l'arto viene modellato come un sistema tridimensionale di sette gradi di libertà, collegato alla spalla, che è stata considerata come telaio. Il modello di arto superiore è costituito da quattro collegamenti corrispondenti ai segmenti corporei più importanti: l'omero, l'ulna, il radio e la mano, considerata come un unico corpo rigido. Particolare attenzione è stata posta alla modellazione delle articolazioni al fine di imitare tutti i possibili movimenti del braccio e dell'avambraccio (compresa la prono-supinazione), inoltre, include

24 muscoli. Il modello matematico utilizzato per descrivere i muscoli è quello proposto da Zajac nel 1989, modificato dagli autori. È stato incluso un criterio di ottimizzazione basato sul pattern di attivazione minima per trovare i coefficienti di attivazione muscolare. I segmenti corporei sono collegati tra loro mediante le seguenti articolazioni: articolazione della spalla che collega l'omero con la spalla; articolazione del gomito che collega l'omero con il radio e l'ulna; articolazione del polso, che collega il radio con l'ulna e il radio con la mano. La complessa articolazione della spalla può essere modellata come un'articolazione sferica ideale. La modellazione dell'articolazione del gomito è più complessa. Così l'articolazione del gomito può essere modellata come un'articolazione sferica tra l'omero e il radio e un'articolazione revoluta tra l'omero e l'ulna [46].

Nel 2015, Quental et al presentano uno studio che comprende quattro modelli biomeccanici alternativi dell'arto superiore con diversi livelli di discretizzazione dei muscoli per fasci e percorsi muscolari, e le loro conseguenze sulla stima delle forze di reazione muscolare e articolare. Lo scopo di questo studio è quello di esaminare criticamente i modelli biomeccanici dell'arto superiore con diversi livelli di complessità per la rappresentazione del sistema muscolo-scheletrico e di valutare come ciò influisca sulle stime delle forze di reazione muscolari e articolari [47]. Il modello biomeccanico qui utilizzato si basa sui dati pubblicati da Garner e Pandy [22] ma è stato modificato per essere conforme alla standardizzazione dei dati dell'arto superiore proposta dalla International Society of Biomechanics. Il modello include torace, gabbia toracica, clavicola, scapola, omero, ulna e radio, tutti modellati come corpi rigidi. Il loro movimento relativo è vincolato da sei articolazioni anatomiche, ovvero articolazione scapolo-toracica, acromioclavicolare e gleno-omerale, ciascuna rappresentata da un'articolazione sferica di 3 gradi di libertà (dof). L'articolazione scapolo-toracica viene definita da due vincoli olonomi che garantiscono che il torace scivoli sulla scapola e le articolazioni omero-ulnare (HU) e radio-ulnare (RU) vengono ciascuna rappresentata da 1 d.o.f. e come giunti a cerniera. Il modello originale, qui di seguito identificato da LSM-1, include 21 muscoli definiti da 37 fasci. Il percorso muscolare è definito dal metodo "Obstacle-set" che definisce i muscoli come una serie di segmenti di linea retta e curva, risultanti dall'avvolgimento attorno agli ostacoli rappresentati da una sfera, un cilindro, un doppio cilindro e un cilindro ricoperto da una sfera. Il secondo modello, denominato LSM-2, include 20 muscoli definiti da 127 fasci. I dati muscolo-scheletrici per questo modello si basano sul set di dati originale del DSEM. I due modelli

biomeccanici rimanenti sono considerati combinando i muscoli di LSM-1 e LSM-2, ovvero LSM-3 include i 21 muscoli di LSM-1, ma i muscoli deltoide e della cuffia dei rotatori sono presi da LSM-2, mentre LSM- 4 è definito in modo simile a LSM-3 anche se solo con i muscoli della cuffia dei rotatori presi da LSM-2. [47] Vale la pena sottolineare che, sebbene sia possibile definire qualsiasi combinazione di muscoli da LSM-1 e LSM-2, i muscoli dai dati del DSEM non provengono dallo stesso soggetto di cui si utilizza il sistema scheletrico e, di conseguenza, ci si aspetta di introdurre più errori nel sistema biomeccanico rispetto ai muscoli originali di Garner e Pandy [22] [47].

Nel 2019, Fadzli et al si concentrano sull'utilizzo di un modello muscolo-scheletrico del braccio destro per stimare la forza muscolare individuale simulando il movimento del braccio destro durante l'utilizzo del dispositivo di assistenza sviluppato. La stima della forza muscolare si basa su un metodo dinamico inverso, migliorato con ulteriori vincoli delle articolazioni al fine di ottenere l'attività muscolare dai dati di cattura del movimento. Il modello muscolo-scheletrico utilizzato in OpenSim viene ridimensionato solo in base ai dati dei marker del sistema di acquisizione del movimento tridimensionale. Questo lavoro ha proposto un approccio per utilizzare un modello muscolo-scheletrico della parte superiore del braccio destro per prevedere l'attivazione muscolare individuale durante il movimento di flessione del gomito quando il soggetto sta utilizzando il dispositivo di assistenza [48].

3.1.5. MODELLO CHE INCLUDE EFFETTI D'INERZIA

Sono stati sviluppati anche modelli che includono gli effetti d'inerzia, come per esempio quello di Chen et al ([49]), il quale si prefigge lo scopo di sviluppare un modello biomeccanico di sistema muscoloscheletrico umano tenendo in considerazione degli effetti inerziali coinvolti nei movimenti umani delle articolazioni. In particolare, un elemento meccanico chiamato “inertor” viene impiegato per descrivere le proprietà dei muscoli nel modello proposto, in contrasto con i modelli esistenti che semplicemente consistono in una molla e uno smorzatore. L’“inertor” permette di consentire l'effetto dell'inerzia del muscolo sui movimenti, e così contribuisce a caratterizzare la dinamica del muscolo. Inoltre, sono state prese in considerazione quattro possibili combinazioni degli elementi meccanici in modo da creare il modello del muscolo. Per ultimo, è stato dimostrato che il modello proposto supera i modelli esistenti nel confronto con i dati sperimentali. Lo scopo di questo

modello è quello di riprodurre al meglio il movimento della rotazione dell'articolazione del gomito umano. Come è ben noto, la molla e lo smorzatore nel modello di Voight forniscono una descrizione grezza del movimento umano riguardo lo spostamento e la velocità. Si è aggiunto l'"inerter" nella speranza di raggiungere un più accurato fittaggio dei dati. Inoltre, questo componente permette di consentire l'effetto dell'inerzia muscolare nei movimenti umani, così creando un modello biomeccanico più pratico. Per studiarne la stabilità hanno usato il criterio di stabilità di Routh-Hurwitz, usato per determinare se le radici delle equazioni polinomiali hanno parti reali positive [49].

3.2. SOFTWARE

I modelli muscolotendinei vengono implementati tramite software: il primo ad essere stato ideato fu, nei primi anni '90, SIMM, poi intorno al 1997 è stato sviluppato AnyBody Modeling System e negli anni 2000 OpenSim.

AnyBody Modeling System, chiamato così per indicare la possibilità di modellizzare "qualsiasi corpo" l'utente desidera [50], è stato ideato intorno al 1997 da un gruppo di ricerca dell'Istituto di Ingegneria Meccanica dell'università di Aalborg, in particolare dallo specialista di dinamica, Michael Damsgaard e dallo specialista di ottimizzazione strutturale, John Rasmussen. A loro si unirono altri tre ricercatori che portarono le loro conoscenze riguardo la meccanica computazionale, la fisiologia, l'ingegneria biomedica e l'informatica [50]. Questo gruppo ha sviluppato tre principali versioni di sistema software per modellizzare il sistema muscoloscheletrico umano:

1. Un prototipo codificato, orientato alla procedura, distintamente sviluppato per l'ottimizzazione delle biciclette. Questo prototipo ha dimostrato la fattibilità dei metodi numerici di base.
2. Un prototipo orientato sull'oggetto, in grado di gestire differenti modelli tramite la definizione di oggetti, anche se ancora codificato nel software. Questa versione è stata usata per l'ottimizzazione di una sega manuale e un triciclo per paraplegici.
3. Una versione in grado di gestire modelli orientati sull'oggetto in una specifica lingua di descrizione del modello sviluppato. In questa versione gli utenti possono progettare i loro stessi modelli ed essi possono venire combinati e scambiati facilmente tra gli utenti [50].

AnyBody è stato progettato per costruire complessi modelli di corpo umano e per determinare l'influenza dell'ambiente sul corpo. Inoltre, presenta la possibilità di analizzare il modello solo tramite la dinamica inversa. In questo software, come anche in SIMM e OpenSim, l'unità muscolo tendinea viene modellizzata con il modello modificato di Hill, introdotto da Zajac e la dinamica inversa viene risolta grazie a un problema di ottimizzazione statica. Il software AnyBody presenta: un'interfaccia grafica utente Windows (GUI) e una console, entrambi presentano le stesse strutture di modellazione ma differiscono nel loro utilizzo. L'applicazione console può venire richiamata da altri programmi, mentre l'applicazione GUI contiene molte più strutture per visualizzare il modello e i suoi risultati, provvedendo così a una base migliore per lo sviluppo e l'analisi del modello manuale. Per scrivere su AnyBody è stato ideato un linguaggio specifico chiamato AnyScript. Il Gruppo di Ricerca AnyBody ha creato e aggiorna periodicamente una raccolta pubblica di modelli per permettere la condivisione di essi. Purtroppo, questo software non è a libero accesso; perciò, non l'ho scelto per il mio modello [20].

SIMM (Software for Interactive Musculoskeletal Modeling), invece, è un sistema software basato sulla grafica che permette di sviluppare, modificare e analizzare i modelli muscoloscheletrici senza bisogno di programmare. I modelli possono anche venire animati per visualizzare i risultati di esperimenti sull'analisi del movimento. Esso è stato costruito per essere generale, interattivo ed estensibile, e per permettere lo sviluppo di accurati modelli muscoloscheletrici.

La generalità è stata ottenuta rendendo il codice completamente indipendente dal sistema da modellare. Tramite un tool l'utente può interagire con i modelli muscoloscheletrici cambiando alcuni parametri del modello senza lasciare il programma. SIMM presenta, però, diverse limitazioni, [51] infatti, sebbene aiuti gli utenti a formulare modelli di sistemi muscoloscheletrici e simulazioni dinamiche di movimento, esso non fornisce assistenza con il calcolo delle attivazioni muscolari che producono movimenti coordinati e dispone di strumenti limitati per analizzare i risultati delle simulazioni dinamiche. Inoltre, non permette un libero accesso ai codici e quindi ciò rende difficile per i ricercatori biomeccanici lo sviluppo di nuovi modelli, sempre più accurati e migliori.

Negli ultimi anni, nuovi metodi di ingegneria del software sono emersi ed hanno permesso lo sviluppo di sistemi software più estensibili [52].

Il gruppo di ricerca di Delp et al ha sviluppato un ambiente di simulazione a libero accesso per accelerare lo sviluppo e la condivisione di tecnologie di simulazione e per meglio integrare le simulazioni dinamiche nel campo della scienza del movimento: OpenSim [52].

Essendo un software open-source ed avendo selezionato un modello di arto superiore selezionato sviluppato su di esso, di seguito descrivo il software e le sue potenzialità in modo più approfondito rispetto ai due precedenti.

OpenSim è un software disponibile gratuitamente e a libero accesso, che permette agli utenti di sviluppare modelli di strutture muscoloscheletriche e creare simulazioni dinamiche di un'ampia varietà di movimenti. Esso fornisce una piattaforma sulla quale una comunità di biomeccanici può costruire una libreria di simulazioni che possono venire scambiate, testate, analizzate, e migliorate tramite una collaborazione multi-istituzionale. Inoltre, un'interfaccia grafica per l'utente permette l'accesso a funzioni chiave. OpenSim è stato sviluppato e continuamente aggiornato su Simtk.org da un crescente gruppo di partecipanti.

Simtk.org serve come archivio pubblico per dati, modelli e strumenti computazionali relativo alla simulazione basata sulla fisica delle strutture biologiche.

Questo software è scritto in ANSI C++, e l'interfaccia grafica per l'utente è stata scritta in Java, permettendo a OpenSim di compilare ed eseguire su sistemi operativi comuni. Per alcune funzionalità di base vengono utilizzati strumenti open source di terze parti, compreso lo Xerces Parser della Apache Foundation per la lettura e la scrittura file XML (xml.apache.org/xerces-c) e Visualization Toolkit di Kitware per la visualizzazione (www.vtk.org).

L'utilizzo di tecnologia plug-in permette a componenti computazionali di basso livello come motori dinamici, integratori e ottimizzatori di essere aggiornati in modo appropriato.

Per esempio, OpenSim inizialmente usava SDFast (Parametric Technology Corp.) come suo motore dinamico; però, le versioni attuali permettono di usare anche Simbody. Esso è un motore dinamico a libero accesso di ordine n in fase di sviluppo presso Simtk.org.

La struttura plug-in di OpenSim incoraggia gli utenti a estendere la funzionalità sviluppando i loro stessi modelli muscolari, modelli di contatto, controllori e analisi. Infatti, su OpenSim sono disponibili circa una dozzina di plug-in di analisi, autorizzati da diversi utenti. Questi strumenti calcolano le forze articolari, le accelerazioni indotte dai muscoli, la potenza

muscolare, e altre variabili. Sebbene queste analisi siano sviluppate per differenti modelli muscoloscheletrici, esse hanno un'applicabilità generale e possono venire usati con qualsiasi modello OpenSim. Quindi, questa struttura plug-in fornisce un mezzo per disseminare rapidamente nuove funzionalità alle comunità biomeccaniche.

Per aggiungere un plug-in (come per esempio un'analisi), l'utente deve creare una nuova classe C++ derivata dall'appropriata classe base, implementare un numero di metodi richiesto e compilare la classe in una libreria dinamica collegata.

Il nuovo plug-in può poi venire usato in simulazioni e condiviso con altri utenti. Questi plug-in possono pure venire sviluppati per migliorare le capacità dell'interfaccia grafica dell'utente. Questa include un insieme di strumenti per analizzare i modelli muscoloscheletrici, generare simulazioni e visualizzare i risultati.

Per invogliare i ricercatori ad aiutare a sviluppare e testare il software con libero accesso, si richiede agli sviluppatori del modello base di fornire strumenti che altri possano utilizzare ed estendere.

In OpenSim sono due:

1. Comprende una serie di modelli e strumenti di analisi che completano quelle presenti in SIMM,
2. SimTrack che permette ai ricercatori di generare simulazioni dinamiche di movimento da dati di acquisizione del movimento.

Quindi, alcune delle funzionalità base di SIMM sono disponibili su OpenSim, incluso, per esempio, la possibilità di modificare i muscoli e di plottare le variabili di interesse.

In più, i file di articolazioni (*.jnt) e muscoli (*.msl) di SIMM possono venire importati; infatti, OpenSim fornisce la possibilità di simulare e controllare in modo complementare a SIMM.

SimTrack è uno strumento in grado di generare simulazioni soggetto-specifiche attivate dai muscoli in modo veloce e accurato.

Tramite SimTrack è possibile creare una simulazione guidata di muscoli di un movimento; per prima cosa si deve formulare un modello dinamico del sistema muscoloscheletrico e le sue interazioni con l'ambiente. Gli elementi del sistema muscoloscheletrico vengono

modellati da gruppi di equazioni differenziali che descrivono le contrazioni dinamiche dei muscoli, la geometria muscoloscheletrica e le dinamiche segmentarie del corpo.

Queste equazioni caratterizzano il comportamento tempo-dipendente del sistema muscoloscheletrico in risposta all'eccitazione neuromuscolare. Una volta che un modello dinamico del sistema muscoloscheletrico è stato formulato, il prossimo step sarà quello di trovare un modello di eccitazione muscolare che produce un movimento coordinato. Le eccitazioni possono venire trovate risolvendo un problema di ottimizzazione nel quale è definito l'oggetto del compito motore o nel quale l'oggetto è quello di guidare un modello dinamico per "tracciare" i dati sperimentali di movimento. Le simulazioni vengono generalmente valutate in base a quanto vanno d'accordo con le cinematiche, le cinetiche e i modelli EMG misurati sperimentalmente.

Una volta che la simulazione è stata creata e la sua accuratezza testata, essa può venire analizzata per esaminare i contributi di un muscolo per i movimenti del corpo e le conseguenze di un trattamento simulato.

La possibilità di determinare le eccitazioni muscolari che producono un movimento coordinato è una delle maggiori sfide nella creazione di una simulazione dinamica.

Storicamente, il costo computazionale per la generazione di simulazioni di movimento è stato molto alto, richiedeva giorni, settimane o mesi; grazie a recenti scoperte nell'applicazione di tecniche robotiche di controllo della simulazione biomeccanica si è ridotto drasticamente il tempo necessario per generare tali simulazioni [52].

Qui di seguito spiegherò le potenzialità del software OpenSim con le quali guida l'utente nella simulazione dinamica.

Per diagnosticare disturbi del movimento e studiare il movimento umano, i biomeccanici frequentemente chiedono a soggetti umani di svolgere movimenti in laboratori di cattura del movimento (Motion Capture) e usano strumenti computazionali per analizzare questi movimenti. Uno step comune nell'analisi del movimento è calcolare gli angoli articolari e i momenti articolari del soggetto.

OpenSim utilizza due strumenti per calcolare questi valori:

- la cinematica inversa → si utilizza per calcolare gli angoli articolari;

- la dinamica inversa → si utilizza per calcolare le forze di reazioni articolari nette e i momenti articolari netti.

La cinematica inversa calcola gli angoli articolari per un modello muscoloscheletrico che meglio riproduce il movimento del soggetto. La dinamica inversa poi usa gli angoli articolari, le velocità angolari, e le accelerazioni articolari del modello, insieme con le forze di reazione al terreno sperimentali e ai momenti, per risolvere le forze di reazione nette e i momenti netti a ciascuna delle articolazioni (**Figura 3.1**).

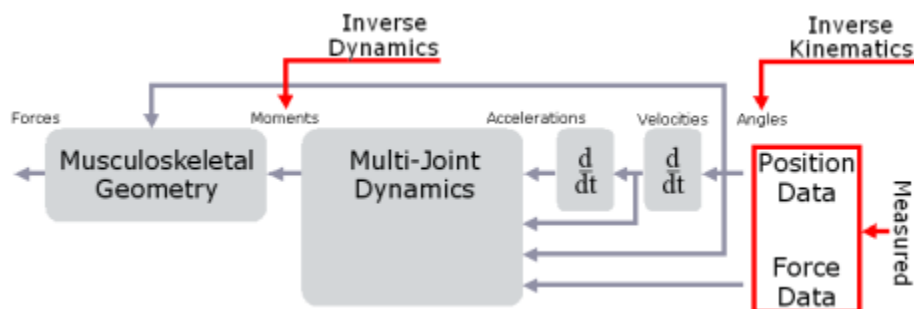


Figura 3.1: Panoramica dei problemi di Inverse Kinematics e Inverse Dynamics [53].

Per svolgere la simulazione dinamica, OpenSim deve prima di tutto modificare il modello generico in modo che rappresenti il soggetto analizzato [53].

Il primo compito da svolgere, quindi, è la scalatura del modello muscoloscheletrico per abbinare l'antropometria di un soggetto.

Le proprietà di massa dei segmenti corporei vengono scalate proporzionalmente così che venga riprodotta la massa totale misurata del soggetto. Le lunghezze delle fibre muscolari e le lunghezze a riposo del tendine dell'attuatore muscolo-tendineo vengono scalate così che ognuna rimanga nella stessa percentuale nella lunghezza totale dell'attuatore [52].

La modellizzazione soggetto specifica coinvolge:

- la **SCALATURA** di un generico modello muscoloscheletrico per modificare l'antropometria, o le dimensioni fisiche, del modello generico così che esso corrisponda con l'antropometria del soggetto;
- la **REGISTRAZIONE** dei marker posti sul modello in modo che corrispondano alle posizioni di quelli posti sul soggetto, che in OpenSim viene svolta sempre all'interno del tool Scale come la scalatura.

La scalatura e la registrazione sono gli step più importanti nella risoluzione dei problemi di cinematica (IK) e dinamica (ID) inversa perché le soluzioni di IK e ID sono sensibili all'accuratezza della scalatura e della registrazione.

3.2.1. SCALATURA DEL MODELLO

In OpenSim, la scalatura aggiusta sia le dimensioni dei segmenti del corpo, sia le proprietà di massa (tensore di massa ed inerzia). La scalatura può venire svolta usando una combinazione di due metodi:

- (1) **SCALATURA MANUALE:** la scalatura che permette all'utente di scalare un segmento basato su alcuni fattori di scalatura predeterminati. La scalatura manuale qualche volta è necessaria quando non sono disponibili i dati adatti, o se i fattori di scala sono stati determinati usando un algoritmo alternativo.
- (2) **SCALATURA BASATA SU MISURAZIONI:** la scalatura che determina i fattori di scala per un segmento corporeo paragonando le misurazioni della distanza tra punti di riferimento specificati sul modello, conosciuti come marker del modello, e le corrispondenti posizioni dei marker sperimentali.

In OpenSim, la registrazione aggiusta la posizione dei marker del modello per abbinare la posizione dei marker sul soggetto. Per farlo stima una posizione per il modello che più assomigli alla posizione del soggetto durante la prova statica sperimentale [54].

Lo strumento Scala altera l'antropometria del modello così che esso combaci il più possibile con un soggetto particolare. La scalatura viene tipicamente svolta paragonando marker sperimentali con marker virtuali posti sul modello. Oltre a scalare un modello, questo strumento può essere usato per sistemare le posizioni dei marker virtuali così che combacino meglio con i dati sperimentali.

Le masse dei corpi sono scalate in modo che la massa totale eguagli quella specifica del soggetto. Esistono due metodi per scalare le masse:

1. **Preservare la distribuzione della massa:** fa sì che le masse dei corpi del soggetto mantengano la stessa proporzione di quelle del modello generico;

2. Basandosi sui fattori di scala, in modo che la massa totale sia quella del soggetto, ma la massa del corpo scalata rifletta la scalatura in dimensione.

Il tensore di inerzia in ogni caso viene ricalcolato sulla base delle nuove dimensioni e masse.

In **Figura 3.2** mostro i file necessari per l'input e l'output di questo strumento.

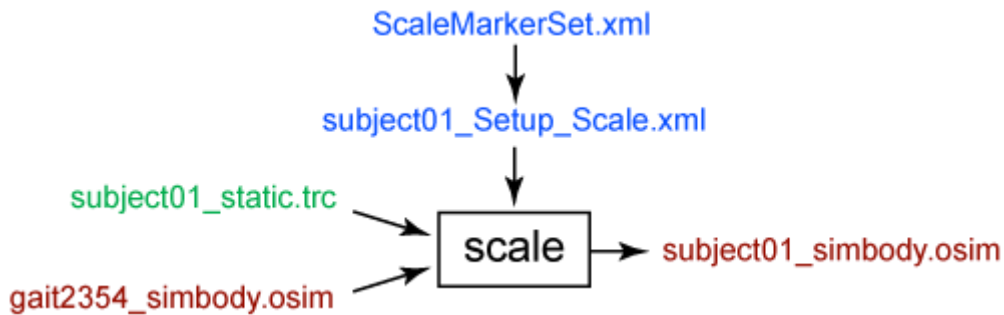


Figura 3.2: I dati sperimentali sono mostrati in verde; i file OpenSim (.osim) sono mostrati in rosso; i file di settaggio sono mostrati in blu [53].

Il file **subject01_Setup_Scale.xml** è il file di setup per lo strumento di Scala., esso contiene le seguenti informazioni:

- ScaleTasks: Compiti cinematici inversi per lo strumento Scala. Oltre a ridimensionare il modello, lo strumento Scala sposta i marker virtuali sul modello in modo che le loro posizioni corrispondano alle posizioni dei marker sperimentali. Per fare ciò, lo strumento Scala deve posizionare il modello in modo che corrisponda al meglio alla posizione del soggetto. Ciò richiede la risoluzione di un problema di cinematica inversa. Questo file contiene le attività di cinematica inversa che descrivono quali marcatori virtuali e sperimentali dovrebbero essere abbinati durante la fase di cinematica inversa. Il file contiene anche i pesi dei marker, che sono relativi e determinano quanto "bene" i marker virtuali tracciano i marker sperimentali (un peso maggiore comporterà meno errori tra le posizioni dei marker virtuali e sperimentali corrispondenti).
- ScaleMeasurementSet: Set di misurazione per lo strumento Scala. Contiene coppie di marcatori sperimentali, la cui distanza viene utilizzata per scalare il modello muscolo-scheletrico generico.

- **ScaleScaleSet**: Scala impostata per lo strumento Scala. Contiene una serie di fattori di scala manuali da applicare al modello muscolo-scheletrico generico.

ScaleMarkerSet.xml: Marker impostato per lo strumento Scala. Contiene il set di marker virtuali che vengono posizionati sui segmenti del corpo del modello.

Due file vengono richiesti in ingresso dallo strumento Scala:

subject01_static.trc: Traiettorie marker sperimentali per una prova statica. Una prova statica è di solito composta di diversi secondi di dati con il soggetto in una posizione statica nota. Un segmento di un file di movimento regolare può essere utilizzato come prova statica, se lo si desidera, ma questo non viene generalmente fatto. La posa statica dovrebbe includere il soggetto che indossa il set completo di marker. Le traiettorie dei marker sono specificate nel frame globale.

gait2354_simbody.osim: Modello muscoloscheletrico OpenSim. Questo modello generico verrà ridimensionato per adattarsi all'antropometria del soggetto.

Si può anche fornire un file aggiuntivo facoltativo:

subject01_static.mot: Valori di coordinate generalizzate sperimentali (angoli articolari) per una prova ottenuta da dispositivi di motion capture alternativi o altri algoritmi specializzati. È possibile specificare i pesi delle coordinate nel file Attività, se gli angoli dei giunti sono noti a priori. Anche i pesi delle coordinate sono relativi e determinano quanto "bene" un angolo del giunto seguirà l'angolo specificato.

Questo strumento genera un file:

subject01_simbody.osim: modello muscoloscheletrico scalato rispetto alle dimensioni del soggetto. [55]

La Scalatura viene svolta basandosi su combinazione di distanze misurate tra le posizioni x-y-z dei marker e fattori di scala specificati. Le posizioni dei marker vengono di solito ottenute usando strumenti per raccolta dati di movimento. Il modello non scalato ha un gruppo di marker virtuali posti nelle stesse posizioni anatomiche dei marker sperimentali (**Figura 3.3**).

Le dimensioni di ogni segmento nel modello vengono scalate così che le distanze tra i marker virtuali combacino con le distanze tra i marker sperimentali. I fattori di scala manuali, che potrebbero venire da analisi antropometriche, possono anche essere usati come una alternativa alla scalatura basata sulla misurazione di ogni segmento corporeo. Una volta che le dimensioni dei segmenti sono stati scalati per abbinarsi al soggetto, lo strumento Scala può venire usato per muovere alcuni o tutti i marker virtuali sul modello così che coincidano con le posizioni dei marker sperimentali.

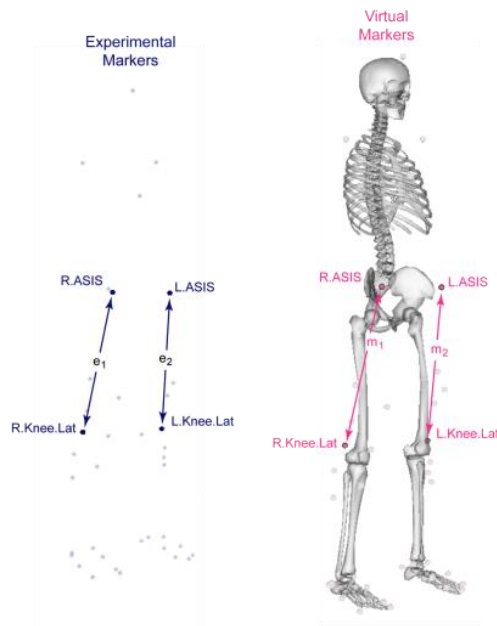


Figura 3.3: Marker sperimentali e virtuali [53].

Le posizioni dei marker sperimentali vengono misurate con apparecchiature di raccolta dati di movimento (blu scuro).

I marker virtuali sono posti sul modello in corrispondenza di posizioni anatomiche.

Le distanze tra i marker sperimentali (e_i) relative alle distanze tra i corrispondenti marker virtuali (m_i) vengono usate per calcolare i fattori di scala.

Lo step Scalatura scala le proprietà di massa (tensore di inerzia e massa) del modello, tali quali le dimensioni dei segmenti corporei.

Gli algoritmi di scalatura usano un processo a più step, descritto più dettagliatamente qui di seguito.

STEP 1-CALCOLARE I FATTORI DI SCALA

Il primo compito da svolgere è il calcolo dei fattori di scala per ogni segmento corporeo. Questo può venire svolto usando una combinazione di calcolo manuale e basato su misurazione.

- RIDIMENSIONAMENTO BASATO SULLA MISURAZIONE

Nel ridimensionamento basato sulla misurazione, i fattori di scala vengono determinati confrontando le distanze tra i marker sul modello e le posizioni dei marker sperimentali ottenute dal file .trc. Un singolo fattore di scala viene calcolato usando una o più coppie di marker.

Per esempio, supponiamo che vengano usati due paia di marker: $p_1=\{R.ASIS, R.Knee.Lat\}$ e $p_2=\{L.ASIS, L.Knee.Lat\}$. La distanza tra la prima coppia di marker sul modello (m_1) viene calcolata posizionando il modello nella sua configurazione di default.

La distanza sperimentale tra il primo paio (e_1) viene calcolata guardando ogni frame dei dati sui marker sperimentali nel file dato .trc, calcolando la distanza tra le paia di marker per quel frame, e prendendo la media tra tutti i frame in un range di tempo specificato dall'utente. Il fattore di scala ottenuto dal primo paio è quindi $s_1=e_1/m_1$. Se i marker fossero stati più distanti nel file .trc che sul modello, questo avrebbe indicato che i segmenti nel modello che sono indicati da questi marker sono troppo piccoli.

Il fattore di scala complessivo è quindi la media dei fattori di scala calcolati a causa di tutte le paia ($s=(s_1+s_2)/2$ dove s_2 è il fattore di scala dato dal paio 2). Questo complessivo fattore di scala s può poi venire usato per scalare ogni segmento, e lungo ogni combinazione di assi x , y e z .

- SCALATURA MANUALE

Come alternativa al calcolo dei fattori di scala usando le posizioni dei marker, è possibile specificare i fattori di scala x - y - z per un segmento manualmente.

Questo è utile se l'effettivo fattore di scala per i segmenti è noto o è stato calcolato usando alcuni algoritmi alternativi.

STEP 2- RIDIMENSIONAMENTO DELLA GEOMETRIA DEL MODELLO IN BASE A FATTORI DI SCALA CALCOLATI

In seguito, lo strumento Scala scala la geometria del modello basato sui fattori di scala calcolati dalle misurazioni o ottenuti manualmente dall'utente. L'algoritmo scala le posizioni delle articolazioni, la posizione del centro di massa, i punti di applicazione della forza, e punti di attaccamento dei muscoli.

Poiché ciascuno di questi oggetti è rappresentato in una specifica cornice del corpo, i fattori di scala per il corpo corrispondente vengono applicati per scalare le posizioni. Ad esempio, il punto di attacco del muscolo soleo distale viene scalato in base ai fattori di ridimensionamento per il segmento della gamba.

STEP 3-SCALATURA DELLA MASSA E DELLE PROPRIETÀ INERZIALI

I fattori di scala calcolati, massa target di input, e la distribuzione di massa conservata vengono usati per scalare le masse dei segmenti.

STEP 4-SCALATURA DEI MUSCOLI E DI ALTRE COMPONENTI DEL MODELLO CHE DIPENDONO DALLA LUNGHEZZA

Le componenti nel modello che dipendono dalle distanze o lunghezze, come i legamenti e gli attuatori muscolari, vengono aggiornati successivamente. Per esempio, la nuova lunghezza ottimale della fibra e la nuova lunghezza a riposo del tendine del muscolo vengono calcolati durante il processo di scalatura. Un fattore di scala viene calcolato come il rapporto tra la lunghezza prima della scalatura e la lunghezza dopo la scalatura e il risultato viene usato per scalare le proprietà dipendenti dalla lunghezza del componente. Il processo viene complicato dal fatto che i parametri come la lunghezza del muscolo sono dipendenti dalla configurazione, così OpenSim prova a mantenere la configurazione del modello attraverso la scalatura.

Dopo aver scalato il modello, il prossimo step è quello di muovere i marker del modello in modo da far coincidere i marker virtuali con i marker sperimentali in una posizione statica. La posizione statica viene calcolata provando a combinare alcune combinazioni di posizioni di marker sperimentali e valori di coordinate generalizzate, come nello step di Inverse Kinematics (IK). Le posizioni dei marker corrispondenti alla posizione statica vengono calcolati facendo la media delle posizioni dei marker in un dato file .trc attraverso un range

di tempo specificato dall'utente. Proprio come nella IK, il marker e i pesi delle coordinate vengono usati per determinare quanto fortemente l'algoritmo dovrebbe provare ad abbinarli. Una volta che una posizione statica è stata calcolata usando un algoritmo basato su IK, tutti i marker del modello (tranne quelli disegnati come fissi) vengono spostati nelle posizioni medie statiche dei marker sperimentali [53].

3.2.2. INVERSE KINEMATICS

La cinematica è lo studio del movimento senza considerare le forze e i momenti che producono quel movimento. Lo scopo della Inverse Kinematics (IK) è quello di stimare gli angoli articolari di un soggetto partendo da dati sperimentali. In questa sezione, si stimano gli angoli articolari durante il movimento svolgendo una analisi di cinematica inversa tramite il modello scalato e i dati sul movimento raccolti sperimentalmente.

Per ogni intervallo temporale dei dati di movimento registrati, la IK calcola un set di angoli articolari che riposiziona il modello nella configurazione che meglio abbina la cinematica sperimentale (**Figura 3.4**). OpenSim determina questo migliore abbinamento risolvendo un problema di ottimizzazione dei minimi quadrati ponderati con lo scopo di minimizzare l'errore dei marker. L'errore dei marker è definito come la distanza tra il marker sperimentale e il corrispondente marker del modello. Ogni marker ha un valore di peso associato, che specifica quanto fortemente quel termine di errore del marker dovrebbe venire minimizzato nel problema dei minimi quadrati. Per ogni intervallo di tempo, lo strumento di Inverse Kinematics risolve per un vettore di coordinate generalizzate (per esempio angoli articolari), \mathbf{q} , che minimizza la somma pesata degli errori dei marker (**Equazione 1**).

$$\min_{\mathbf{q}} \left[\sum_{i \in \text{markers}} w_i \| \mathbf{x}_i^{\text{exp}} - \mathbf{x}_i(\mathbf{q}) \|^2 \right] \quad (1)$$

Nell'**Equazione 1**, \mathbf{q} è il vettore delle coordinate generalizzate (per esempio gli angoli articolari), $\mathbf{x}_i^{\text{exp}}$ è la posizione degli i-esimi marker sperimentali, $\mathbf{x}_i(\mathbf{q})$ è la posizione dell'i-esimo marker del modello corrispondente (che corrisponde a \mathbf{q}), e w_i è il peso associato al i-esimo marker [54].

I pesi dei marker (w_i) e delle coordinate (w_j) vanno specificati. Questo problema dei minimi quadrati viene risolto utilizzando un risolutore di programmazione quadratica generale, con

un criterio di convergenza di 0.0001 e un limite di 1000 iterazioni. Questi sono attualmente valori fissi che non possono essere modificati nei file XML.

Un errore di coordinate è la differenza tra un valore di coordinate sperimentale e il valore di coordinate calcolato da IK.

I valori delle coordinate sperimentali possono essere angoli articolari ottenuti direttamente da un sistema di acquisizione del movimento, o possono essere calcolati da dati sperimentali da vari algoritmi specializzati o mediante altre tecniche di misurazione che coinvolgono altri dispositivi di misurazione. È anche possibile specificare un valore desiderato fisso per una coordinata (ad esempio, se si sa che l'angolo di un giunto specifico dovrebbe rimanere a 0°). L'inclusione di valori di coordinate sperimentali è facoltativa; lo strumento IK può risolvere le traiettorie di movimento utilizzando solo la corrispondenza dei marker.

Dovrebbe essere fatta una distinzione tra coordinate prescritte e non prescritte. Una coordinata prescritta (indicata anche come coordinata bloccata) è una coordinata generalizzata la cui traiettoria è nota e che non verrà calcolata utilizzando IK. Verrà invece impostato sul valore esatto della traiettoria. Questo può essere utile quando si ha abbastanza fiducia in un valore di coordinate generalizzato da non volere che il risolutore IK lo modifichi.

Usando queste definizioni, solo le coordinate non prescritte possono variare e quindi solo esse appaiono nell'equazione dei minimi quadrati risolta da IK. Ogni coordinata non prescritta che viene confrontata con una coordinata sperimentale deve avere un peso associato ad essa, specificando quanto fortemente dovrebbe essere minimizzato l'errore di quella coordinata.

La soluzione dei minimi quadrati è influenzata dalla scelta delle unità di lunghezza e angolo. Le unità utilizzate da IK sono le unità del modello, che sono metri per la lunghezza e radianti per gli angoli. Ciò è importante, ad esempio, se si desidera confrontare questi risultati con un diverso risolutore IK che utilizza i gradi per misurare gli errori delle coordinate. Per ottenere risultati simili utilizzando la scelta di radianti di OpenSim come unità, è necessario modificare le ponderazioni di conseguenza: scalare il peso di ciascuna coordinata di $\left(\frac{180}{\pi}\right)^2$ [56].

Ottenere risultati accurati dallo strumento IK è essenziale per usare più tardi strumenti come Ottimizzazione statica, Algoritmo di Riduzione dei Residui, e Controllo Muscolare



Figura 3.4: I marker sperimentali vengono abbinati ai marker del modello durante il movimento variando gli angoli articolari (coordinate generalizzate) attraverso il tempo [56].

In **Figura 3.5** vengono riportati i file richiesti in ingresso allo strumento di Inverse Kinematics e l'output che si ottiene.

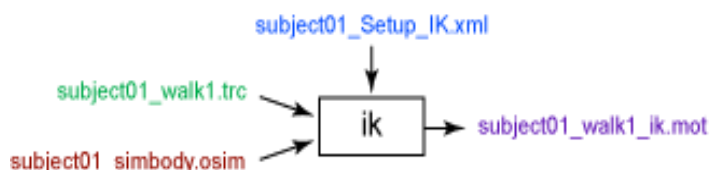


Figura 3.5: In figura i dati in verde sono quelli sperimentali, i file OpenSim (.osim) sono in rosso, i file di settaggio sono in blu [56].

I file in ingresso a IK sono:

Subject01_simbody.osim: Un modello OpenSim specifico per soggetto generato scalando un modello generico con lo strumento Scala o con altri mezzi, insieme a un set di marcatori associato contenente marcatori virtuali regolati.

Subject01_walk1.trc: Traiettorie marker sperimentali per una prova ottenuta da un sistema di motion capture, insieme all'intervallo di tempo di interesse.

Gait2354_Setup_IK.xml: Un file contenente tutte le informazioni sulle impostazioni per lo strumento IK, comprese le ponderazioni dei marker. Come nello strumento Scala, i pesi dei marker sono relativi e determinano quanto "bene" i marker virtuali tracciano i marker sperimentali (un peso maggiore per un determinato marker significherà meno errori - la distanza tra la rappresentazione virtuale e sperimentale di un marker - per quel marker).

Subject01_coords.mot (optional): Valori di coordinate generalizzate sperimentali (angoli articolari) per una prova ottenuta da dispositivi di motion capture alternativi o altri algoritmi specializzati.

In uscita c'è un file:

Subject01_walk1_ik.mot: Un file di movimento contenente le traiettorie delle coordinate generalizzate (angoli e / o traslazioni articolari) calcolate da IK [57].

3.2.3. COMPUTED MUSCLE CONTROL

Viene usato lo strumento Computed Muscle Control (CMC) per generare un gruppo di eccitazioni muscolari che producono una simulazione coordinata guidata dal muscolo del movimento del soggetto. La CMC usa un criterio di ottimizzazione statica per distribuire le forze attraverso i muscoli sinergici e il controllo proporzionale-derivativo per generare una simulazione dinamica diretta che traccia strettamente la cinematica ottenuta precedentemente. Sebbene venga usato un criterio di prestazioni statiche, le equazioni a stato pieno che rappresentano l'attivazione e contrazione dinamiche dei muscoli sono incorporate nella simulazione dinamica diretta. Le dinamiche di attivazione vengono modellate relazionando il tasso temporale di variazione dell'attivazione muscolare \dot{a} in attivazione a ed eccitazione muscolare u .

$$\dot{a} = \begin{cases} (u - a) * \left[\frac{u}{\tau_{act}} + \frac{u+1}{\tau_{deact}} \right] & u > a \\ \frac{u-a}{\tau_{deact}} & u < a \end{cases} \quad (2)$$

dove τ_{act} e τ_{deact} sono le costanti di tempo dell'attivazione e disattivazione. La dinamica della contrazione muscolotendinea è descritta da un modello a parametri concentrati che considera le proprietà forza-lunghezza-velocità del muscolo e le proprietà elastiche del tendine grazie al modello di muscolo di Hill. In particolare, il tasso temporale di cambiamento della lunghezza del muscolo \dot{l}_m è legato alla lunghezza del muscolo l_m , alla lunghezza dell'attuatore muscolotendineo l_{mt} e alla attivazione muscolare a .

$$\dot{l}_m = f_v^{-1}(l_m, l_{mt}, a) \quad (3)$$

dove f_v è la relazione forza velocità per il muscolo.

Quando si analizza una simulazione, gli elementi molla-smorzatore vengono introdotti tra il piede e il pavimento per permettere alle forze e momenti di reazione di rispondere alle perturbazioni, se si sta analizzando il cammino [52].

Il primo passo della CMC è il calcolo di una serie di accelerazioni desiderate, a partire dalle coordinate generalizzate sperimentali usando la Proportional Derivative (PD) mostrata in **Equazione 4**.

$$\ddot{q}(t + T) = \ddot{q}_{exp}(t + T) + k_v[\dot{q}_{exp}(t) - \dot{q}(t)] + k_p[q_{exp}(t) - q(t)] \quad (4)$$

Dove:

- \ddot{q} è l'accelerazione desiderata,
- \ddot{q}_{exp} , \dot{q}_{exp} , q_{exp} sono rispettivamente l'accelerazione, la velocità e la posizione sperimentali. La posizione sperimentale è data dalla posizione dei marker nel tempo, la velocità e l'accelerazione sono ottenute come derivate nel tempo prime e seconde della posizione,
- \dot{q} , q sono la velocità e la posizione del modello ottenute con l'accelerazione desiderata al tempo t,
- k_v è il guadagno retroattivo sull'errore di velocità,
- k_p è il guadagno retroattivo sull'errore di posizione.

Poiché le forze che i muscoli esercitano non possono cambiare istantaneamente, le accelerazioni desiderate vengono calcolate per un certo tempo T piccolo, in genere 0.01 s in modo tale che sia abbastanza grande da permettere il calcolo da parte del software ma abbastanza piccolo da permettere un cambiamento dell'attivazione del muscolo. Una volta che si raggiungono le accelerazioni desiderate, gli errori tra le coordinate del modello e quelle sperimentali andranno a zero.

Per mandare questi errori a zero in maniera criticamente smorzata, i coefficienti di guadagno vengono scelti in modo che $k_v = 2 * \sqrt{k_p}$, e in genere $k_p=100$ e $k_v=20$.

La fase successiva è definita ottimizzazione statica e utilizza la geometria muscoscheletrica e le assunzioni circa le forze esterne per stimare le singole forze muscolari per ogni istante di tempo, che consentono il raggiungimento delle accelerazioni desiderate. L'ottimizzazione

statica prevede la risoluzione di un problema di dinamica inversa: i momenti articolari M_j dovuti alle forze esterne calcolati saranno uguali ai momenti netti dovuti alle forze muscolari del braccio di ciascun muscolo:

$$M_j = \sum M_{muscolo} = \sum F_{muscolo} * braccio \quad (5)$$

Per risalire alle singole forze muscolari è necessario selezionare un criterio da massimizzare o minimizzare: si possono minimizzare le forze muscolari agenti, l'energia metabolica del sistema o l'attivazione muscolare. In OpenSim sono disponibili due formulazioni. La slow target (**Equazione 6**) consiste in un criterio di performance J che rappresenta l'addizione tra la sommatoria dei controlli al quadrato (a_m) e la sommatoria degli errori tra le accelerazioni desiderate e quelle del modello.

$$J = \sum_{m=1}^N a_m^2 + \sum_{j=1}^N w_j (\ddot{q}_{a,j} - \ddot{q}_j^*)^2 \quad (6)$$

La prima somma minimizza e distribuisce i carichi lungo i muscoli e la seconda guida le accelerazioni del modello a seguire quelle desiderate.

La seconda formulazione è chiamata fast target (**Equazione 7**) ed è la somma del quadrato delle attivazioni muscolari.

$$J = \sum_{m=1}^N a_m^2 \text{ con vincolo } c_j = \ddot{q}_{a,j} - \ddot{q}_j^* \quad (7)$$

È possibile aggiungere al modello ulteriori attuatori per compensare le carenze muscolari.

Le attivazioni muscolari, calcolate tramite la minimizzazione del sistema, danno origine alle forze muscolari secondo la seguente relazione forza-lunghezza-velocità del muscolo:

$$f_m^* = \{a_m^* f_{lv}(l_m^*, \dot{l}_m^*) + f_{passive}(l_m^*)\} \cos \gamma_m^* \quad (8)$$

Dove:

- f_m^* è la forza sviluppata dai muscoli,
- a_m^* è l'attivazione muscolare,
- $f_{lv}(l_m^*, \dot{l}_m^*)$ è il valore della forza nella curva caratteristica forza-velocità in corrispondenza della lunghezza delle fibre l_m^* e della velocità di accorciamento delle fibre \dot{l}_m^* ,

- $f_{passive}(l_m^*)$ è il valore della forza passiva generata dal muscolo in corrispondenza della lunghezza delle fibre l_m^* ,
- γ_m^* è l'angolo di pennazione delle fibre muscolari.

Le forze muscolari f_m^* originano delle accelerazioni del segmento corporeo interessato:

$$\ddot{q}^* = A^{-1}(q)\{G(q) + C(q)\dot{q}^2 + R(q)f_m^* + E(q, \dot{q})\} \quad (9)$$

Dove:

- q, \dot{q} sono la posizione e la velocità angolari,
- $A^{-1}(q)$ è la matrice inversa delle masse corporee,
- $G(q)$ è il vettore delle forze centrifughe e di Coriolis,
- $R(q)$ è la matrice dei bracci muscolari,
- f_m^* è il vettore delle forze sviluppate dai muscoli,
- $E(q, \dot{q})$ è il vettore delle forze di reazione esterne,
- \ddot{q}^* è l'accelerazione calcolata dal modello.

Una volta calcolate le f_m^* , il terzo step è stimare l'eccitazione neurale che guida le attività muscolari:

$$u = a_m^* + k_u(a_m^* - a_m) \quad (10)$$

Dove:

- a_m^* è l'attivazione muscolare in uscita dall'ottimizzazione statica,
- k_u è il coefficiente di guadagno,
- a_m è l'attivazione muscolare in uscita dalla dinamica diretta,
- u è l'eccitazione neurale.

Il passo finale del CMC è quello di utilizzare l'eccitazione muscolare u per risolvere un problema di dinamica diretta in modo da risalire alle cinematiche del movimento e quindi, attraverso un algoritmo iterativo, ripetere a monte le operazioni di stima delle attivazioni e forze muscolari all'istante successivo per tutta la durata dell'esercizio.

Una volta che il CMC termina l'esecuzione, in genere si confronta l'eccitazione muscolare ottenuta con un prototipo o con delle misure EMG.

Prima di avviare l'algoritmo CMC, vengono calcolati gli stati iniziali per il modello. Gli stati comprendono le coordinate generalizzate (angoli articolari), le velocità generalizzate (velocità angolari articolari), più eventuali stati muscolari (ad esempio, i livelli di attivazione muscolare e le lunghezze delle fibre). Mentre i valori iniziali delle coordinate e delle velocità generalizzate possono essere presi dalla cinematica specificata, i valori iniziali degli stati muscolari sono generalmente sconosciuti. Per calcolare gli stati muscolari iniziali, la CMC viene applicata ai primi 0.030 secondi del movimento desiderato. Poiché gli stati muscolari sono generalmente fuori dall'equilibrio e le forze muscolari possono cambiare drasticamente durante questo intervallo di tempo iniziale, i risultati della simulazione durante questo intervallo non sono generalmente validi. Pertanto, si deve avviare lo strumento CMC almeno 0.030 secondi prima dell'intervallo di interesse della simulazione.

Per utilizzare la CMC su OpenSim si utilizza il comando ComputedMuscleControl Tool e si pongono in ingresso la cinematica di movimento, il file denominato Tracking Task, il quale indica i GDL da tracciare e i pesi da assegnare, il file degli Actuators constraints, che specifica la massima e minima eccitazione degli attuatori presenti nel modello, gli istanti di tempo della simulazione, gli eventuali carichi esterni applicati al modello e gli Attuatori di Riserva o Residui. La CMC fallisce quando le forze muscolari non sono sufficienti a compiere un determinato movimento. Per evitarlo si possono aggiungere al modello gli Attuatori Residui e gli Attuatori di Riserva.

Gli Attuatori Residui sono attuatori che agiscono direttamente tra il modello e il terreno. Questi sono usati per controllare la posizione globale e l'orientamento di un modello (F_x , F_y , F_z , M_x , M_y , M_z). A differenza dei muscoli, gli attuatori residui possono applicare forze negative e positive.

Gli Attuatori di Riserva sono attuatori che possono compensare la forza muscolare insufficiente durante una simulazione. Per penalizzare l'uso di attuatori di riserva, i valori di controllo minimo e massimo possono essere molto grandi.

In uscita si ottiene il file '_controls', che contiene le eccitazioni neurali di ogni muscolo del modello e degli attuatori residui, il file con le forze muscolari e residue e il file con gli 'states' del modello, ovvero le configurazione del modello e dei muscoli durante la simulazione (angoli, velocità delle articolazioni, lunghezza delle fibre e attivazione) [58].

3.2.4. INVERSE DYNAMICS

La dinamica è lo studio del movimento e delle forze e momenti che producono tale movimento. Per svolgere la Inverse Dynamics, viene richiesta la stima di massa e inerzia. Lo scopo della dinamica inversa è di stimare le forze e i momenti che causano un particolare movimento, e i suoi risultati possono venire usati per dedurre come i muscoli vengono usati per questo movimento. Per determinare queste forze e momenti, le equazioni di movimento per il sistema vengono risolte iterativamente. Le equazioni di moto vengono derivate usando la descrizione della cinematica e le proprietà di massa di un modello muscoloscheletrico. Poi, usando gli angoli articolari dalla cinematica inversa e i dati di forza di reazione al terreno, le forze di reazione nette e i momenti netti a ognuna delle articolazioni vengono calcolate tali che le condizioni di equilibrio dinamico e le condizioni al contorno vengano soddisfatte. Risolvendo il problema di dinamica inversa, vengono usati sia i dati di cinematica sia i dati delle forze di reazione, rendendolo un problema sovradeterminato. In altre parole, il problema ha più equazioni rispetto alle variabili non note (gradi di libertà). A causa di errori nei dati sperimentali di movimento e inaccurately nel modello muscoloscheletrico, risulta che la seconda legge di Newton viene violata (**Equazione 11**)

$$\vec{F}_{exp} \neq m * \vec{a} \quad (11)$$

Un metodo per gestire questa incoerenza è calcolare e applicare le forze residue e i momenti residui a un segmento corporeo particolare nel modello, così che la seconda legge di Newton diventi come nell'**Equazione 12**.

$$\vec{F}_{exp} + \vec{F}_{residual} = m * \vec{a} \quad (12)$$

un'equazione analoga mette in relazione il momento di reazione al terreno, \vec{M}_{exp} al momento residuo, $\vec{M}_{residual}$.

Quando si applicano le forze e i momenti residui si rende il movimento del modello dinamicamente consistente con le forze esterne, questa strategia è indesiderabile perché i residui possono essere larghi. Strategie più avanzate sono state sviluppate per far fronte a problemi di residui e inconsistenza dinamica, come l'ottimizzazione ai minimi quadrati, l'Algoritmo dell'Eliminazione dei Residui (REA), e l'Algoritmo di Riduzione dei Residui (RRA) [54].

In **Figura 3.6** sono riportati i file di input necessari e i file di output.

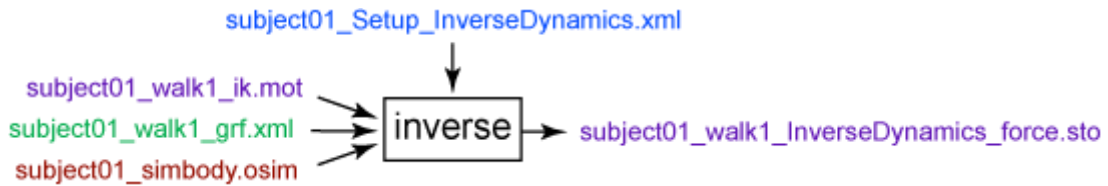


Figura 3.6: I dati sperimentali sono mostrati in verde, i file OpenSim (.osim) sono mostrati in rosso, i file di settaggio sono in blu; i file generati sono in viola [59].

Il file `subject01_Setup_InverseDynamics.xml` è il file di settaggio per ID.

Tre file di dati sono richiesti come input:

Subject01_walk1_ik.mot: file di movimento contenente le cronologie temporali delle coordinate generalizzate che descrivono il movimento del modello. Questo file può essere generato dallo strumento di Inverse Kinematics o manualmente. Il file non deve contenere valori per tutte le coordinate. Si presume che le coordinate non specificate abbiano valori predefiniti.

Subject01_walk1_grf.xml: dati di carico esterno (cioè forze di reazione al suolo, momenti e posizione del centro di pressione). Si noti che è necessario misurare e applicare o modellare tutte le forze esterne che agiscono su un soggetto durante il movimento per calcolare coppie e forze articolari accurate. Questo file include il nome del file di dati della forza di reazione al suolo (ad esempio, `subject01_grf.mot`) così come i nomi dei corpi a cui sono applicati. Qui vengono definite anche le opzioni per specificare le forze, i punti di applicazione e le coppie in un telaio del corpo globale o locale (rispetto al corpo a cui viene applicata la forza).

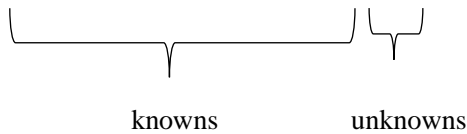
Subject01_simbody.osim: un modello OpenSim specifico del soggetto generato scalando un modello generico con lo strumento Scala o con altri mezzi, insieme a un set di marcatori associato contenente marcatori virtuali regolati. Il modello deve includere parametri inerziali. Si noti che forze come contatto, legamenti, boccole e persino muscoli verranno applicate al modello in base allo stato cinematico del modello e ai valori predefiniti per gli stati muscolari, a meno che queste forze non siano specificamente escluse nel calcolo.

Inverse Dynamics Tool genera un singolo file in una cartella specificata nel file di installazione:

Subject01_walk1_InverseDynamics_force.sto: File di archiviazione contenente le cronologie temporali delle coppie nette del giunto e delle forze agenti lungo gli assi coordinati che producono le accelerazioni stimate (tramite doppia differenziazione) dal movimento sperimentale misurato e dalle forze esterne applicate [60].

Le classiche equazioni di moto possono venire scritte come nell'**Equazione 13**.

$$M(q) * \ddot{q} + C(q, \dot{q}) + G(q) = \tau \quad (13)$$



dove:

- N è il numero di gradi di libertà;
- $q, \dot{q}, \ddot{q} \in \mathbb{R}^N$ sono i vettori delle posizioni, velocità e accelerazioni generalizzate, rispettivamente;
- $M(q) \in \mathbb{R}^{N \times N}$ è la matrice di massa del Sistema;
- $C(q, \dot{q}) \in \mathbb{R}^N$ è il vettore delle forze di Coriolis e centrifughe;
- $G(q) \in \mathbb{R}^N$ è il vettore delle forze gravitazionali e
- $\tau \in \mathbb{R}^N$ è il vettore delle forze generalizzate.

Il movimento del modello è completamente definito dalle posizioni, velocità e accelerazioni generalizzate. Di conseguenza, tutti i termini sul lato sinistro delle equazioni del moto sono noti. Il termine rimanente sul lato destro delle equazioni del moto è sconosciuto. Lo strumento di Inverse Dynamics utilizza il moto noto del modello per risolvere le equazioni del moto per le forze generalizzate sconosciute [59].

3.2.5. ANALYZE TOOL

Lo strumento Analyze permette di svolgere determinate analisi o simulazioni basandosi sugli input che possono includere la storia degli stati del modello, i controlli, e i carichi esterni applicati al modello. Un caso tipico di utilizzo è l'analisi di una simulazione esistente, che

può essere stata calcolata tramite CMC, senza la necessità di risolvere la simulazione. Questo permette di risparmiare tempo di calcolo; inoltre, permette di svolgere una simulazione da analizzare esattamente come è avvenuta, evitando errori che spesso avvengono nel momento in cui si risolve un'analisi, specialmente se la durata della simulazione è lunga [61].

Lo strumento Analyze passa nel tempo attraverso una serie di dati di input che specificano lo stato di un modello; in ogni fase temporale, lo strumento esegue una serie di analisi sul modello.

Le analisi disponibili includono:

- Kinematics: registra le coordinate generalizzate (q), le velocità generalizzate (u) e le accelerazioni (cioè le derivate delle velocità generalizzate: du / dt)
- BodyKinematics: registra la configurazione (posizione e orientamento del centro di massa) di ciascun corpo, nonché le relative velocità (lineari e angolari) e accelerazioni (lineari e angolari). Inoltre, registra il centro di massa complessivo del modello, nonché la velocità e l'accelerazione di questo centro di massa.
- Actuation: registra la forza, la velocità e la potenza generalizzate sviluppate da ciascun attuatore del modello. La forza generalizzata può essere una forza (con unità N) o una coppia (con unità Nm). La velocità dell'attuatore è la velocità con cui l'attuatore si accorcia. A seconda dell'attuatore, una velocità può essere una velocità di traslazione (m / s) o una velocità angolare (gradi / s). La potenza di un attuatore (Watt) è la velocità con cui un attuatore funziona. Per lavoro positivo si intende che l'attuatore fornisce energia al modello; potenza negativa significa che l'attuatore sta assorbendo energia dal modello.
- JointReaction: riporta i carichi di reazione del giunto da un modello. Per un dato giunto, il carico di reazione viene calcolato come le forze e i momenti necessari per vincolare i movimenti del corpo per soddisfare il giunto come se il giunto non esistesse. Il carico di reazione agisce al centro articolare sia del corpo "genitore" che del corpo "figlio.

- MuscleAnalysis: permette di ottenere i valori di forze dei muscoli e dei tendini, oltre ad altre informazioni legate all'attività muscolare studiata.

Le analisi possono essere aggiunte all'elenco per essere eseguite tramite la GUI o modificando un file di installazione. I dati di input in genere vengono caricati da file e possono provenire da prove sperimentali o simulazioni. I risultati vengono raccolti e scritti su file, solitamente file di archiviazione (.sto), che è possibile aprire con altri programmi, come Matlab o Microsoft Excel, per ulteriori analisi. Qualsiasi analisi disponibile in OpenSim può essere inclusa nell'elenco delle analisi da eseguire.

A seconda delle analisi che si desidera eseguire, ci sono quattro tipi di input che potrebbero essere necessari per analizzare un modello:

- States: gli stati sono le variabili di un modello governate da equazioni differenziali e quindi integrate durante una simulazione. Gli esempi più comuni di stati sono le coordinate generalizzate (q ; ad esempio, angoli di giunzione) e le velocità (u ; ad esempio, velocità angolari di giunzione) che specificano la configurazione di un modello. Ogni modello li ha. Tuttavia, gli stati non si limitano alle coordinate e alle velocità. I muscoli hanno spesso degli stati. L'attivazione muscolare e la lunghezza delle fibre sono esempi comuni di stati muscolari.
- Controls: i controlli sono variabili indipendenti utilizzate per controllare il comportamento di un modello. Le eccitazioni muscolari ne sono un esempio. Non sono governati da equazioni differenziali, ma in genere sono liberi di assumere qualsiasi valore compreso tra zero (nessuna eccitazione) e uno (eccitazione completa). I controlli di un modello sono spesso le variabili utilizzate come parametri di controllo nei problemi di ottimizzazione.
- External Loads: i carichi esterni sono forze o coppie applicate tra il suolo (o mondo) e i corpi di un modello. Ad esempio, potresti avere dati sulla piastra di forza registrati durante un esperimento di deambulazione. Le forze e i momenti registrati possono essere applicati ai piedi destro e sinistro del modello immettendo i dati come carichi esterni [62].

3.3. LESIONI

Come spiegato nell'Introduzione, questa Tesi ha lo scopo di analizzare le forze che si sviluppano ai tendini durante l'arrampicata, concentrandosi maggiormente su quelli che più spesso vengono lesionati. Per questo motivo in questo capitolo andrò a riassumere le lesioni riscontrate nei vari sport ed in seguito mi concentrerò su quelle causate principalmente dallo sport di arrampicata.

3.3.1. LESIONI NEGLI SPORT

Le lesioni dovute agli sport stanno crescendo significativamente; circa il 3-11% dei ragazzi che frequentano le scuole medie ed elementari si infortunano ogni anno praticando sport. Quelli che implicano del contatto sono quelli che presentano i maggiori livelli di lesioni; però, gli atleti agonisti presentano un minor tasso di infortunio rispetto alla popolazione generale di sportivi. L'incidenza di lesioni sportive sembra crescere con l'età, avvicinandosi nei ragazzi più grandi al tasso d'incidenza dei giocatori adulti. Negli studi sulle lesioni negli sport si è visto come circa il 43,8% interessi gli arti superiori, il 34,5% gli arti inferiori e il 16% la testa, e che il picco di queste lesioni si ha intorno ai 12 anni di età. Distorsioni, contusioni e lacerazioni rappresentano la maggioranza delle lesioni (60%).

Le lesioni possono sia essere acute, e quindi essere associate a eventi macro-traumatici, come fratture e distorsioni, sia insorgere gradualmente a causa di ripetitivi eventi micro-traumatici, come fratture da sforzo, osteocondriti dissecanti (OCD), apofisiti e tendinopatie.

Una lesione frequente è la dislocazione dell'articolazione gleno-omeroale negli adolescenti che è tipicamente traumatica. La ricorrenza è altamente dovuta all'età e alla natura della lesione, spesso questa viene accompagnata da ulteriori lesioni ai tessuti molli, come problemi alla cuffia dei rotatori o al tendine del bicipite.

La dislocazione del gomito, invece, è molto comune nella ginnastica e nel calcio, essa può venire associata a fratture dell'epicondilo mediale dell'omero, fratture del collo del radio oppure lesioni del nervo mediale o ulnare.

Un'altra frequente lesione è la frattura alla clavicola, molto comune negli sport di contatto e negli sport che implicano cadute con le mani allungate davanti a sé, oppure cadute direttamente sulla spalla. Pure la frattura all'omero è il risultato di una caduta con le mani allungate davanti a sé ed è frequente negli adolescenti che praticano sport come tennis, baseball e lotta.

L'avambraccio e il polso presentano, invece, fratture causate da traumi indiretti. Le fratture da sforzo sono difficili da diagnosticare, e spesso sono associate ad errori durante gli allenamenti, solitamente sono più frequenti nelle donne. Fratture da sforzo all'epifisi dell'olecrano vengono riportate da adolescenti che praticano baseball, ginnastica e lotta, dovute ad un utilizzo eccessivo del gomito [63]. Ci sono tre differenti tipologie di fratture dell'olecrano: una è la frattura del piatto di crescita che si ha in adolescenti ginnasti, la seconda è la frattura della punta dell'olecrano e la terza è la frattura dell'olecrano stesso.

Fratture da stress dell'ulna sono state individuate in giocatori di baseball e softball, tennis, pallavolo, sollevatori di pesi e golfisti.

Fratture da stress del radio, invece, sono state individuate in ginnasti, tennisti, e ciclisti. Quelle alla cartilagine di accrescimento del radio distale sono frequenti nei giovani ginnasti.

Ci sono otto casi di frattura da sforzo al metacarpo riportate in letteratura, cinque in sportivi e tre in normali lavoratori. Nei lavoratori normali è coinvolto il secondo metacarpo e risulta una pressione estrinseca dovuta ad un oggetto solido che esercita una forza su quell'osso. Due dei casi negli atleti presentano fratture del secondo metacarpo in tennisti [64].

Osteocondriti dissecanti del capitello omerale sono ben documentate, e accadono nei ragazzi che non praticano sport. Quelle alla testa del radio sono rare.

La tendinopatia è una comune lesione dovuta ad un eccessivo utilizzo del tendine. In generale, le lesioni sportive nei ragazzi e adolescenti sono limitate a blande contusioni, distorsioni e sforzi [63].

La piastra epifisaria è dove l'osso futuro crescerà ed è in continuo cambiamento durante gli anni della crescita. La debolezza relativa e la diminuita resistenza al taglio ed alle forze di trazione paragonate ai tendini, legamenti e muscoli adiacenti predispone questa area a una potenziale lesione. L'epifisiolisi omerale prossimale, anche conosciuta come la spalla dell'atleta adolescente, è una lesione dovuta a uno sforzo all'epifisi prossimale dell'omero

ed avviene negli adolescenti tra gli 11 e i 15 anni. Affligge specialmente i giocatori di baseball, pallavolo, nuoto e volano.

La lesione alla cuffia dei rotatori negli atleti adolescenti è rara, avviene a meno dell'1% degli atleti sotto i 20 anni di età. Di solito è dovuta ad un evento traumatico acuto, impatto secondario a causa di un povero controllo muscolare/propriocettivo, o un impatto interno causato dalla tensione delle strutture capsula posteriore/tessuto molle della spalla. Eventi traumatici di solito indicano cadute con mano allungata davanti a sé o un impatto con un oggetto fermo [65].

Le lesioni agli arti superiori, che incorporano dalla spalla alle dita, rappresentano dal 14% al 28% delle lesioni nel rugby e sono più acute e associate con l'assenza più lunga dalle competizioni piuttosto che con altre lesioni.

In termini della natura delle lesioni degli arti superiori, 55-71% sono dislocazioni/sforzi e 4-26% sono le dislocazioni o fratture.

Le fratture alle dita/mani e dislocazioni alla spalla rappresentano l'80% delle lesioni agli arti superiori più acute.

Nel rugby, il maggior protagonista delle lesioni agli arti superiori sono le spalle (66%) seguite dalle mani/dita (20%) e polso (6%).

Le lesioni più frequenti negli arti superiori sono: distorsioni o sforzi (53%), fratture (17%) e dislocazioni (11%). Le distorsioni o sforzi e le dislocazioni sono le più comuni nella spalla, circa il 79-84%.

Le fratture influenzano l'avambraccio, polso e mano/dita circa per il 90% delle fratture nell'arto superiore [66].

Il dolore al gomito nella popolazione pediatrica è spesso chiamato "little leaguer's elbow", osservato in circa il 25% dei giovani lanciatori. Il gomito del tennista rappresenta un vettore di diagnosi, con l'epicondilite laterale come il più comune. In realtà l'epicondilite laterale andrebbe chiamata tendinosi dell'estensore del polso. Gli studi istologici hanno mostrato che il tendine estensore radiale breve del carpo (ECRB) è il sito di patologia primario.

L'ECRB sembra subire cambiamenti degenerativi a causa di un utilizzo eccessivo dell'estensore del polso piuttosto che per infiammazione. Le cellule infiammatorie vengono

raramente trovate nei casi cronici. Invece, con l'uso ripetitivo, si creano micro-rottture e cicatrici nell'estensore del polso [67].

3.3.2. LESIONI IN ARRAMPICATA

In arrampicata si può incorrere in alcune possibili lesioni dei tendini appartenenti alla muscolatura di arto superiore; per questo ho incentrato la mia ricerca su questo distretto anatomico.

Il rischio di lesione nell'arrampicata è più basso rispetto che per il calcio o l'equitazione. Però le lesioni dovute a questo sport possono essere inusuali, e i medici necessitano di essere consapevoli delle lesioni ortopediche subite dagli scalatori. La ricerca ha mostrato che le lesioni dovute allo sforzo ed all'uso eccessivo di determinati muscoli siano le lesioni più frequenti negli scalatori. Lesioni dovute a traumi o cadute sono meno comuni e sono più frequenti per gli arti inferiori. Le lesioni di arto superiore sono circa il 57,6% delle lesioni riportate per cadute. In particolare, le lesioni che interessano le dita rappresentano circa il 27,5% di tutte le lesioni di arto superiore. Gli sforzi/distorsioni e l'uso eccessivo cronico dei muscoli delle dita vengono indicati come la tipologia di causa di lesione più comune. Il 27,6% delle lesioni interessano gli arti inferiori con le anche come protagonista (12.6%). Le lacerazioni e le fratture sono le più comuni nell'arto superiore e inferiore. Le lesioni di mano, dita e polso rappresentano circa il 42% delle lesioni dovute ad un uso eccessivo. Le lesioni acute sono spesso trattate diversamente dalle lesioni dovute ad un uso eccessivo. Le rotture dei tendini e le lesioni alle pulegge delle dita spesso richiedono un periodo di immobilizzazione o chirurgia. Lesioni acute e dovute a sovraccarico dei tendini flessori delle dita sono ancora più comuni [1].

Lo sport di arrampicata è associato ad un'unica distribuzione e forma di lesioni di arto superiore. Lesioni al gomito, avambraccio, polso e mano sono predominanti, rappresentando il 62% delle lesioni incontrate. Molte sono specifiche in base alla tipologia di presa usata.

Il dolore al gomito è classificato come il terzo più comunemente denunciato dagli scalatori maschi e come il più denunciato tra le scalatrici femmine in Europa. I siti del dolore sono: fossa cubitale, epicondilo mediale, ed epicondilo laterale.

Il dolore alla fossa cubitale è dovuto ad uno strappo del muscolo brachiale alla giunzione muscolo tendine.

Il dolore all'epicondilo mediale è spesso dovuto ad una tendinopatia al sito di attacco dei flessori superficiali dell'avambraccio e del muscolo pronatore rotondo all'epicondilo mediale. Il muscolo pronatore rotondo è spesso soggetto a lesioni in quanto durante la scalata non deve solo pronare l'avambraccio ma deve pure aiutare a tenere il gomito flesso durante la manovra con cui si sale [68].

Il dolore all'epicondilo laterale è spesso dovuto ad una epicondilite laterale, che dovrebbe chiamarsi tendinosi dell'estensore del polso. In questa patologia il sito primario è il tendine del muscolo estensore breve radiale del carpo. Si è visto come il vero problema non sia esattamente l'infiammazione di questo tendine, bensì il suo utilizzo ripetuto e in modo scorretto che crea di volta in volta microfratture e cicatrici [67].

Le lesioni al polso rappresentano una percentuale molto ridotta, esse sono dovute soprattutto a tendiniti in cui i protagonisti sono principalmente il tendine flessore superficiale delle dita (FDS) ed il tendine flessore profondo (FDP).

Nella mano le lesioni in cui incorrono gli scalatori sono tendiniti, in quanto i tendini vengono molto sforzati nelle differenti tipologie di prese, soprattutto quello dell'indice e del dito medio. Le lesioni più frequenti sono quelle acute rispetto a quelle croniche [68].

Nella spalla la causa più comune di dolore è la patologia della cuffia dei rotatori. Diverse diagnosi di dolore alla spalla in adulti includono osteoartriti delle articolazioni gleno-omerale (GH) e acromioclavicolare (AC), capsuliti adesive, tendiniti calcifiche, e dolore alla spina dorsale.

Il muscolo maggiormente interessato dalla tendinopatia della cuffia dei rotatori è il muscolo sovraspinato, perché presenta una regione ipovascolarizzata che predispone alla rottura. Questa tendinite è molto importante che venga individuata e risolta velocemente in quanto può portare alla conseguente rottura del suddetto tendine [67].

Ulteriore lesione in arrampicata è la frattura dell'amato, solitamente causata da un trauma ripetitivo. I tendini flessori tesi creano un'alta pressione di contatto sull'amato, specialmente sul gancio. Nella scalata però l'amato non viene sottoposto ad alte pressioni, il peso corporeo è supportato mediante carico di trazione in gran parte all'interno delle braccia, mani e dita.

Lo sforzo viene applicato al gancio dell'amato dai tendini flessori tesi, che premono contro il margine ulnare del tunnel carpale.

Quelle causate da pressioni di contatto interne dei tendini e non da traumi esterne sono rare, solitamente succede solo durante lo sport dell'arrampicata, l'aumento di esse è dovuto probabilmente all'aumento di atleti in grado di scalare ad alti livelli di difficoltà [69].

Negli scalatori di roccia, le lesioni ai tendini della mano sono frequenti e specifiche per questo sport. Speciali conoscenze riguardo la loro patologia, diagnostica e trattamento sono necessarie dato che alcune di queste lesioni raramente si ritrova anche in pazienti non scalatori. Mentre le lesioni acute più frequenti in scalata di roccia (specialmente il bouldering) sono distorsione d'anca e fratture, le lesioni più croniche affliggono le estremità superiori, in modo preponderante la mano. Lesioni specifiche ai tendini sono riportate essere in aumento mentre altre lesioni ai tendini della mano, pulegge e guaina del tendine, come rotture delle pulegge o tenosinoviti sono costantemente le lesioni croniche più frequenti negli atleti di scalata di roccia.

Le tenosinoviti (tendiniti, tendovaginiti) sono le diagnosi più importanti per le lesioni alle pulegge e la sindrome da utilizzo eccessivo più frequente nelle dita degli scalatori. Una risposta infiammatoria si verifica dopo uno stress ripetitivo e la sua insorgenza può essere sia acuta che cronica [70].

I tendini flessori e le pulegge flessorie sono facilmente lesionabili da rotture o distorsioni. Le lesioni delle pulegge avvengono fino al 20% degli scalatori. La puleggia A2 dell'anulare è quella che più frequentemente si lesiona. Le rotture delle pulegge sono una lesione unica degli scalatori di roccia. Gli studi degli scalatori competitivi riportano un'incidenza del 19% fino al 26% sulla popolazione campionata. Le rotture più comuni affliggono l'anulare.

Le rotture delle pulegge avvengono più comunemente dopo una caduta con la mano nella posizione "crimp grip". Questa presa massimizza il contatto tra le punte delle dita e le sporgenze o prese poco profonde. Questa posizione porta il tendine del muscolo flessore profondo delle dita (FDP) vicino alla massima contrazione per resistere al peso del corpo [71].

Viste le lesioni più frequenti in arrampicata, analizzati i principali modelli muscoloscheletrici di arto superiore e il rispettivo software per studiarli, si è deciso di

studiare le forze a cui, durante l'arrampicata, sono sottoposti i tendini che più frequentemente vengono lesionati durante questo sport. Come si è potuto leggere in questo paragrafo, le lesioni più frequenti sono dovute ad un uso ripetitivo e scorretto di determinati muscoli portando ad una lesione dei rispettivi tendini, di conseguenza mi concentrerò specialmente sui tendini di questi muscoli: estensore radiale lungo del carpo, estensore radiale breve del carpo, estensore ulnare del carpo, flessore radiale del carpo, flessore ulnare del carpo, palmare lungo, palmare rotondo, flessore profondo del dito 5, 4, 3, 2, estensore comune del dito 5, 4, 3, 2, estensore del dito medio, sovra spinato e anconeo.

4. MATERIALI E METODI

In questo lavoro di tesi è stato preso in considerazione l'arto superiore destro con l'obbiettivo di analizzare la forza tendinea esercitata durante determinati movimenti grazie a un modello biomeccanico di arto superiore.

Nell'ultima decade si è notato un aumento dell'interesse riguardo i modelli biomeccanici di arto superiore, seppur siano ancora ben poco studiati rispetto a quelli di arto inferiore.

Quindi, il primo approccio che si ha avuto riguardo questo progetto è stato quello di analizzare lo stato dell'arte per comprendere il livello di approfondimento e di studio di questi modelli e per ottenerne il più attuale, ma al contempo completo, ed utile al mio scopo. Inoltre, sono state analizzate le possibili lesioni di arto superiore dovute allo sport di arrampicata, così da sapere quali siano le variabili da studiare, in uscita dal nostro modello. Dato che si parla di modello biomeccanico, è necessario, inoltre, un software su cui il modello stesso possa venire implementato, per questo ho provveduto ad analizzare lo stato dell'arte dei software usati a questo scopo.

Queste, quindi, sono state le tre macrocategorie da me approfondite tramite tre differenti databases: Scopus, Pubmed e Google Scholar.

Nell'analisi dello stato dell'arte dei modelli di arto superiore, ho potuto notare quanto si sia approfondito questo argomento soprattutto negli ultimi anni, seppure sia ancora molto meno conosciuto e avanzato rispetto a quello dei modelli di arto inferiore. Notando che i modelli studiati sono molto numerosi, ho deciso di considerare solamente quelli analizzati nell'ultima decade, quindi dal 2010 fino ad oggi. Ho comunque considerato utile tenere anche articoli più datati ma ancora oggi considerati importanti nella storia dei modelli di arto superiore. Ho quindi raccolto 16 articoli, tra i più attuali, che descrivevano differenti studi di modelli biomeccanici di arto superiore, in seguito ho provveduto a suddividerli in categorie dettate dalla tipologia di modello analizzato: modello di spalla, modello di spalla e gomito, modello di mano, modello di arto superiore completo (comprendente omero, ulna, radio e mano considerata come un corpo rigido), modello che include effetti d'inerzia. In seguito, per ogni categoria, ho selezionato l'articolo per me migliore tramite un criterio di attualità e completezza. Quindi, ho contattato tramite ResearchGate il primo, secondo e terzo autore di ogni articolo selezionato e ho deciso di contattare il primo autore anche tramite

mail, così che fosse più probabile una sua risposta. A questo punto ho ottenuto il modello biomeccanico di arto superiore su cui poter iniziare a lavorare per la parte sperimentale del mio progetto: il modello studiato nell'articolo "An approach of Shoulder Movement Analysis Using OpenSim Software" [2].

Nella ricerca dello stato dell'arte dei software, utili a implementare questi modelli, ho potuto vedere come essi siano numerosi, ma l'unico ad essere a libero accesso è OpenSim, software che quindi ho deciso di utilizzare per il modello da me selezionato.

Una volta ottenuto il modello sono stati raccolti i dati sperimentali necessari allo svolgimento del mio lavoro.

Tutte le acquisizioni sono state effettuate nel laboratorio Divieti del Politecnico di Milano dove è presente un sistema optoelettronico BTS Bioengineering. I dati sono stati poi analizzati utilizzando i software: SMART Tracker (per tracciare i file di acquisizione dei soggetti), SMART Analyzer (per interpolare e filtrare, con un filtro passabasso di Butterworth con frequenza di 6Hz e grado 4, i file di acquisizione dei soggetti) ed OpenSim (per ottenere le informazioni desiderate tra cui le forze tendinee dei muscoli di mio interesse).

Il laboratorio Divieti presenta otto telecamere digitali che lavorano ad una frequenza di 100Hz, mentre il sensore (riportato in **Figura 4.1**) campiona ad una frequenza di 80Hz, questo però non è stato un problema per l'utilizzo dei dati nel software OpenSim in quanto esso lavora calcolando gli istanti di tempo.

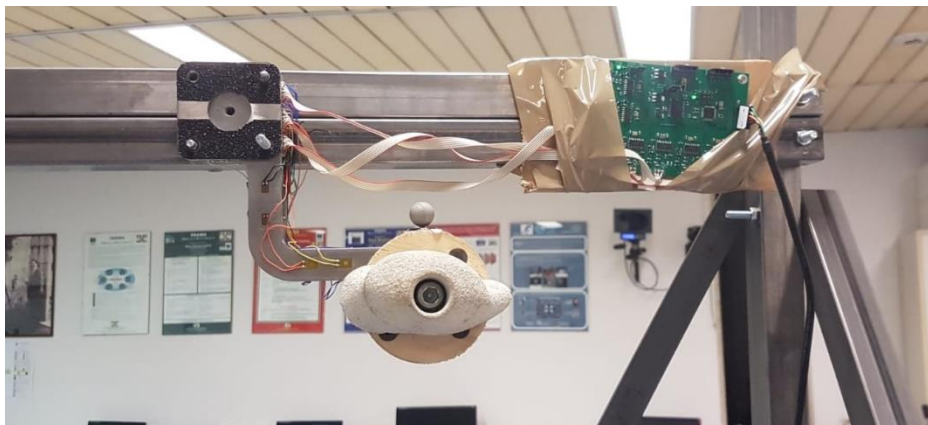


Figura 4.1: Sensore montato sulla struttura usato per raccogliere i dati sperimentali delle forze applicate dal soggetto durante i movimenti svolti.

4.1. RACCOLTA DATI SPERIMENTALI

I soggetti acquisiti sono 4 femmine destrimani, sono stati scelti solo individui destrimani in quanto il modello utilizzato è un modello di arto destro. Inoltre, tutti i soggetti selezionati non hanno avuto operazioni al medesimo arto in modo da svolgere uno studio su arti superiori sani, dato che utilizzo un modello di arto destro che non ha subito alcuna operazione.

I dati sono stati raccolti ponendo i soggetti davanti ad una struttura ideata per poter sostenere il sensore con cui sono stati raccolti i dati delle forze.

Si sono posizionati i marker sul soggetto seguendo il protocollo indicato dal professor Tran Vi Do [2], sono stati posizionati quindi 16 marker, inoltre ho provveduto ad aggiungerne posizionato sul sensore:

- C7: settima vertebra cervicale,
- PX: processo xifoideo, punto più caudale dello sterno,
- SC2: laterale all'articolazione sterno-clavicolare, tra AC e SC,
- SC: punto più ventrale dell'articolazione sterno-clavicolare,
- IJ: punto più profondo dell'incisura giugulare,
- AC: articolazione acromioclavicolare,
- AA: punto più laterodorsale della scapola, angolo acromiale,
- HBAR: metà dell'omero (sul bicipite) utilizzando un marker distante 5cm dal braccio,
- UH: punto prossimale dell'olecrano sull'ulna,
- WM: punto distale dello stiloide radiale,
- WL: punto distale dell'olecrano sull'ulna,
- EM: epicondilo mediale,
- EL: epicondilo laterale,
- MD2: secondo metacarpo prossimale,
- MCP2: secondo metacarpo distale,
- MCP5: quinto metacarpo distale,
- SENSOR: sensore.

I soggetti sono stati acquisiti in tre differenti posizioni scelte in funzione del movimento che un individuo normalmente svolge durante la scalata di una parete da roccia. Per poter analizzare le forze tendinee si è chiesto ai soggetti di mettersi nella posizione di inizio scalata, quando l'individuo si pone davanti alla parete e posiziona la mano su di una presa davanti a sé (posizione che di seguito andrò a descrivere come “posizione eretta”), poi nella posizione in cui il soggetto che sta scalando deve salire per raggiungere la prossima presa (per semplificare la struttura si è deciso di far sedere il soggetto su di una sedia in modo da poter analizzare in questa posizione più soggetti anche di altezza differente senza bisogno di muovere il sensore ma tramite l'innalzamento del soggetto stesso con un rialzamento, posizione indicata come “posizione seduta con braccio esteso”) ed infine, come ultima posizione, quella di fine scalata (in questo modo si conclude il ciclo del movimento; anche in questo caso il soggetto viene fatto sedere su di una sedia in modo da poter analizzare una angolazione diversa del braccio senza bisogno di spostare il sensore e soggetti di altezza differente, posizione riportata come “posizione seduta con braccio come nella posizione eretta”).

Le tre differenti posizioni, quindi, sono:

1. Posizione eretta: con l'avambraccio in piena pronazione, inclinato in avanti di circa 10° , polso leggermente esteso con deviazione ulnare, dita flesse per ottenere la massima presa, braccio ruotato esternamente di 45° , angolo di 90° tra tronco e braccio e angolo di 90° tra braccio e avambraccio (**Figura 4.2**).

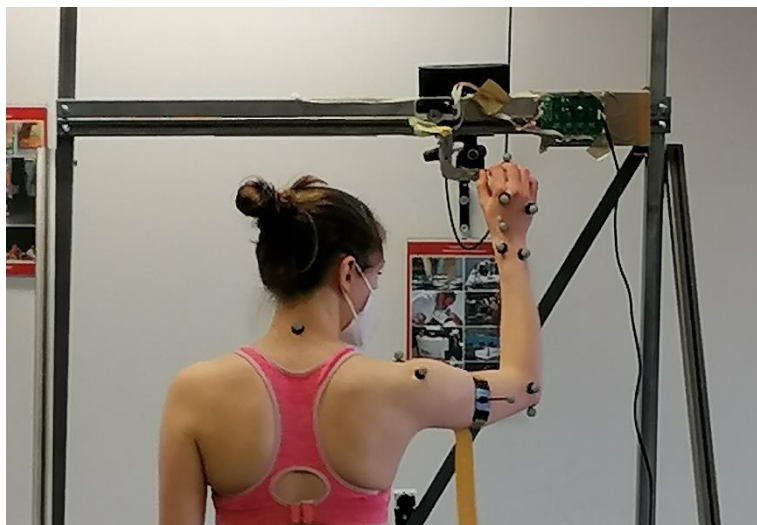


Figura 4.2: Soggetto n°2 in posizione eretta descritta al punto 1.

2. Posizione seduta con braccio esteso (**Figura 4.3**).



Figura 4.3: Soggetto n°2 in posizione seduta con braccio esteso.

3. Posizione seduta con braccio nella stessa posizione del punto 1 (**Figura 4.4**).

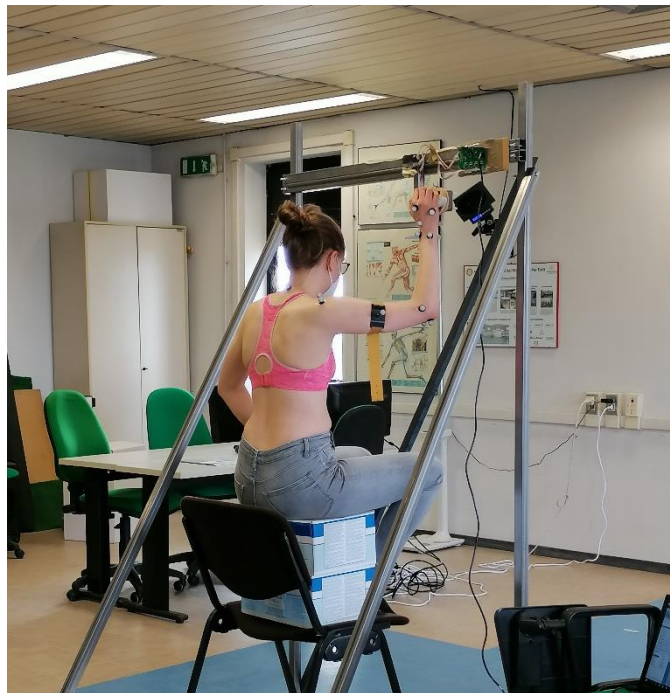


Figura 4.4: Soggetto n°2 in posizione seduta con braccio nella stessa posizione del punto 1.

Per ogni posizione è stata svolta un'acquisizione statica e cinque acquisizioni dinamiche, utilizzando il software SMART Capture. Le tre acquisizioni statiche sono state svolte per circa 10 secondi ciascuna, durante le quali ai soggetti è stato richiesto di mantenere la posizione per tutta la durata della stessa. Si è scelto di acquisire i soggetti per questa durata di tempo in modo da essere sicuri di aver raccolto una traccia ottimale.

Nelle acquisizioni dinamiche, della durata di circa 20 secondi ciascuna, si è chiesto al soggetto di applicare la massima forza al sensore, posto sulla struttura posizionata davanti al soggetto stesso, nelle sei direzioni cardinali, mantenendo il busto immobile e usando solamente i muscoli del braccio. In particolare, le acquisizioni dinamiche sono state ottenute in contemporanea alla raccolta dei dati di forza tramite il sensore. Quindi, per prima cosa si è caricata la matrice di calibrazione sul sensore tramite l'applicazione Matlab, in seguito si è acceso il sistema di SMART Capture e si è svolta l'"offset calibration" necessaria per calcolare l'offset del sensore; infine, si è chiesto di applicare la massima forza nell'istante in cui si è fatta partire la misurazione delle forze tramite il sensore. In questo modo, durante la fase di rielaborazione dei dati, si potrà sincronizzare l'acquisizione dinamica con l'acquisizione delle forze tramite il sensore. Una volta applicata la forza iniziale istantanea in direzione verticale verso il pavimento (quindi lungo l'asse y in direzione positiva) si è chiesto al soggetto di applicare la forza massima lungo le 6 direzioni degli assi cartesiani usando questo ordine:

- verso l'alto (asse y negativo),
- verso il basso (asse y positivo),
- verso destra (asse x positivo),
- verso sinistra (asse x negativo),
- in avanti (asse z positivo),
- indietro (asse z negativo).

In questo caso, la durata di acquisizione è stata scelta in modo che il soggetto riuscisse ad applicare la forza nelle sei direzioni entro la fine del tempo di acquisizione. La forza è stata applicata in modo da avere i picchi ben distanziati e riconoscibili in seguito nella fase di rielaborazione dei dati.

4.2. RIELABORAZIONE DEI DATI SPERIMENTALI

Le tracce ottenute in laboratorio tramite il software SMART Capture sono state rielaborate inizialmente tramite SMART Tracker. Il sistema optoelettronico registra le posizioni dei marker nello spazio di calibrazione durante tutta la durata dell'acquisizione, di conseguenza è necessario ricostruire le traiettorie in modo che ad ogni marker venga assegnato il nome del corrispondente marker virtuale e che i marker siano tra loro collegati secondo un modello di tracciamento che, per il mio lavoro, si è ottenuto dall'autore del modello. Inoltre, si devono "pulire" le tracce, cioè estrarre da ogni traccia solo le posizioni dei marker del modello, eliminando le posizioni di marker nati da artefatti stocastici. In questo modo si creano dei vuoti nelle traiettorie rielaborate e nasce la necessità di interpolarle usando una funzione "cubic spline" tramite SMART Analyzer. Così facendo si ottiene una traccia senza artefatti e completa, ma è possibile sia presente del rumore, di conseguenza, sempre con il software SMART Analyzer, si applica un filtraggio. Si è scelto di usare un filtro passabasso di Butterworth di quarto grado con frequenza di taglio di 6 Hz, in quanto questa è la frequenza dei movimenti nel corpo umano.

Di seguito vado a spiegare ulteriormente le rielaborazioni svolte con i software sopra indicati.

4.2.1. SMART TRACKER

Come precedentemente spiegato, una volta raccolte le tracce in laboratorio, si procede a rielaborarle. Per prima cosa, attraverso un editor interno si può creare il proprio modello di ricostruzione delle traiettorie che poi andrà associato ad ogni acquisizione (vedi **Fig. 4.5**).

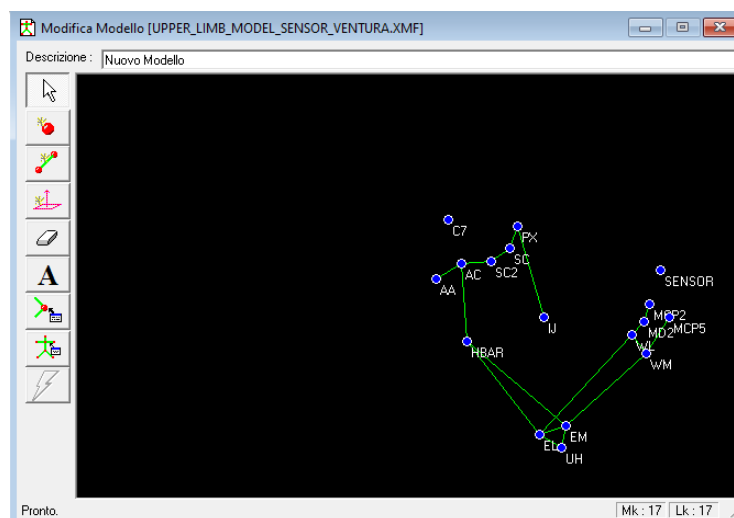


Figura 4.5: Modello su SMART Tracker di arto superiore destro.

Definito il modello è possibile assegnare ad ogni acquisizione, sia statica che dinamica, il nome di ogni marker rilevato. Questa fase è definita “*labelling*” (etichettatura). A questa segue quella di “*tracking*” (ricostruzione delle traiettorie), operazione che può essere svolta automaticamente dal software utilizzando degli algoritmi. La ricostruzione delle traiettorie automatica può portare a diversi errori:

- fusione di markers in frame successivi,
- alcuni markers possono non essere rilevati,
- perdita delle informazioni dei marker ed etichettatura con dei marker fantasma con successiva deformazione del modello.

Questo problema si risolve effettuando una ricostruzione della traiettoria manuale, in cui si possono settare diversi parametri e si procede a varie operazioni ‘taglia-cuci’ (**Figura 4.6**).

In seguito, si salvano le posizioni dei marker del modello e, con questa traccia, che può contenere alcuni frame vuoti, si procede a lavorare su SMART Analyzer.

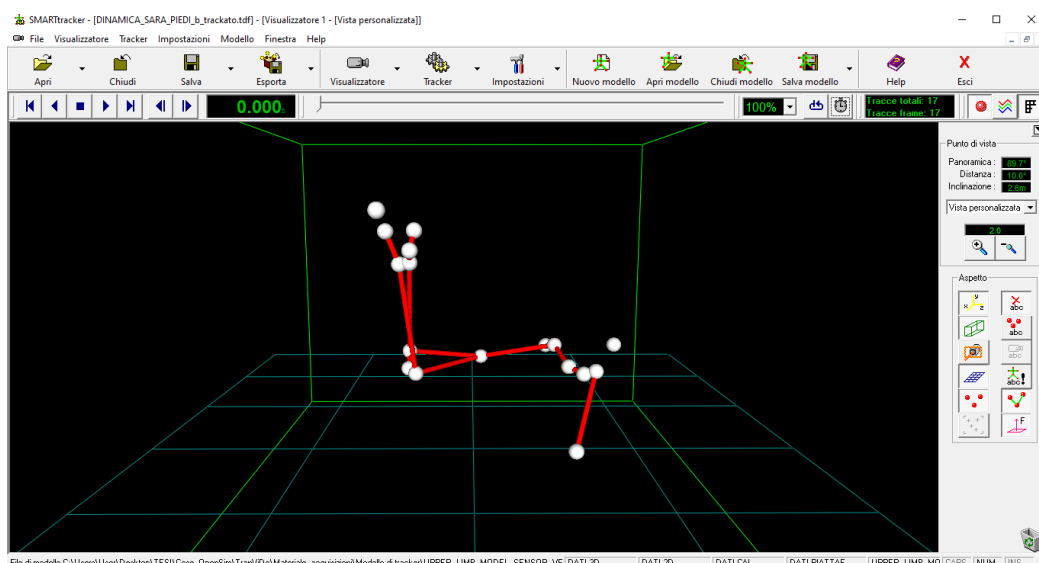


Figura 4.6: Vista della acquisizione del soggetto n°3 rielaborata tramite SMART Tracker.

4.2.2. SMART ANALYZER

È un software per l’analisi biomeccanica del movimento che permette di costruire uno schema di calcolo che genera tutti i dati necessari all’utente per una completa analisi del gesto motorio. Con una semplice interfaccia grafica a blocchi e semplici operazioni drag&drop è possibile generare tutti i dati biomeccanici di interesse come distanze, angoli velocità, accelerazioni, forze, momenti, ecc. I dati possono essere rappresentati per mezzo

di visualizzatori tridimensionali, grafici e tabelle numeriche. Nel presente lavoro di tesi SMART Analyzer ha svolto il ruolo fondamentale di interpolazione e filtraggio delle traiettorie.

Infatti, una volta ottenuta la rielaborazione tramite SMART Tracker, si procede ad interpolare. Come primo passo si crea un protocollo di interpolazione, usando lo strumento “Interpolazione traccia con cubic spline”.

Il protocollo da me utilizzato per interpolare le tracce ricostruite, mostrato in **Figura 4.7**, è composto da 17 interpolatori con in ingresso le posizioni dei marker di cui è stata ricostruita la traiettoria (C7, AC, ecc) ed in uscita le posizioni interpolate degli stessi marker (C7new, ACnew, ecc).

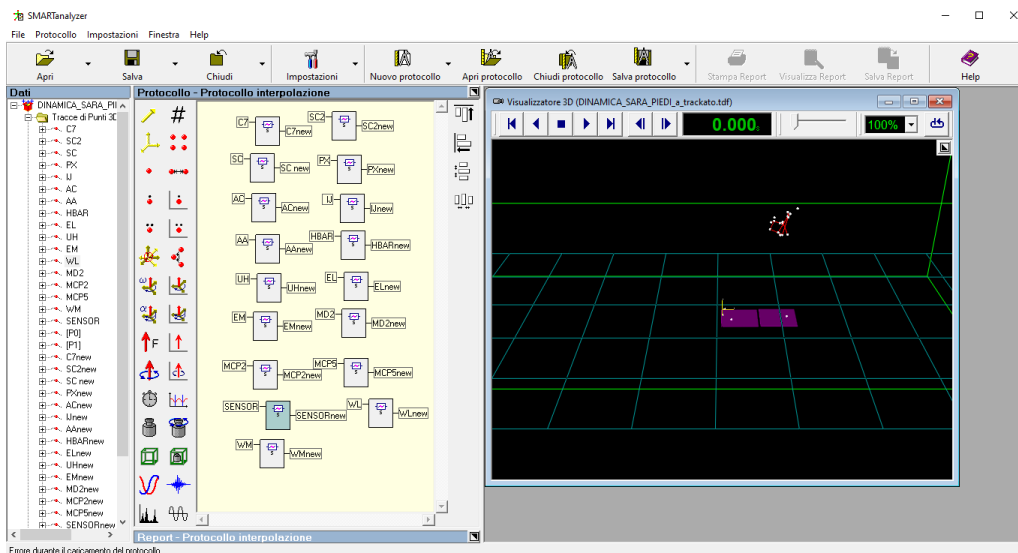


Figura 4.7: SMART Analyzer protocollo di interpolazione della traccia.

Ottenuta la traccia interpolata, si è proceduto a filtrarla usando filtri passabasso di Butterworth di quarto grado e con una frequenza di taglio di 6Hz. Come per l'interpolazione, anche nel filtraggio si deve procedere alla creazione di un protocollo, per il mio lavoro di tesi ho creato un protocollo composto da 17 filtri che presentano come ingresso le posizioni interpolate dei marker (C7new, ACnew, ecc) ed in uscita le posizioni filtrate degli stessi (C7filtrato, ACfiltrato, ecc) (**Figura 4.8**).

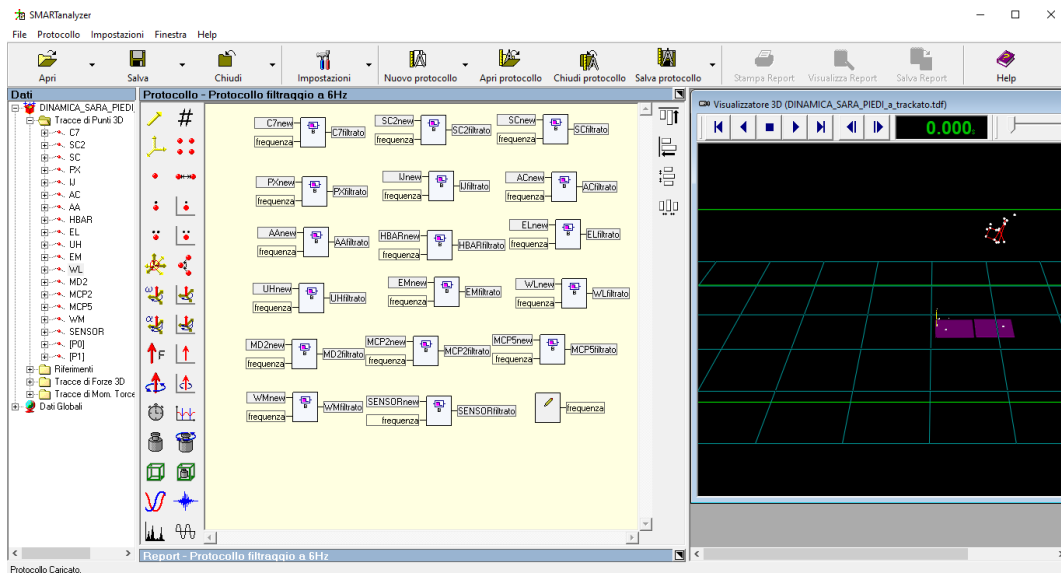


Figura 4.8: SMART Analyzer protocollo e filtraggio della traccia.

Il filtraggio è molto utile in quanto “pulisce” le mie tracce da possibili rumori. In questo modo si sono rielaborate le tracce che proseguo ad analizzare tramite OpenSim, software analizzato nel Capitolo 3.

4.2.3. OPENSIM

Una volta che si sono ricostruite, interpolate e filtrate le acquisizioni dei soggetti, si è proceduto ad analizzarle tramite il software OpenSim per poter estrarre le forze tendinee a cui i tendini dei muscoli di mio interesse sono sottoposti durante i movimenti studiati.

I tendini di mio interesse sono quelli che si è trovato in letteratura essere i più normalmente soggetti a lesioni durante lo sport di scalata e sono quelli dei muscoli indicati in **Tabella 4.1**.

Tabella 4.1: Muscoli interessati da lesioni durante lo sport di scalata.

| | | |
|-------|---|--|
| ECRL | <i>Extensor carpi radialis longus</i> | <i>Estensore radiale lungo del carpo</i> |
| ECRB | <i>Extensor carpi radialis brevis</i> | <i>Estensore radiale breve del carpo</i> |
| ECU | <i>Extensor carpi ulnaris</i> | <i>Estensore ulnare del carpo</i> |
| FCR | <i>Flexor carpi radialis</i> | <i>Flessore radiale del carpo</i> |
| FCU | <i>Flexor carpi ulnaris</i> | <i>Flessore ulnare del carpo</i> |
| PL | <i>Palmaris longus</i> | <i>Palmare lungo</i> |
| PT | <i>Palmaris teres</i> | <i>Palmare rotondo</i> |
| FDPL | <i>Flexor digitorum profundus digiti 5</i> | <i>Flessore profondo del dito 5</i> |
| FDPR | <i>Flexor digitorum profundus digiti 4</i> | <i>Flessore profondo del dito 4</i> |
| FDPM | <i>Flexor digitorum profundus digiti 3</i> | <i>Flessore profondo del dito 3</i> |
| FDPI | <i>Flexor digitorum profundus digiti 2</i> | <i>Flessore profondo del dito 2</i> |
| EDCL | <i>Extensor digitorum communis digiti 5</i> | <i>Estensore comune del dito 5</i> |
| EDCR | <i>Extensor digitorum communis digiti 4</i> | <i>Estensore comune del dito 4</i> |
| EDCM | <i>Extensor digitorum communis digiti 3</i> | <i>Estensore comune del dito 3</i> |
| EDCI | <i>Extensor digitorum communis digiti 2</i> | <i>Estensore comune del dito 2</i> |
| EDM | <i>Extensor digiti minimi</i> | <i>Estensore del dito medio</i> |
| SUPSP | <i>Supraspinatus</i> | <i>Sopraspinato</i> |
| ANC | <i>Anconeus</i> | <i>Anconeo</i> |

Per ogni soggetto si è proceduto con 5 passaggi, precedentemente spiegati nel Capitolo 3.

SCALATURA DEL MODELLO DI PARTENZA

La scalatura viene svolta per ogni soggetto e per ogni posizione di cui sono state raccolte le traiettorie dei marker; si utilizzano le acquisizioni statiche indicando un “time range” di 2 secondi. In **Figura 4.9** si può vedere il modello non scalato, in seguito alla scalatura il modello diventa quello presente in **Figura 4.10**.

Per svolgere la scalatura si dà in ingresso allo strumento Scale:

- un file xml contenente i marker del modello,
- un file “.trc” contenente le posizioni dei marker prese da una traccia statica, ed

- un file xml con i marker da considerare per calcolare i fattori di scala utilizzando il metodo “MeasurementScale”, cioè si indicano al software i marker virtuali e sperimentali da considerare per calcolare il fattore di scala.

Un esempio del file di setup della scalatura svolta tramite la GUI di OpenSim è presente in **Figura 4.11**.

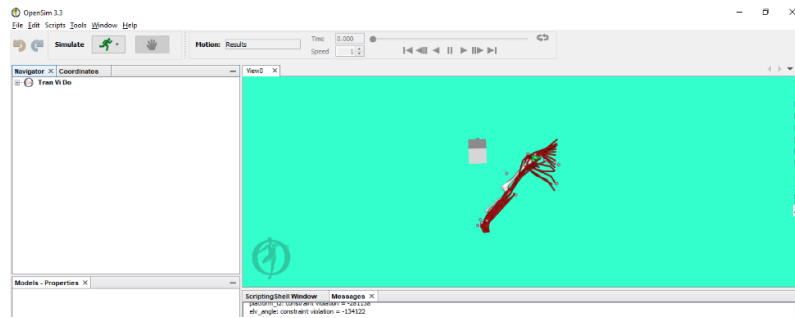


Figura 4.9: Modello di partenza su OpenSim.

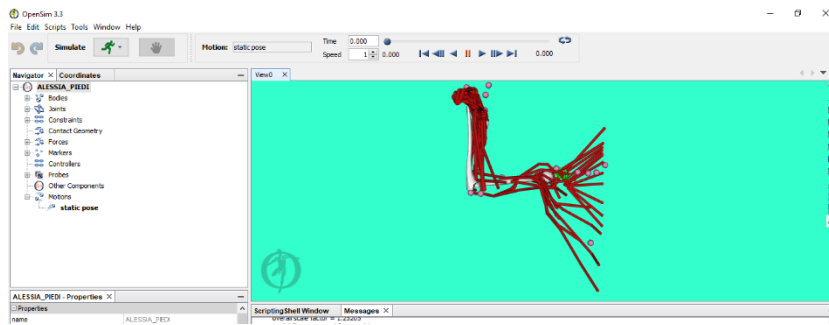


Figura 4.10: Modello scalato per la prima posizione del soggetto n° 1.

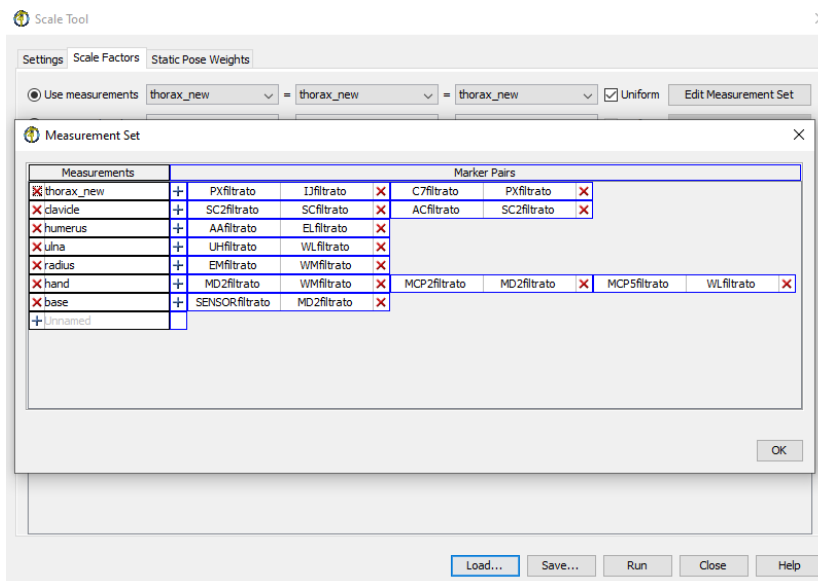


Figura 4.11: Esempio del file di setup della scalatura svolta tramite la GUI di OpenSim per il soggetto n°2.

INVERSE KINEMATICS

Una volta che si è svolta la scalatura si può lavorare su un modello soggetto specifico. Tramite lo strumento di Inverse Kinematics si ottiene un file contenente la cinematica del movimento dando al software in ingresso il file del movimento acquisito in laboratorio. Una volta calcolata la cinematica inversa il software permette di visualizzare il movimento appena studiato tramite la View, come si può vedere in **Figura 4.12**. Il file in ingresso, cioè l'acquisizione dinamica, deve presentare un intervallo di tempo che sia uguale alla durata del file contenente le forze esterne, che spiegherò successivamente, in quanto il soggetto acquisito con una traccia dinamica sta applicando la forza che viene riportata nel file di forza esterna.

Ho scelto di pesare tutti i gradi di libertà con lo stesso peso unitario in quanto per questo lavoro non è necessario avere un grado di libertà analizzato con maggiore precisione rispetto ad un altro. In **Figura 4.13** riporto un esempio di file in uscita dalla Inverse Kinematics.

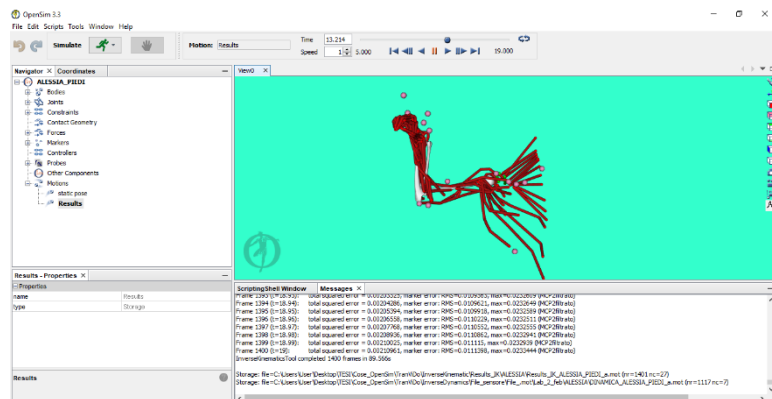


Figura 4.12: Inverse Kinematics svolta sul soggetto n°1 in posizione eretta.

| time | platform_rx | platform_ry | platform_rz | platform_tx | platform_ty | platform_tz | sternoclavicular_e2 | sternoclavicular_e3 | unrescap_e3 |
|------------|-------------|-------------|--------------|-------------|-------------|-------------|---------------------|---------------------|-------------|
| 6.30000000 | 5.33624812 | 3.59489659 | -18.18573356 | 0.49860402 | 1.13942297 | 0.89294960 | 0.89294960 | 0.89294960 | |
| 6.30000000 | 5.33644638 | 3.59564833 | -18.18555812 | 0.49867356 | 1.13933863 | 0.89295205 | 0.89295205 | 0.89295205 | |
| 6.30000000 | 5.34481388 | 3.60165384 | -18.17182238 | 0.49881332 | 1.13933805 | 0.89295427 | 0.89295427 | 0.89295427 | |
| 6.30000000 | 5.38199058 | 3.62078562 | -18.17790641 | 0.49889026 | 1.13933240 | 0.89295600 | 0.89295600 | 0.89295600 | |
| 6.37000000 | 5.41819714 | 3.58614782 | -18.21489729 | 0.49900273 | 1.13947624 | 0.89304124 | 0.89304124 | 0.89304124 | |
| 6.39000000 | 5.37545678 | 3.60521772 | -18.21283118 | 0.49919787 | 1.13942268 | 0.89314854 | 0.89314854 | 0.89314854 | |
| 6.39000000 | 5.42287096 | 3.58631556 | -18.32108702 | 0.49922901 | 1.13943647 | 0.89321761 | 0.89321761 | 0.89321761 | |
| 6.40000000 | 5.44519884 | 3.43472978 | -18.37877734 | 0.49941998 | 1.13952234 | 0.89327530 | 0.89327530 | 0.89327530 | |
| 6.41000000 | 5.46320452 | 3.39053796 | -18.42817526 | 0.49956099 | 1.13955937 | 0.89335173 | 0.89335173 | 0.89335173 | |
| 6.42000000 | 5.29232746 | 3.49546159 | -18.40911172 | 0.49947663 | 1.13933363 | 0.89342433 | 0.89342433 | 0.89342433 | |
| 6.43000000 | 5.39221762 | 3.49377371 | -18.44118640 | 0.49959964 | 1.13944649 | 0.89352006 | 0.89352006 | 0.89352006 | |
| 6.44000000 | 5.26752761 | 3.53787377 | -18.44078242 | 0.49967819 | 1.13933915 | 0.89360609 | 0.89360609 | 0.89360609 | |
| 6.45000000 | 5.27152533 | 3.47171572 | -18.50556061 | 0.49991756 | 1.13940746 | 0.89376959 | 0.89376959 | 0.89376959 | |
| 6.46000000 | 5.40952894 | 3.51240914 | -18.50724909 | 0.50010665 | 1.13957869 | 0.89389715 | 0.89389715 | 0.89389715 | |
| 6.47000000 | 5.47846092 | 3.49372802 | -18.54417618 | 0.50038959 | 1.13974392 | 0.89406204 | 0.89406204 | 0.89406204 | |
| 6.48000000 | 5.52564926 | 3.48342695 | -18.56826966 | 0.50070459 | 1.13992882 | 0.89419752 | 0.89419752 | 0.89419752 | |
| 6.49000000 | 5.33123576 | 3.60865468 | -18.46235385 | 0.50075146 | 1.13977521 | 0.89424738 | 0.89424738 | 0.89424738 | |
| 6.50000000 | 5.45494869 | 3.24519832 | -18.45481466 | 0.50090831 | 1.13997352 | 0.89437895 | 0.89437895 | 0.89437895 | |
| 6.51000000 | 5.53787741 | 3.73407198 | -18.46856976 | 0.50141861 | 1.20025727 | 0.89450643 | 0.89450643 | 0.89450643 | |
| 6.52000000 | 5.39422184 | 3.79945708 | -18.40908958 | 0.50167888 | 1.20030867 | 0.89461537 | 0.89461537 | 0.89461537 | |
| 6.53000000 | 5.46925335 | 3.84145593 | -18.40696859 | 0.50197456 | 1.20057878 | 0.89475593 | 0.89475593 | 0.89475593 | |
| 6.54000000 | 5.39612665 | 3.85485581 | -18.33724327 | 0.50229774 | 1.20077916 | 0.89484567 | 0.89484567 | 0.89484567 | |
| 6.55000000 | 5.44808086 | 3.93639735 | -18.33416802 | 0.50245985 | 1.20092099 | 0.89496969 | 0.89496969 | 0.89496969 | |
| 6.56000000 | 5.51273637 | 4.05303963 | -18.34986145 | 0.50254405 | 1.20121119 | 0.89519219 | 0.89519219 | 0.89519219 | |
| 6.57000000 | 5.40491373 | 3.96376669 | -18.42132391 | 0.50287537 | 1.20149419 | 0.89522882 | 0.89522882 | 0.89522882 | |
| 6.58000000 | 5.44978155 | 4.18424815 | -18.41428872 | 0.50292607 | 1.20163785 | 0.89553785 | 0.89553785 | 0.89553785 | |
| 6.59000000 | 5.38567204 | 4.12790712 | -18.45914898 | 0.50301381 | 1.20194280 | 0.89578373 | 0.89578373 | 0.89578373 | |
| 6.60000000 | 5.42681371 | 4.30892582 | -18.45798915 | 0.50291843 | 1.20287399 | 0.89594953 | 0.89594953 | 0.89594953 | |
| 6.61000000 | 5.47232682 | 4.40870652 | -18.46943746 | 0.50280857 | 1.20220857 | 0.89614934 | 0.89614934 | 0.89614934 | |

Figura 4.13: Esempio di file in uscita dalla Inverse Kinematics del soggetto n°2 in posizione seduta con braccio esteso.

INVERSE DYNAMICS

Dal movimento ottenuto tramite la Inverse Kinematics si può svolgere la Inverse Dynamics. Per svolgere questa analisi si inseriscono in ingresso, oltre al risultato ottenuto precedentemente, un file di setup contenente le forze esterne ottenute tramite il sensore.

Il file contenente le forze esterne è un file con estensione “.mot”, ciò sta ad indicare che contiene delle forze. È stato creato partendo dai dati ottenuti dal sensore, i quali sono stati salvati in una struttura tramite il software Matlab. Il file contenente le informazioni in uscita dal sensore presenta diversi dati, tra cui le tre componenti delle forze (che sono le informazioni di mio interesse), il vettore tempo, i sei vettori contenenti le informazioni grezze (raw), cioè non modificate tramite la matrice di calibrazione e direttamente in uscita dal sensore, l'offset del sensore, calcolato prima di ogni acquisizione, e la matrice di calibrazione, che trasforma le sei informazioni raw nelle tre componenti della forza.

In **Figura 4.14** riporto l'interfaccia grafica dell'applicazione Matlab utilizzata per calibrare il sensore, per effettuare l'offset ed effettuare le acquisizioni delle forze applicate dal soggetto. La matrice di calibrazione da caricare sull'interfaccia grafica tramite la riga di codice Matlab: “Mmatrix=ACCEPTData.M” e poi cliccando “Load M from variable Mmatrix” è: Mmatrix = 0.0055 -0.0053 0.0001 -0.0000 -0.0005 0.0003

0.0036 -0.0062 -0.0000 0.0001 0.0004 0.0020

-0.0006 0.0010 -0.0062 0.0060 -0.0003 -0.0000

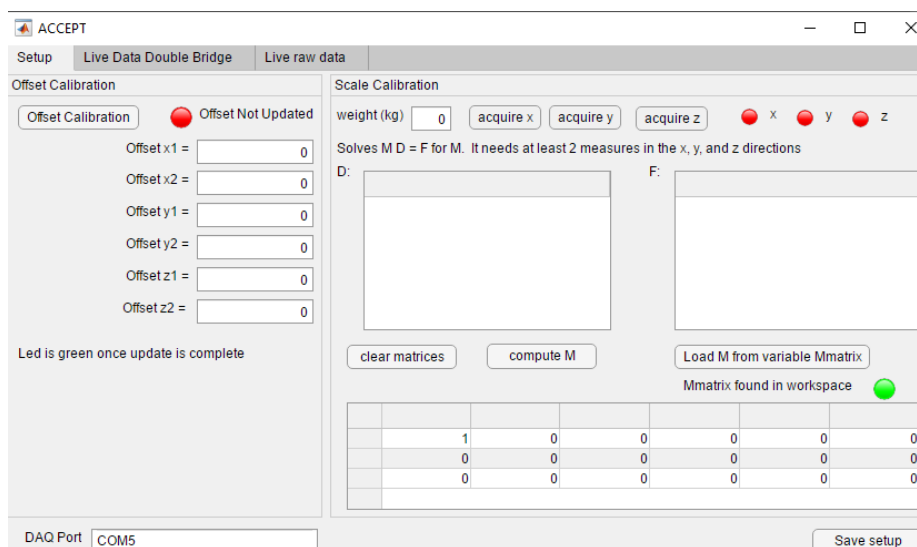


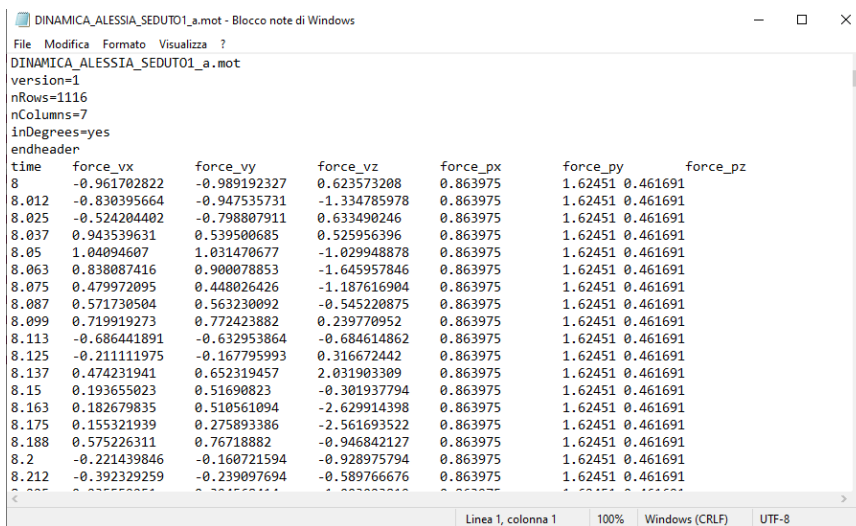
Figura 4.14: Interfaccia grafica per la calibrazione del sensore, per effettuare l'offset e per l'acquisizione dei dati delle forze applicate dal soggetto.

Per creare il file di forze esterne si sono riportate:

- le componenti delle forze lungo i tre assi cartesiani,
- il vettore tempo,
- le tre componenti del punto di applicazione delle forze, nel mio caso ho considerato il marker MD2 presente sulla mano, e

queste componenti sono state considerate nel range di tempo entro il quale il soggetto applica le forze al sensore, un esempio di questo file è riportato in **Figura 4.15**.

È importante ricordare che le coordinate del punto di applicazione della forza cambiano da soggetto a soggetto e da posizione a posizione, di conseguenza bisogna stare attenti a cambiare tali valori e ad estrarli dal software controllando che siano presi considerando il sistema di riferimento del corpo “ground”. Una volta creato tale file, si crea il file di set up xml tramite la GUI.



```
DINAMICA_ALESSIA_SEDUTO1_a.mot - Blocco note di Windows
File Modifica Formato Visualizza ?
DINAMICA_ALESSIA_SEDUTO1_a.mot
version=1
nRows=1116
nColumns=7
inDegrees=yes
endheader
time force_vx force_vy force_vz force_px force_py force_pz
8 -0.961702822 -0.989192327 0.623573208 0.863975 1.62451 0.461691
8.012 -0.830395664 -0.947535731 -1.334785978 0.863975 1.62451 0.461691
8.025 -0.524204402 -0.798807911 0.633490246 0.863975 1.62451 0.461691
8.037 0.943539631 0.539500685 0.525956396 0.863975 1.62451 0.461691
8.05 1.04094607 1.031470677 -1.029948878 0.863975 1.62451 0.461691
8.063 0.838087416 0.900078853 -1.645957846 0.863975 1.62451 0.461691
8.075 0.479972095 0.448026426 -1.187616904 0.863975 1.62451 0.461691
8.087 0.571730504 0.563230092 -0.545220875 0.863975 1.62451 0.461691
8.099 0.719919273 0.772423882 0.239770952 0.863975 1.62451 0.461691
8.113 -0.686441891 -0.632953864 -0.684614862 0.863975 1.62451 0.461691
8.125 -0.211111975 -0.167795993 0.316672442 0.863975 1.62451 0.461691
8.137 0.474231941 0.652319457 2.031903309 0.863975 1.62451 0.461691
8.15 0.193655023 0.51690823 -0.301937794 0.863975 1.62451 0.461691
8.163 0.182679835 0.510561094 -2.629914398 0.863975 1.62451 0.461691
8.175 0.155321939 0.275893386 -2.561693522 0.863975 1.62451 0.461691
8.188 0.575226311 0.76718882 -0.946842127 0.863975 1.62451 0.461691
8.2 -0.221439846 -0.160721594 -0.928975794 0.863975 1.62451 0.461691
8.212 -0.392329259 -0.239097694 -0.589766676 0.863975 1.62451 0.461691
8.225 0.000000000 0.000000000 0.000000000 0.863975 1.62451 0.461691
```

Figura 4.15: Esempio di file “.mot” contenente le forze esterne applicate dal soggetto n°1 in posizione seduta con il braccio esteso.

Il software OpenSim permette di associare al modello il file di forza esterna, permettendo così di vedere durante il movimento come varia la suddetta forza (**Figura 4.16**).

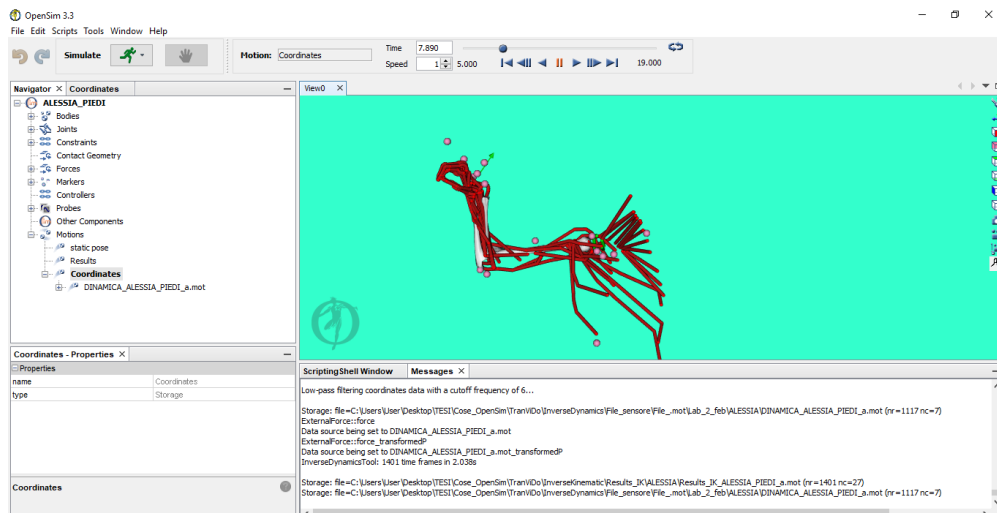


Figura 4.16: Inverse Dynamic con associazione delle forze esterne applicate dal soggetto n°1 al sensore.

COMPUTED MUSCLE CONTROL

In seguito, tramite lo strumento di Computed Muscle Control (CMC), si possono ottenere i valori di eccitazione muscolare di tutti i muscoli presenti nel modello durante il movimento ottenuto in uscita dalla Inverse Kinematics inserendo come file di ingresso:

- il file xml contenente gli attuatori, “Actuators”,
- il file delle forze esterne, precedentemente descritto nella Inverse Dynamics,
- il movimento ottenuto dalla Inverse Kinematics e
- il file xml contenente i limiti di eccitazione muscolare dei vari attuatori presenti nel file “Actuators”, “ControlConstraints”.

Gli attuatori, indicati nel file xml “Actuators”, sono divisibili in “Reserve” e “Residual”; i “Reserve” sono delle forze ideali che vengono applicate al sistema in modo da controbilanciare le forze presenti tra i gradi di libertà del sistema, mentre i “Residual” sono delle coppie ideali aggiunte sempre per permettere alla CMC di svolgere l’algoritmo di ottimizzazione.

Invece, il file xml “ControlConstraints” contiene i limiti di eccitazione delle varie forze del sistema, che sono i muscoli già presenti e gli attuatori che sono stati aggiunti nel file “Actuators”.

ANALYZE TOOL

Inserendo come input allo strumento Analyze i risultati della Computed Muscle Control si può svolgere un'analisi muscolare più approfondita (Muscle Analysis) che permette di ottenere diverse informazioni, tra cui i valori di forza tendinea dei muscoli del modello.

Lo strumento Analyze richiede in ingresso:

- le attivazioni muscolari, ottenute dalla Computed Muscle Control,
- i risultati della Inverse Kinematics,
- un file contenente gli attuatori del modello, spiegato precedentemente nella Computed Muscle Control, ed
- il file di set up delle forze esterne, spiegato nella Inverse Dynamics.

Tramite la Muscle Analysis, che è una delle analisi implementabili tramite questo strumento, si può studiare le forze dei diversi muscoli e tendini durante il movimento. È possibile, in seguito, plottare i grafici di tali forze per ogni tendine di interesse tramite lo strumento "Plot".

5. RISULTATI

In questo capitolo andrò a riportare i risultati ottenuti tramite i differenti strumenti del software OpenSim, usato per analizzare il modello di arto superiore destro.

Per prima cosa andrò a controllare con che errore il software riesce a svolgere la scalatura del modello e la Inverse Kinematics. In seguito, riporterò i risultati della Inverse Kinematics e della Inverse Dynamics. Per la Computed Muscle Control e per la Muscle Analysis non posso riportare i risultati in quanto a causa di una problematica insorta non si è potuto completare le analisi.

5.1. SCALATURA

Nel capitolo precedente si è visto come inizialmente si sia svolta la scalatura del modello di partenza per ogni soggetto e per ogni posizione in modo tale da poter lavorare su di un modello soggetto-specifico.

In questa fase di studio si sono scelti i marker da indicare al software per calcolare il fattore di scala necessario a modificare il modello in base al file “.trc” ottenuto in laboratorio. Questo file è stato in seguito modificato tramite una ricostruzione delle traiettorie svolta con il software SMART Tracker, un’interpolazione ed in seguito un filtraggio della traccia tramite il software SMART Analyzer, come spiegato nel Capitolo 4. Per ogni soggetto è stata modificata la massa dell’arto superiore destro, che riporto in **Tabella 5.1**, usando la tabella antropometrica di Dempster [72].

Tabella 5.1: Masse dei soggetti e del modello iniziale.

| Soggetto n° | Massa totale [Kg] | Massa dell’arto superiore destro [Kg] | Percentuale arto superiore destro su massa totale [%] |
|---------------------|-------------------|---------------------------------------|---|
| 1 | 58.65 | 2.87385 | 4.9 |
| 2 | 57.10 | 2.7979 | 4.9 |
| 3 | 63 | 3.087 | 4.9 |
| 4 | 65.55 | 3.21195 | 4.9 |
| Modello non scalato | 51.78 | 2.537464447 | 4.9 |

Svolgendo la scalatura si ottiene il modello scalato, quindi soggetto-specifico, ed un file contenente i valori dei gradi di libertà del modello.

In **Tabella 5.2** riporto le caratteristiche dei soggetti ed in **Tabella 5.3** riportato gli errori con cui il software ha svolto la scalatura.

Tabella 5.2: Caratteristiche dei soggetti.

| | Femmine (N=4) |
|--------------|--------------------|
| Età (anni) | 26 ± 1 |
| Altezza (cm) | 168.5 ± 0.75 |
| Peso (kg) | 61.075 ± 11.353125 |

Tabella 5.3: Errori scalatura.

| Soggetto n° | Posizione | Total Squared Error | RMS marker errors (m) | Max marker error (m) | Marker with max error |
|-------------|-----------|---------------------|-----------------------|----------------------|-----------------------|
| 1 | Eretta | 0.000161648 | 0.00317852 | 0.00654651 | WMfiltrato |
| 1 | Seduto1 | 0.000288747 | 0.00424814 | 0.0082673 | AAfiltrato |
| 1 | Seduto2 | 0.000525022 | 0.00572834 | 0.011644 | WLFiltrato |
| 2 | Eretta | 0.000143791 | 0.00299783 | 0.00449388 | WMfiltrato |
| 2 | Seduto1 | 0.000240397 | 0.00387618 | 0.00838107 | AAfiltrato |
| 2 | Seduto2 | 0.000123887 | 0.00278261 | 0.00554658 | WMfiltrato |
| 3 | Eretta | 0.000692172 | 0.00657729 | 0.0102648 | WMfiltrato |
| 3 | Seduto1 | 0.000826783 | 0.00718846 | 0.0137828 | AAfiltrato |
| 3 | Seduto2 | 0.000339364 | 0.00460546 | 0.0074588 | MCP5filtrato |
| 4 | Eretta | 0.000138197 | 0.00293893 | 0.00492848 | MCP5filtrato |
| 4 | Seduto1 | 0.00111329 | 0.00834148 | 0.016141 | AAfiltrato |
| 4 | Seduto2 | 0.000448118 | 0.0052922 | 0.00925039 | AAfiltrato |

5.2. INVERSE KINEMATICS

Una volta ottenuto il modello soggetto-specifico si sono svolte le analisi di cinematica inversa tramite lo strumento di Inverse Kinematics per ottenere un file di movimento (.mot) contenente gli angoli, velocità e accelerazioni dei gradi di libertà che permettono di ottenere il movimento del modello che meglio coincide con il movimento acquisito in laboratorio.

Questo strumento permette di ottenere quindi un file in uscita che descrive un movimento e che viene richiesto in ingresso dagli strumenti che userò in seguito.

In **Tabella 5.4** ho riportato gli errori massimi e la radice quadratica media dell'errore (RMS) per i movimenti nelle tre posizioni per ogni soggetto. Il software riporta un valore per ogni frame, di conseguenza ho indicato un valore medio ottenuto tra le cinque ripetizioni per le quali ho considerato il valore massimo tra quelli riportati per ogni frame nella "Command Window" di OpenSim.

In **Tabella 5.5** ho riportato i valori massimi e minimi delle forze applicate dai soggetti al sensore, di queste ho calcolato la media per le cinque ripetizioni e la relativa deviazione standard.

In **Tabella 5.6**, invece, si può vedere come applicando le forze richieste al sensore il soggetto non riesca a non ruotare in parte il busto sebbene sia stato richiesto di tenerlo immobile.

In **Tabella 5.7** riporto i valori medi con rispettiva deviazione standard dei range di flessione-estensione e pronosupinazione del gomito in seguito all'applicazione della forza massima sul sensore, in modo da poter analizzare il legame cinematico presente tra il movimento del gomito e la forza applicata.

Tabella 5.4: Errori Inverse Kinematics.

| Soggetto n° | Posizione | Error Max (m) (Mean Value±Standard Deviation) | RMS Marker Error (m) (Mean Value±Standard Deviation) |
|-------------|-----------|---|--|
| 1 | 1 | 0.033031±0.010912 | 0.012258±0.000953 |
| 1 | 2 | 0.0368739±0.011569 | 0.014982±0.0051087 |
| 1 | 3 | 0.0709424±0.022493529 | 0.02616414±0.00895608 |
| 2 | 1 | 0.03731506±0.014444821 | 0.01809954±0.004041994 |
| 2 | 2 | 0.0467888±0.031790133 | 0.0151719±0.003314239 |
| 2 | 3 | 0.09059696±0.064202544 | 0.0283791±0.015839966 |
| 3 | 1 | 0.057624±0.019479398 | 0.02348536±0.009029789 |
| 3 | 2 | 0.11172436±0.07491348 | 0.03843544±0.015516561 |
| 3 | 3 | 0.09651288±0.039002218 | 0.03586506±0.009632149 |
| 4 | 1 | 0.04431092±0.011409993 | 0.01601384±0.002525619 |
| 4 | 2 | 0.0378447±0.01255547 | 0.01394122±0.002828066 |
| 4 | 3 | 0.04152772±0.004652272 | 0.01458648±0.001729377 |

Tabella 5.5: Valori di forza massimi applicati al sensore lungo le sei direzioni cardinali.

| Soggetto n° | Forza max (N) | Mean ±Standard Deviation |
|-------------|---------------|--------------------------|
| 1_piedi | Fx positiva | 44.13348143±6.632280425 |
| 1_piedi | Fx negativa | -55.45576236±4.192969537 |
| 1_piedi | Fy positiva | 189.3108±4.331561 |
| 1_piedi | Fy negativa | -101.856±4.348752 |
| 1_piedi | Fz positiva | 50.62809±4.762034 |
| 1_piedi | Fz negativa | -58.6373±4.03288 |
| 1_seduto1 | Fx positiva | 31.99626606±3.49801634 |
| 1_seduto1 | Fx negativa | -37.72250145±2.938597296 |
| 1_seduto1 | Fy positiva | 174.364±5.283988 |
| 1_seduto1 | Fy negativa | -86.3305±7.949481 |
| 1_seduto1 | Fz positiva | 43.80567±5.318443 |
| 1_seduto1 | Fz negativa | -50.2116±3.007872 |
| 1_seduto2 | Fx positiva | 28.0558741±1.527393134 |
| 1_seduto2 | Fx negativa | -32.64254733±1.825016486 |
| 1_seduto2 | Fy positiva | 140.9679±9.589521 |
| 1_seduto2 | Fy negativa | -66.8362±5.876841 |
| 1_seduto2 | Fz positiva | 42.49396±4.33083 |
| 1_seduto2 | Fz negativa | -35.8635±2.737724 |
| 2_piedi | Fx positiva | 63.32216±4.73143 |
| 2_piedi | Fx negativa | -49.471±3.225337 |
| 2_piedi | Fy positiva | 185.642±12.78642 |
| 2_piedi | Fy negativa | -120.165±8.94219 |
| 2_piedi | Fz positiva | 55.9545±4.986348 |
| 2_piedi | Fz negativa | -63.307±5.145419 |
| 2_seduto1 | Fx positiva | 41.09879±2.391719 |
| 2_seduto1 | Fx negativa | -45.2359±2.976606 |
| 2_seduto1 | Fy positiva | 167.3195±12.39302 |
| 2_seduto1 | Fy negativa | -115.209±10.91056 |
| 2_seduto1 | Fz positiva | 62.72273±3.341432 |
| 2_seduto1 | Fz negativa | -58.2743±3.629622 |
| 2_seduto2 | Fx positiva | 37.32188±3.461063 |
| 2_seduto2 | Fx negativa | -43.1389±1.84402 |
| 2_seduto2 | Fy positiva | 150.9329±19.04742 |
| 2_seduto2 | Fy negativa | -91.7635±9.074003 |
| 2_seduto2 | Fz positiva | 56.68577±4.837635 |

| | | |
|-----------|-------------|-------------------|
| 2_seduto2 | Fz negativa | -53.8262±4.538446 |
| 3_piedi | Fx positiva | 55.34441±2.985126 |
| 3_piedi | Fx negativa | -56.8482±3.897497 |
| 3_piedi | Fy positiva | 162.2776±5.880958 |
| 3_piedi | Fy negativa | -82.7049±4.30128 |
| 3_piedi | Fz positiva | 59.21169±4.917859 |
| 3_piedi | Fz negativa | -66.0486±7.953482 |
| 3_seduto1 | Fx positiva | 45.27058±3.299508 |
| 3_seduto1 | Fx negativa | -39.2682±2.266278 |
| 3_seduto1 | Fy positiva | 180.9971±12.73879 |
| 3_seduto1 | Fy negativa | -103.15±12.85387 |
| 3_seduto1 | Fz positiva | 53.27084±5.895859 |
| 3_seduto1 | Fz negativa | -61.7834±3.627513 |
| 3_seduto2 | Fx positiva | 42.509±3.339711 |
| 3_seduto2 | Fx negativa | -51.0163±3.797041 |
| 3_seduto2 | Fy positiva | 176.8709±7.702313 |
| 3_seduto2 | Fy negativa | -94.0382±6.529363 |
| 3_seduto2 | Fz positiva | 57.36535±2.716115 |
| 3_seduto2 | Fz negativa | -54.866±3.480099 |
| 4_piedi | Fx positiva | 40.63992±2.96109 |
| 4_piedi | Fx negativa | -49.987±3.234878 |
| 4_piedi | Fy positiva | 196.0374±9.514529 |
| 4_piedi | Fy negativa | -118.274±6.515498 |
| 4_piedi | Fz positiva | 44.27511±4.235276 |
| 4_piedi | Fz negativa | -66.7655±3.83271 |
| 4_seduto1 | Fx positiva | 39.97533±4.324759 |
| 4_seduto1 | Fx negativa | -50.9848±6.972348 |
| 4_seduto1 | Fy positiva | 211.2291±13.97436 |
| 4_seduto1 | Fy negativa | -129.391±13.66098 |
| 4_seduto1 | Fz positiva | 40.93519±1.735056 |
| 4_seduto1 | Fz negativa | -46.816±4.134186 |
| 4_seduto2 | Fx positiva | 36.95205±3.030099 |
| 4_seduto2 | Fx negativa | -43.7685±2.786632 |
| 4_seduto2 | Fy positiva | 152.6209±5.079385 |
| 4_seduto2 | Fy negativa | -90.6147±5.199021 |
| 4_seduto2 | Fz positiva | 35.44399±2.863386 |
| 4_seduto2 | Fz negativa | -36.7342±3.38606 |

Tabella 5.6: Range di rotazione del busto lungo i tre assi cartesiani in seguito all'applicazione di una forza massimale.

| Soggetto n° | Posizione | Rotation_x (°) | Rotation_y (°) | Rotazion_z (°) |
|-------------|-----------|-------------------|-------------------|-------------------|
| 1 | Piedi | 5.150167±1.639781 | 10.96891±1.096767 | 5.908918±0.694949 |
| 1 | Seduto1 | 5.708326±0.332245 | 10.23354±0.599106 | 6.403968±0.960618 |
| 1 | Seduto2 | 4.857623±1.06782 | 8.818669±0.820556 | 6.241564±0.726025 |
| 2 | Piedi | 4.857623±1.06782 | 8.818669±0.820556 | 6.241564±0.726025 |
| 2 | Seduto1 | 6.12622±0.5002 | 8.250679±2.301291 | 9.143668±2.42401 |
| 2 | Seduto2 | 9.36278±6.297645 | 13.6318±7.511098 | 7.460463±3.442372 |
| 3 | Piedi | 5.619653±0.882515 | 9.515582±1.027811 | 7.034964±1.028038 |
| 3 | Seduto1 | 8.644775±1.901439 | 8.029639±5.762914 | 8.793116±4.904121 |
| 3 | Seduto2 | 8.444686±2.213861 | 11.03157±1.500234 | 16.24314±11.74768 |
| 4 | Piedi | 3.642116±0.541938 | 9.553727±1.075246 | 5.100603±0.910768 |
| 4 | Seduto1 | 4.384956±0.732813 | 6.855141±1.229502 | 4.668671±0.55674 |
| 4 | Seduto2 | 3.832989±1.087112 | 6.706601±1.078729 | 4.623957±0.223776 |

Tabella 5.7: Range di flessione-estensione e di pronazione-supinazione del gomito in seguito all'applicazione di una forza massimale.

| Soggetto n° | Posizione | Elbow_flexion range (°) | Pronation-supination range (°) |
|-------------|-----------|-------------------------|--------------------------------|
| 1 | Piedi | 10.53799921±2.717726221 | 27.91568701±10.47705877 |
| 1 | Seduto1 | 16.49097592±3.612274395 | 127.2469±167.1552 |
| 1 | Seduto2 | 10.53799921±2.717726221 | 161.0275±89.26925 |
| 2 | Piedi | 17.49068241±4.275982132 | 75.75370092±46.4527418 |
| 2 | Seduto1 | 24.5294±3.794542 | 32.84594±0.95608 |
| 2 | Seduto2 | 17.2599±2.410752 | 84.20527±34.44511 |
| 3 | Piedi | 15.37037704±1.945676048 | 114.6613966±73.34351799 |
| 3 | Seduto1 | 24.8197±2.255189 | 104.6202±46.96121 |
| 3 | Seduto2 | 19.73378±4.869402 | 145.6613±155.3339 |
| 4 | Piedi | 17.2924632±2.767145433 | 50.27254475±38.7398912 |
| 4 | Seduto1 | 16.95977±2.168279 | 33.92188±5.566966 |
| 4 | Seduto2 | 19.17095±1.540109 | 23.9316±2.684918 |

5.3. INVERSE DYNAMICS

Grazie ai risultati ottenuti dalla Inverse Kinematics è possibile svolgere la Inverse Dynamics, che permette di ottenere le forze ed i momenti che si sviluppano in corrispondenza dei gradi di libertà del modello in funzione delle forze esterne applicate.

Di seguito riporto in **Figura 5.1** un grafico con le forze applicate dal soggetto n°1 nelle tre direzioni degli assi.

In **Figura 5.2** si può notare come varia l'intensità della forza che il soggetto riesce ad applicare in funzione della posizione mantenuta.

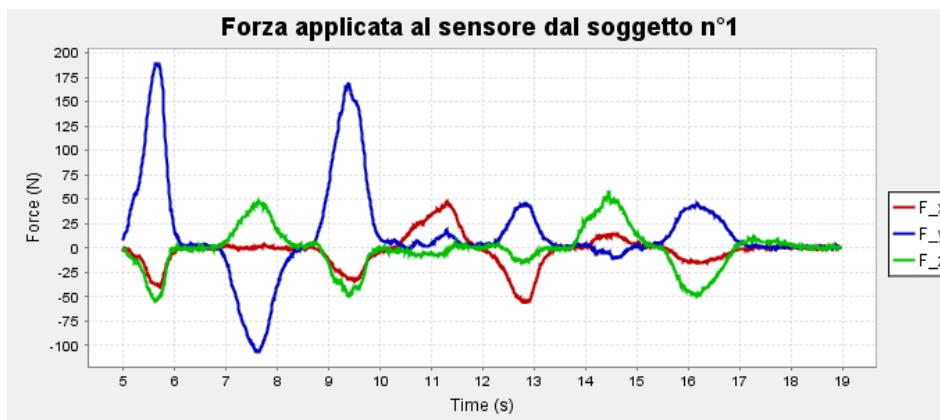


Figura 5.1: Forze applicate al sensore dal soggetto n°1 in posizione eretta nella prima ripetizione del movimento.

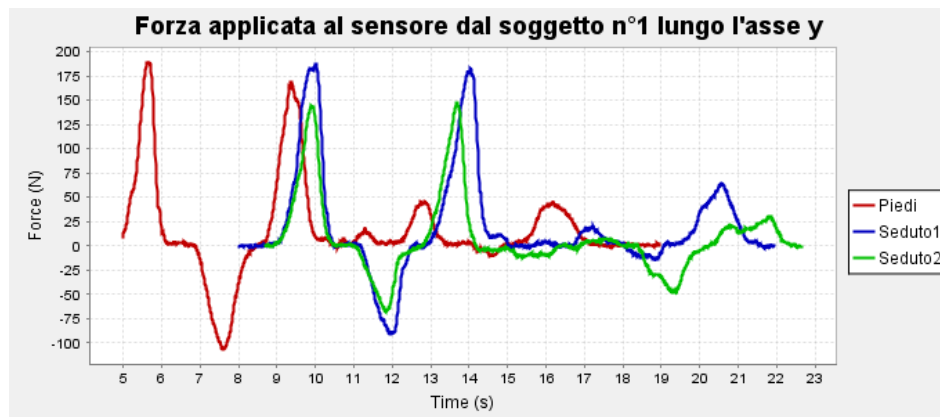


Figura 5.2: Forze applicate al sensore nella prima ripetizione in direzione verticale dal soggetto n°1 nelle tre posizioni.

Tabella 5.8: Componenti lungo i tre assi cartesiani del picco massimo di forza applicato al sensore.

| Soggetto n° | Posizione | Picco max Fx (N) | Picco max Fy (N) | Picco max Fz (N) |
|-------------|-----------|-------------------|-------------------|-------------------|
| 1 | Eretta | -36.991±4.023847 | 189.4903±4.068235 | -54.9908±2.996151 |
| 1 | Seduto1 | -35.0484±2.203316 | 175.249±6.781503 | -43.9173±2.163363 |
| 1 | Seduto2 | -31.1625±1.903663 | 140.9679±9.589521 | -34.2635±3.25002 |
| 2 | Eretta | -40.4504±5.145776 | 185.642±12.78642 | -44.4752±3.608387 |
| 2 | Seduto1 | -43.6683±3.754067 | 167.3195±12.39302 | -54.4595±5.967518 |
| 2 | Seduto2 | -41.4653±1.912104 | 150.9329±19.04742 | -48.4626±4.153348 |
| 3 | Eretta | -35.1112±5.043378 | 162.2776±5.880958 | -36.5447±4.670009 |
| 3 | Seduto1 | -35.6354±3.528872 | 180.9971±12.73879 | -47.5905±2.768916 |
| 3 | Seduto2 | -49.1663±3.76262 | 176.8709±7.702313 | -50.4164±2.385925 |
| 4 | Eretta | -33.9808±1.9686 | 196.0374±9.514529 | -58.8573±3.213404 |
| 4 | Seduto1 | -46.8978±7.362364 | 211.2291±13.97436 | -38.5356±4.295813 |
| 4 | Seduto2 | -42.0059±2.868957 | 152.6209±5.079385 | -33.6593±4.304926 |

6. DISCUSSIONE

A conclusione di questo lavoro si possono fare diverse osservazioni. Come prima cosa bisogna chiarire il fatto che la scelta di utilizzare un applicativo come SMART Analyzer per l'interpolazione ed il filtraggio delle traiettorie non sia banale. L'utilizzo di altri applicativi, per esempio Matlab, avrebbe ristretto il campo degli utilizzatori finali; il linguaggio intuitivo che caratterizza Smart Analyzer permette anche a clinici, medici e non solo agli ingegneri di interfacciarsi al protocollo creato. In seguito, andrò ad analizzare i risultati riportati nel Capitolo 5.

6.1. ANALISI DEI RISULTATI

6.1.1. SCALATURA

In questo primo passaggio di analisi dei dati si possono commentare gli errori con cui il software è riuscito a scalare il modello di partenza. In **Tabella 5.3** si può vedere come il marker che è stato scalato con l'errore maggiore sia diverso nelle varie posizioni ma l'errore RMS rimane sempre inferiore al valore di 0.01 metri e l'errore massimo inferiore a 0.02 metri, valori indicati come riferimento per valutare se la scalatura del proprio modello sia valida. Inoltre, nel modello scalato possiamo notare che è stato correttamente scalato in quanto presenta una posizione coerente con quella del soggetto durante le acquisizioni statiche.

6.1.2. INVERSE KINEMATICS

Con la Inverse Kinematics si ottiene il movimento del modello che meglio si avvicina al movimento svolto dal soggetto in fase di acquisizione. Come per la scalatura, il software OpenSim commette un certo errore quando svolge questa analisi, che viene riportato per ogni frame del movimento nella "Command Window". In **Tabella 5.4** ho provveduto a riportare il valore medio e la deviazione standard dell'errore con cui è stata svolta la cinematica inversa per ogni soggetto per ogni posizione. Se la radice dell'errore quadratico medio (RMS) è inferiore a 0.02 metri e l'errore massimo è inferiore a 0.04 metri è stata svolta una buona analisi cinematica.

Come si può notare dalla **Tabella 5.4** gli errori RMS sono entro i limiti appena indicati se non in alcuni casi come:

- nel primo soggetto per la terza posizione (cioè quando il soggetto è seduto con l'arto come nella posizione eretta) in cui i marker dell'acquisizione dinamica, a causa di una interpolazione su diversi frame senza informazioni, presentano una traiettoria anomala che risulta in errori oltre i limiti indicati,
- nel secondo soggetto sempre per la terza posizione per lo stesso motivo indicato prima,
- tutte le acquisizioni del terzo soggetto in cui i marker della mano presentano elevati artefatti.

L'errore massimo è entro i limiti accettabili se non:

- nel primo soggetto nella terza posizione per il motivo indicato precedentemente,
- nel secondo soggetto nella seconda (cioè soggetto seduto con braccio esteso) e terza posizione sempre per i motivi precedentemente indicati,
- in tutte le posizioni del terzo soggetto,
- nel quarto soggetto nella prima (cioè il soggetto è in posizione eretta) e terza posizione.

In **Tabella 5.5** si vede come, in tutte le posizioni e soggetti analizzati, la forza applicata lungo l'asse verticale (asse y) sia quella che presenta valori maggiori sia come massimo che come minimo. Applicando una forza lungo l'asse y si applica un movimento che permette di sfruttare i muscoli più sviluppati dell'arto, di conseguenza in questa direzione la forza presenta valori maggiori. Inoltre, i valori massimi (asse y positivo, direzione verso il basso) sono in modulo superiori ai valori minimi (asse y negativo, direzione verso l'alto), in quanto applicando forze positive si svolge un movimento che permette di sfruttare il peso dell'arto invece che contrastarlo come negli altri movimenti.

In **Tabella 5.6** sono stati riportati i range di rotazione del busto intorno agli assi cartesiani, si può notare come la forza applicata al sensore implichi un movimento involontario del busto. Si può vedere che la rotazione con range maggiore è quella lungo l'asse y, asse lungo

il quale viene applicata la forza con maggiore intensità; di conseguenza una maggiore forza implica una maggiore rotazione del busto.

In **Tabella 5.7**, invece, riporto i valori dei range della flessione-estensione e pronosupinazione del gomito durante l'applicazione di una forza massimale. I valori di range di flessione-estensione sono inferiori ai 20° mentre i valori di range di pronosupinazione rimangono intorno ai 30°. Questi valori ottenuti sono all'interno dei range di movimenti indicati nella biomeccanica del gomito [8]. Per i valori di pronosupinazione ottenuti si può notare come in alcuni casi essi presentino valori molto maggiori, la causa è un artefatto stocastico presente nelle traiettorie dei marker che non si è riusciti ad eliminare.

6.1.3. INVERSE DYNAMICS

Come si può vedere in **Figura 5.2**, il primo picco di forza applicata dal soggetto è quello che presenta il valore di forza maggiore, questo perché è un impulso che si è chiesto di applicare al soggetto in modo da poter sincronizzare il tempo di acquisizione del movimento delle telecamere del sistema di Motion Capture e il tempo di applicazione della forza del soggetto al sensore. È interessante notare come in corrispondenza di tale picco non sia presente solamente una forza lungo l'asse y, come richiesto al soggetto, ma anche ulteriori due forze: lungo l'asse x e lungo l'asse z. In **Tabella 5.8** ho scelto di riportare i valori dei picchi massimi nelle tre direzioni e si può notare come non presentino una sola componente, nonostante fosse stato richiesto al soggetto di applicarla lungo un'asse specifico, bensì ne presenta tre. Ciò si riscontra in tutti i soggetti, per tutte le posizioni e per tutti i picchi di forza (**Figura 5.1**). Ciò può essere dovuto alla posizione del braccio che implica un'applicazione di forza non completamente lungo uno specifico asse, inoltre il soggetto per applicarne una massimale tenderà ad applicarla nella direzione indicata ma inevitabilmente non sarà esattamente lungo l'asse richiesto.

Si può vedere come la forza che presenta una maggiore intensità sia quella applicata lungo l'asse y (vedi **Figura 5.1**); una motivazione potrebbe essere che applicando una forza in quella direzione, inevitabilmente, il soggetto può sfruttare il peso stesso del braccio, mentre nelle altre direzioni deve contrastarlo; inoltre, per svolgere questo movimento si utilizzano

muscoli che vengono usati con più frequenza nelle attività quotidiane e, quindi, più allenati. Studiando questa forza applicata stando nelle tre posizioni si può affermare come il soggetto riesca ad applicarne una maggiore quando si trova nella posizione eretta, in quanto muscoli presentano un braccio del momento più favorevole a tale applicazione di forza massimale, come si può vedere in **Figura 5.2**.

Dalla **Tabella 5.8** si può notare come tutti i picchi di forza applicati al sensore presentino non solo la componente di forza richiesta ma tutte le componenti. La posizione tenuta durante l'applicazione di una forza influenza, di conseguenza, la direzione della stessa ma si può notare come la componente con valore assoluto maggiore sia quella inizialmente richiesta al soggetto.

6.2. PROBLEMATICHE RISCONTRATE

In questo lavoro ho riscontrato alcune difficoltà, in primo luogo la modifica dei file xml richiesti in input ai vari strumenti, in quanto i file di esempio già presenti nel software erano propri per modello di arto inferiore, quindi ho dovuto fare una ricerca approfondita dei vari campi da compilare in modo da poterli adattare al mio modello ed al mio scopo.

I file di forza sono stati creati prendendo i dati da un file Matlab strutturato come un array contenente vari campi con differenti informazioni: il tempo, la forza lungo l'asse x, lungo l'asse y, lungo l'asse z, l'offset del sensore e i sei segnali grezzi (raw) che attraverso la matrice di calibrazione del sensore e sommandoli all'offset permettono di ottenere le tre componenti della forza applicata; come spiegato nel Capitolo 4.

Una problematica importante è stata la risoluzione dello strumento Computed Muscle Control. Questo strumento richiede in ingresso un file xml contenente gli "Actuators" che sono le forze o coppie ideali che vanno a controbilanciare i gradi di libertà del sistema e le forze e momenti che si creano in corrispondenza delle articolazioni; questi vanno inseriti per permettere all'algoritmo di ottimizzazione IPOPT presente nell'algoritmo del Computed Muscle Control di ottenere come output le attivazioni dei vari muscoli del modello per l'intera durata del movimento. Oltre al file contenente gli attuatori è necessario un file che indica i limiti entro i quali possono variare le attivazioni di questi ultimi e un file contenente il movimento ottenuto dalla Inverse Kinematics oppure quello ottimizzato ottenuto in uscita dall'Algoritmo di Riduzione dei Residui (RRA). Una volta creati i file di input ho svolto la

Computed Muscle Control ma l'algoritmo di ottimizzazione IPOPT non riesce ad ottenere una soluzione e riporta un messaggio di errore.

Durante la risoluzione del calcolo della Computed Muscle Control (CMC) il software svolge due step, una prima ottimizzazione del sistema tramite l'algoritmo IPOPT ed in seguito una dinamica diretta. L'algoritmo di ottimizzazione può essere di due tipologie: veloce o lento, si può impostare una delle due possibilità indicando con "true" o "false" la proprietà `<use_fast_optimization_target>` nel file xml di setup. Nel momento in cui si inserisce "true", viene svolta una ottimizzazione veloce e, nel mio caso, l'algoritmo segnala l'errore "Converged to a point of local infeasibility. Problem may be infeasible", ciò indica che si sta chiedendo di svolgere un'ottimizzazione per un movimento non attuabile. Ciò potrebbe essere causato da una rielaborazione non abbastanza accurata delle acquisizioni raccolte in laboratorio.

Se, invece, inserisco "false" svolge una ottimizzazione lenta ed il messaggio di errore diventa "Search Direction is becoming Too Small", ciò sta ad indicare che l'algoritmo di ottimizzazione sta cercando di ridurre il passo al di sotto di un limite che si è fissato; ma anche aumentando la grandezza minima dello step di integrazione dell'algoritmo non si riesce a risolvere tale errore.

7. CONCLUSIONE

In conclusione a questo lavoro riporto un breve riepilogo di ciò che è stato ottenuto, delle considerazioni finali e le criticità che ho riscontrato e che mi hanno impedito di ottenere ciò che era lo scopo iniziale di questo progetto; in ultimo andrò ad esporre i possibili miglioramenti e sviluppi futuri.

7.1. RIEPILOGO DEL LAVORO SVOLTO

L'obiettivo di questa Tesi è quello di studiare le forze tendinee sviluppate in seguito a determinati movimenti svolti durante lo sport di arrampicata in modo da poter controllare se possano causare un danno ai tendini che tipicamente riscontrano lesioni in questo sport, il tutto svolto usando un modello muscoloscheletrico precedentemente implementato da Tran Vi Do et al [2] ed un sensore che ha permesso di misurare le forze applicate dai soggetti durante tali movimenti. Avendo riscontrato delle problematiche con lo strumento necessario per il calcolo delle forze tendinee (Computed Muscle Control ed in seguito MuscleAnalyses), ho analizzato i risultati ottenuti dalla cinematica inversa; in particolar modo la rotazione del busto in seguito all'applicazione della massima forza attuabile sul sensore e la cinematica della flessione-estensione e pronazione-supinazione del gomito durante l'applicazione della forza sul sensore.

Per questo lavoro, quindi, si sono utilizzati i dati ottenuti da diverse tecnologie:

- Sensore composto da 4 estensimetri posti a ponte di Wheatstone,
- Sistema optoelettronico di BTS Engineering.

I dati ottenuti dal sensore sono stati rielaborati tramite il software Excel ed in seguito modificati per creare il file di forza necessario per il modello muscoloscheletrico; i dati ottenuti dal sistema optoelettronico sono stati, invece, rielaborati tramite SMART Tracker e SMART Analyzer ed in seguito sono stati usati come input per i vari strumenti del software OpenSim necessari allo svolgimento delle analisi.

Le analisi svolte su OpenSim comprendono:

- scalatura del modello, in modo da ottenere un modello soggetto-specifico,

- Inverse Kinematics, per ottenere il movimento del modello che meglio si abbina al movimento ottenuto in laboratorio e inserito in input nel software,
- Inverse Dynamics, per ottenere le forze ad ogni articolazione responsabili del movimento ottenuto tramite la Inverse Kinematics,
- Computed Muscle Control, strumento usato per ottenere le attivazioni dei differenti muscoli implementati nel modello durante il movimento ottenuto con la Inverse Kinematics,
- Muscle Analysis, che permette grazie ai risultati della cinematica inversa e della Computed Muscle Control di ottenere le forze applicate ai tendini in seguito allo sviluppo delle forze rilevate grazie al sensore durante il movimento fatto svolgere ai soggetti.

7.2. CONSIDERAZIONI CONCLUSIVE SUI RISULTATI OTTENUTI

Questo lavoro di Tesi mi ha permesso di analizzare come maggiore sia la forza applicata dal braccio maggiore sia la rotazione involontaria del busto per attuare tale azione. Inoltre, considerando il braccio come un corpo rigido unito all'avambraccio da una cerniera (il gomito) e vincolato a terra da due cerniere (spalla e polso che collega l'avambraccio alla mano che è fissa sul sensore), ho potuto studiare come per attuare i movimenti richiesti i gradi di libertà associati all'articolazione del gomito (`elbow_flexion` e `pron_sup`) cambino in modo da poter applicare la massima forza. Il range angolare della flessione-estensione del gomito è sempre intorno ai 20°, tranne in un caso in cui supera di poco tale valore, mentre il range angolare della prono-supinazione del gomito rimane intorno ai 30°. Inoltre, si è notato come la posizione vada ad influenzare la capacità del soggetto di applicare la forza in una sola direzione; inevitabilmente andrà ad applicarne una che presenta componenti in tutte le direzioni degli assi cartesiani.

7.3. CRITICITÀ RICONTRATE

Durante questo lavoro ho potuto riscontrare varie criticità che ho esposto nel Capitolo 6 di questa tesi. Le principali problematiche emerse possono derivare da più fattori ed essere determinate da scelte fatte durante l'intero studio.

Le principali problematiche riscontrate sono dovute al programma OpenSim, infatti si è incontrata una impossibilità a svolgere la Computed Muscle Control, necessaria per poi ottenere i valori di forza tendinea di interesse.

7.4. PROSPETTIVE E SVILUPPI FUTURI

Questo lavoro presenta alcune limitazioni, primo aspetto è la possibilità di migliorare la modalità di acquisizione dei dati; infatti, è stato richiesto ai soggetti di tenere immobile il busto in modo da poter analizzare i movimenti attuati solo dai muscoli del braccio destro. Quindi si potrebbe ideare un metodo per poter bloccare il grado di libertà della schiena senza coprire i marker presenti sul busto.

Inoltre, si potrebbe trovare un protocollo di markerizzazione dell'intero corpo e utilizzare una parete da scalata con più sensori per poter analizzare le forze tendinee durante tutta l'azione della scalata; per questo motivo sarebbe necessario utilizzare o implementare un modello completo del corpo.

Visto che l'analisi muscolare non è stata completata e le attivazioni muscolari, di conseguenza, non sono state ottenute, un possibile sviluppo di questo lavoro potrebbe proprio essere risolvere la problematica che ne ha impedito l'ottenimento e ottenere le forze tendinee tramite l'analisi muscolare completa, scopo iniziale di questo mio progetto.

8. BIBLIOGRAFIA

- [1] J. W. McDonald, A. Henrie, M. Teramoto, E. Medina e S. E. Willick, «Descriptive Epidemiology, Medical Evaluation, and Outcomes of Rock Climbing Injuries,» *WILDERNESS & ENVIRONMENTAL MEDICINE*, vol. 28, p. 185–196, 2017.
- [2] T. V. Do, T. M. Son, S. Mazzoleni e P. Dario, «An Approach of Shoulder Movement Analysis Using OpenSim Software,» in *International Conference on System Science and Engineering (ICSSE)*, 2019.
- [3] S. Duprey, A. Naaim, F. Moissenet, M. Begon e L. Chèze, «Kinematic Models of the upper limb joints for multibody kinematic optimisation: an overview,» *Journal of Biomechanics*, 2016.
- [4] [Online]. Available: <https://www.biopills.net/anatomia-arto-superiore/>.
- [5] [Online]. Available: <https://www.burningate.com/wp-content/uploads/2019/11/Anatomia-biomeccanica-spalla.pdf>.
- [6] [Online]. Available: <https://www.my-personaltrainer.it/fisiologia/polso.html>.
- [7] «Appunti corso di Valutazione Funzionale e Riabilitazione Motoria A.A. 2019-2020».
- [8] [Online]. Available: <https://www.noene-italia.com/braccio/>.
- [9] [Online]. Available: <https://lascienzainpalestra.it/gomito-anatomia-e-biomeccanica/>.
- [10] [Online]. Available: <https://www.noene-italia.com/polso/>.
- [11] «Appunti corso di Bioingegneria del Sistema Motorio A.A. 2018/2019».
- [12] B. B. Danley e S. Huang, «BIOMECHANICAL AND BIOCHEMICAL STUDY OF MUSCLE-TENDON-BONE IN PORCINE DIGITAL FLEXOR TENDON,»

in *Proceedings of the ASME 2015 International Mechanical Engineering Congress and Exposition, IMECE 2015*, Houston, Texas, 2015.

- [13] C. N. Maganaris e J. P. Paul, «Tensile properties of the in vivo human gastrocnemius tendon,» *Journal of Biomechanical*, n. 35, pp. 1639-1646, 2002.
- [14] Zajac, «Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control,» *Critical reviews in biomedical engineering*, 1989.
- [15] O. Workshop, *Introduction to muscle analysis*.
- [16] H. Miyamoto, K. Watanabe, A. Teramoto, N. Iida, T. Taniguchi, K. Hirota, K. Negishi e M. Fujimiya, «Strain measurement of the deep layer of the supraspinatus tendon using fresh frozen cadaver: The influence of shoulder elevation,» *Clinical Biomechanics*, 2002.
- [17] E. Itoi, L. J. Berglund, J. J. Grabowski, F. M. Schultz, E. S. Growney, B. F. Morrey e K.-N. An, «Tensile Properties og the Supraspinatus Tendon,» *Journal of Orthopaedic Research*, n. 13, pp. 578-584, 1995.
- [18] N. Pflederer, Z. Zitterkopf e S. Saxena, «BYE BYE BICEPS: CASE REPORT DESCRIBING PRESENTATION, PHYSICAL EXAMINATION, DIAGNOSTIC WORKUP, AND TREATMENT OF ACUTE DISTAL BICEPS BRACHII TENDON RUPTURE,» *The Journal of Emergency Medicine*, pp. 1-5, 2018.
- [19] R. F. Zernicke, J. Garhammer e F. W. Jobe, «Human Patellar-Tendon Rupture,» *The Journal of Bone and Joint Surgery*, Vol. %1 di %259-A, n. 2, pp. 179-183, March 1977.
- [20] M. Damsgaard, J. Rasmussen, S. T. Christensen, E. Surma e M. d. Zee, «Analysis of Musculoskeletal Systems in the AnyBody Modeling System,» *Simul. Model. Pract. Theory*, vol. 14, n. 8, pp. 1100-1111, 2006.

- [21] K. R. S. Holzbaur, W. M. Murray e S. L. Delp, «A model of the upper extremity for simulating musculoskeletal surgery and analyzing neuromuscular control,» *Ann. Biomed. Eng.*, vol. 33, n. 6, pp. 829-840, 2005.
- [22] M.G.Pandy e B.A.Garner, «Musculoskeletal Model of the Upper Limb Based on the Visible Human Male Dataset,» *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, vol. 4, n. 2, pp. 93-126, 2001.
- [23] D. Blana, J. G. Hincapie, E. K. Chadwick e R. F. Kirsch, «A musculoskeletal model of the upper extremity for use in the development of neuroprosthetic systems,» *J. Biomech.*, vol. 41, n. 8, pp. 1714-1721, 2008.
- [24] C.R.Dickerson, D.B.Chaffin e R.E.Hughes, «A mathematical musculoskeletal shoulder model for proactive ergonomic analysis,» *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, vol. 10, n. 6, pp. 389-400, 2007.
- [25] Nikooyan, Veeger, Chadwick, Praagman e v. d. Helm, «Development of a comprehensive musculoskeletal model of the shoulder and elbow,» *Med Biol Eng Comput*, vol. 48, pp. 1425-1435, 2011.
- [26] C. HOEGFORS, G. SIGHOLM e P. HERBERTS, «BIOMECHANICAL MODEL OF THE HUMAN SHOULDER-I. ELEMENTS,» *Journal of Biomechanics*, vol. 20, n. 2, pp. 157-166, 1987.
- [27] J. Dul, «A biomechanical model to quantify shoulder load at the work place,» *Clinical Biomechanics*, vol. 3, pp. 124-128, 1988.
- [28] C. HOEGFORS, B. PETERSON, G. SIGHOLM e P. HERBERTS, «BIOMECHANICAL MODEL OF THE HUMAN SHOULDER JOINT - II. THE SHOULDER RHYTHM,» *Journal of Biomechanics*, vol. 24, n. 8, pp. 699-709, 1991.
- [29] D. KARLSSON e B. PETERSON, «TOWARDS A MODEL FOR FORCE PREDICTIONS IN THE HUMAN SHOULDER,» *Journal of Biomechanics*, vol. 25, n. 2, pp. 189-199, 1992.

- [30] V. D. HELM, «ANALYSIS OF THE KINEMATIC AND DYNAMIC BEHAVIOR OF THE SHOULDER MECHANISM,» *Journal of Biomechanics*, vol. 27, n. 5, pp. 527-550, 1994.
- [31] R.Brand e J. Groot, «A three-dimensional regression model of the shoulder rhythm,» *Clinical Biomechanics*, vol. 16, pp. 735-743, 2001.
- [32] C. Johnson, «A model for the prediction of the forces at the glenohumeral joint,» *Part H: J. Engineering in Medicine*, vol. 220, pp. 801-812, 2006.
- [33] W. Wu, P. Lee e A. Bryant, «SUBJECT-SPECIFIC MUSCULOSKELETAL MODELING IN THE EVALUATION OF SHOULDER MUSCLE AND JOINT FUNCTION,» *Journal of Biomechanics*, 2016.
- [34] C. Quental, J. Folgado, J. Ambrósio e J. Monteiro, «A new shoulder model with a biologically inspired glenohumeral joint,» *Medical Engineering and Physics*, 2016.
- [35] A. Seth, R. Matias, A. P. Veloso e S. L. Delp, «A Biomechanical Model of the Scapulothoracic Joint to Accurately Capture Scapular Kinematics during Shoulder Movements,» *PlosOne*, vol. 11, n. 1, 2016.
- [36] A. Seth, M. Dong, R. Matias e S. L. Delp, «Muscle contributions to upper-extremity movement and work from a musculoskeletal model of the human shoulder,» *Front. Neurobot*, 2019.
- [37] A. Kian, C. Pizzolato, M. Halaki, K. Ginn, D. Lloyd, D. Reed e D. Ackland, «Static optimization underestimates antagonist muscle activity at the glenohumeral joint: A musculoskeletal modeling study,» *Journal of Biomechanics*, vol. 97, 2019.
- [38] C. Flores-Hernandez, I. Eskinazi, H. R. Hoenecke e D. D. D'Lima, «Scapulothoracic rhythm affects glenohumeral joint force,» *JSES Open Access*, vol. 3, pp. 77-82, 2019.
- [39] T. J. Armstrong e D. B. Chaffin, «AN INVESTIGATION OF THE RELATIONSHIP BETWEEN DISPLACEMENTS OF THE FINGER AND

- WRIST JOINTS AND THE EXTRINSIC FINGER FLEXOR TENDONS,»
Journal of Biomechanics, vol. 11, pp. 119-128, 1978.
- [40] Kociolek e Keir, «Modelling tendon excursions and moment arms of the finger flexors: Anatomic fidelity versus function,» *Journal of Biomechanics*, vol. 44, pp. 1967-1973, 2011.
- [41] B. I. Binder-Markey e W. M. Murray, «Incorporating the length-dependent passive-force generating muscle properties of the extrinsic finger muscles into a wrist and finger biomechanical musculoskeletal model,» *Journal of Biomechanics*, 2017.
- [42] M. Mirakhorlo, N. V. Beek, M. Wesseling, H. Maas, H. E. J. Veeger e I. Jonkers, «A musculoskeletal model of the hand and wrist: model definition and evaluation,» *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 2018.
- [43] J. Ma'touq, T. Hu e S. Haddadin, «A validated combined musculotendon path and muscle-joint kinematics model for the human hand,» *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 2019.
- [44] GARNER e PANDY, «A Kinematic Model of the Upper Limb Based on the Visible Human Project (VHP) Image Dataset,» *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol. 2, n. 2, pp. 107-124, 1999.
- [45] W. Maurel, D. Thalmann, P. Hoffmeyer, P. Beylot, P. Gingins, P. Kalra e N. M. Thalmann, «A Biomechanical Musculoskeletal Model of Human Upper Limb for Dynamic Simulation,» in *Biomedical Imaging V - Proceedings of the 5th IEEE EMBS International Summer School on Biomedical Imaging*, 2002.
- [46] E. Pennestri, R. Stefanelli, P. Valentini e L. Vita, «Virtual musculo-skeletal model for the biomechanical analysis of the upper limb,» *Journal of Biomechanics*, vol. 40, p. 1350–1361, 2007.
- [47] C. Qental, J. Folgado, J. Ambrósio e J. Monteiro, «Critical analysis of musculoskeletal modelling complexity in multibody biomechanical models of the

- upper limb,» *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol. 18, n. 7, pp. 749-759, 2015.
- [48] M. Fadzli, A. Hanafusa, Y. Kubota e D. Nishimori, «Preliminary Study on Muscle Force Estimation using Musculoskeletal Model for Upper Limb Rehabilitation with Assistive Device for Home Setting,» *Journal of Physics: Conference Series*, 2019.
- [49] C. M. Z. Q., S. Kai e Z. Chao, «A Biomechanical Model of Human Muscular-Skeletal System with Inertial Effects,» in *Proceedings of the 35th Chinese Control Conference*, Chengdu, China, July 27-29 2016.
- [50] Rasmussen, «The AnyBody Modeling System,» *DHM and Posturography*, 2019.
- [51] S. L. DELP e J. P. LOAN, «Graphics-based software system to develop and analyze models of musculoskeletal structures,» *Comput. Bid. Med.*, vol. 25, n. 1, pp. 21-34, 1995.
- [52] S. L. Delp, F. C. Anderson, A. S. Arnold, P. Loan, A. Habib, C. T. John, E. Guendelman e D. G. Thelen, «OpenSim: Open-Source Software to Create and Analyze Dynamic Simulations of Movement,» *IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING*, vol. 54, n. 11, pp. 1940-1950, November 2007.
- [53] [Online]. Available: <https://simtk-confluence.stanford.edu:8443/display/OpenSim/How+Scaling+Works>.
- [54] [Online]. Available: <https://simtkconfluence.stanford.edu:8443/display/OpenSim/Tutorial+3++Scaling%2C+Inverse+Kinematics%2C+and+Inverse+Dynamics>.
- [55] [Online]. Available: <https://simtk-confluence.stanford.edu:8443/display/OpenSim/Getting+Started+with+Scaling>.
- [56] [Online]. Available: <https://simtk-confluence.stanford.edu:8443/display/OpenSim/How+Inverse+Kinematics+Works>.

- [57] [Online]. Available: <https://simtk-confluence.stanford.edu:8443/display/OpenSim/Getting+Started+with+Inverse+Kinematics>.
- [58] A. Perino, *Sviluppo e validazione di un modello neuromuscolare di arto superiore in ambiente OpenSim*, Torino: Politecnico di Torino, 2017/2018.
- [59] [Online]. Available: <https://simtk-confluence.stanford.edu:8443/display/OpenSim/How+Inverse+Dynamics+Works>.
- [60] [Online]. Available: <https://simtk-confluence.stanford.edu:8443/display/OpenSim/Getting+Started+with+Inverse+Dynamics>.
- [61] [Online]. Available: <https://simtk-confluence.stanford.edu/display/OpenSim/Analyses>.
- [62] [Online]. Available: <https://simtk-confluence.stanford.edu/display/OpenSim/Getting+Started+with+Analyses>.
- [63] M. Nicola e C. Shanmugam, «Sports injuries in children,» *British Medical Bulletin*, vol. 86, p. 33–57, 2008.
- [64] P. Brukner, «Stress fractures of the upper limb,» *Sports Med*, vol. 26, n. 6, pp. 415-424, 1998 Dec.
- [65] B. J. Krabak, E. Alexander e T. Henning, «Shoulder and Elbow Injuries in the Adolescent Athlete,» *Phys Med Rehabil Clin N Am*, p. 271–285, 2008.
- [66] J. Usman e A. S. McIntosh, «Upper limb injury in rugby union football: results of a cohort study,» *Br J Sports Med*, vol. 47, pp. 374-379, 2012.
- [67] Akuthota, Chou, Drake, Nadler e Toledo, «Sports and performing arts medicine. 2. Shoulder and elbow overuse injuries in sports,» *Arch Phys Med Rehabil*, vol. 85, pp. S52-8, 2004.

- [68] L.-M. Noake e T. Holtzhausen, «Elbow, Forearm, Wrist, and Hand Injuries Among Sport Rock Climbers,» *Clinical Journal of Sport Medicine*, vol. 6, pp. 196-203, 1996.
- [69] M. Christoph Lutter, M. P. Andreas Schweizer, M. Thomas Hochholzer, M. Thomas Bayer e M. P. Volker Schöffl, «Pulling Harder than the Hamate Tolerates: Evaluation of Hamate Injuries in Rock Climbing and Bouldering,» *WILDERNESS & ENVIRONMENTAL MEDICINE*, 2016.
- [70] V. Schöffl, I. Schöffl, L. Frank, T. Küpper, M. Simon e C. Lutter, «Tendon injuries in the hands in rock climbers: Epidemiology, anatomy, biomechanics and treatment-An update,» *Muscles, Ligaments and Tendons Journal*, vol. 10, n. 2, pp. 233-243, 2020.
- [71] E. N. Kubiak e J. A. Bosco, «“Hand Injuries in Rock Climbers,» *Bulletin of the NYU Hospital for Joint Diseases*, vol. 64, n. Numbers 3 & 4, 2006.
- [72] C. E. Clauser, J. T. McConville e J. W. Young, «Weight, volume, and center of mass of segments of the human body,» *Aerospace Medical Research Laboratories, Wright-Patterson Air Force Base, OH*, 1969.
- [73] [Online]. Available: <http://www.biopills.net/anatomia-arto-superiore/>.
- [74] [Online]. Available: <https://www.biopills.net/anatomia-arto-superiore/>.
- [75] A. Mackey, C. Stinear, S. Stott e W. D. Byblow, «Upper limb function and cortical organization in youth with unilateral cerebral palsy,» *Frontiers in neurology*, vol. 5, pp. 1-9, 2014.
- [76] M. Garcia-Elias, K.-N. An, L. J. Berglund, R. L. Linscheid, W. P. Cooney, E. Y. S. Chao e R. Minn., «Extensor mechanism of the fingers. II. Tensile Properties of components,» *The Journal of HAND SURGERY*, vol. 16A, pp. 1136-1140, 1991.
- [77] V. D. HELM, «A FINITE ELEMENT MUSCULOSKELETAL MODEL OF THE SHOULDER MECHANISM,» *Journal of Biomechanics*, vol. 27, n. 5, pp. 551-569, 1994.

- [78] V. Schöffl, I. Schöffl, L. Frank, T. Küpper, M. Simon e C. Lutter, «Tendon Injuries in the Hands in Rock Climbers: Epidemiology, Anatomy, Biomechanics and Treatment - An Update,» *Muscles, Ligaments and Tendons Journal* 2020, vol. 10, n. 2, pp. 233-243, 2020.
- [79] S. Arya e K. Kulig, «Tendinopathy alters mechanical and material properties of the Achilles tendon,» *J Appl Physiol*, pp. 670-675, 2010.