

POLITECNICO DI TORINO

Corso di Laurea Magistrale in

Ingegneria Biomedica

Anno accademico 2022/2023



**Politecnico
di Torino**

Tesi di Laurea Magistrale

**Ricerca bibliografica sulla resistenza passiva delle articolazioni
dell'arto superiore e analisi numerica multibody**

Relatori:

Prof. Cristina Bignardi

Prof. Elisabetta Zanetti

Ing. Giulia Pascoletti

Candidato:

Marco Perdicchia

A mia nonna,

che mi protegge sulla stella più bella che c'è.

Ai suoi preziosi consigli, alla sua saggezza e infinita bontà.

Mai potrò dimenticare i suoi occhi azzurri, limpidi come la sua anima.

Sommario

ABSTRACT	1
INTRODUZIONE	2
Capitolo 1: LA RESISTENZA PASSIVA	4
1.1 I muscoli	4
1.2 Tendini e legamenti	9
1.3 Strutture cartilaginee.....	12
1.4 Superficie articolare.....	14
Capitolo 2: LE ARTICOLAZIONI DELL'ARTO SUPERIORE	15
2.1 Anatomia articolazione della spalla.....	16
2.2 Anatomia articolazione del gomito.....	19
2.3 Anatomia articolazione del polso	21
2.4 Assi di riferimento e gradi di libertà.....	23
Capitolo 3: RICERCA DEGLI STUDI IN LETTERATURA	26
3.1 Metodi di ricerca.....	26
3.2 Articolazione della spalla	30
3.2.1 <i>Movimenti della spalla</i>	30
3.2.2 <i>Confronto curve articolazione della spalla</i>	39
3.2.3 <i>Movimenti combinati di più articolazioni</i>	43
3.3 Articolazione del gomito	46
3.3.1 <i>Movimenti del gomito</i>	46
3.3.2 <i>Confronto curve articolazione del gomito</i>	54
3.3.3 <i>Movimenti combinati di più articolazioni</i>	57
3.4 Articolazione del polso	59
3.4.1 <i>Movimento del polso</i>	59
3.4.2 <i>Confronto curve articolazione del polso</i>	62
3.4.3 <i>Movimenti articolari di più articolazioni</i>	64
3.5 Parametri che influenzano i modelli.....	64
3.6 Scelte dei modelli migliori	66
CAPITOLO 4: MODELLI MULTIBODY PER IL CORPO UMANO	71
4.1 Tipi di modelli e modello ATB utilizzato	72
4.2 Modellazione delle leggi di resistenza passiva e condizione di “hard stop”	76
4.3 Simulazione di caduta da un trampolino del modello ATB in MSC Adams	78

CAPITOLO 5: DISCUSSIONE E CONFRONTI	81
5.1 Articolazione della spalla	82
5.1.1 <i>Risposta della spalla durante la caduta dalla pedana</i>	82
5.2 Articolazione del gomito	86
5.2.1 <i>Risposta del gomito durante la caduta dalla pedana</i>	86
5.3 Articolazione del polso	88
5.3.1 <i>Risposta del polso durante la caduta dalla pedana</i>	88
5.4 Considerazioni finali.....	90
<i>CAPITOLO 6: CONCLUSIONI E SVILUPPI FUTURI</i>	96
<i>RINGRAZIAMENTI</i>	98
<i>BIBLIOGRAFIA</i>	99

ABSTRACT

Keywords: resistenza passiva, articolazioni, simulazioni, arto superiore, ROM.

Questo lavoro di tesi analizza la resistenza passiva delle articolazioni dell'arto superiore, spalla, gomito e polso al fine di implementarle in un modello multibody di androide. È stata effettuata un'estesa analisi bibliografica dei lavori sperimentali presenti in letteratura con l'obiettivo di confrontare le formulazioni di rigidità proposte sia dal punto di vista analitico sia numerico, con riferimento a ciascun grado di libertà delle diverse articolazioni.

Il confronto analitico tra le varie formulazioni è stato eseguito, per ogni articolazione e per ogni grado di libertà, considerando per la spalla tre movimenti (flesso-estensione, abduzione-adduzione nel piano frontale e rotazione assiale), mentre per il gomito e il polso solo il movimento di flesso-estensione. Nello specifico, da ogni studio è stato estrapolato il rispettivo andamento del momento flettente/torcente in funzione dell'angolo articolare e il range of motion (ROM) consentito per ciascun grado di libertà delle articolazioni in esame. Le formulazioni prese in considerazione possono essere sia di tipo lineare sia non lineare.

Da questa prima analisi analitica sono emerse differenze significative tra i diversi autori sia in termini di range of motion sia in termini di rigidità passiva.

Successivamente, le leggi di resistenza passiva ritenute attendibili (ossia quelle in cui la coppia resistente aumenta bruscamente in prossimità dei limiti del range of motion), sono state implementate all'interno di un modello multibody di androide in ADAMS per valutarne gli effetti nel corso di una dinamica di caduta. Le simulazioni numeriche sono state svolte utilizzando un modello ATB (Articulated Total Body) a 17 segmenti collegati con vincoli cinematici atti a replicare le articolazioni.

Nello specifico è stata simulata la caduta nel vuoto da 5m di altezza, con un urto del braccio sinistro contro un ostacolo intermedio al successivo impatto sul terreno.

Dai risultati ottenuti si è osservato che l'implementazione delle diverse leggi di resistenza passiva formulate da autori differenti hanno prodotto andamenti dell'angolo articolare nel tempo molto simili tra loro, ma che differiscono per i valori di picco raggiunti a seconda delle formulazioni implementate.

Viceversa nella fase che segue l'impatto con il terreno, gli andamenti angolari assumono valori molto differenti a seconda della legge implementata: l'articolazione, infatti, tende a stabilizzarsi nell'intorno dell'angolo in cui è presente la minima coppia articolare.

Tutte le formulazioni lineari hanno portato, in fase di simulazione, ad avere movimenti angolari più contenuti e hanno anche un'influenza sulla cinematica globale di caduta.

Le differenze massime tra le simulazioni sono emerse per l'articolazione della spalla, una giunzione simulata con un giunto sferico e avente un più ampio range di movimento rispetto alle altre articolazioni. Il gomito e il polso hanno, invece formulazioni di rigidità passiva che differiscono solo in termini di ampiezza del range of motion; generalmente mantengono lo stesso andamento durante tutta la simulazione, salvo per la posizione finale dell'arto.

INTRODUZIONE

Negli ultimi anni sono stati messi a punto vari modelli muscolo-scheletrici finalizzati ad applicazioni biomeccaniche in cui si vuole studiare la cinematica e dinamica del corpo umano o di specifici segmenti anatomici

Questo lavoro di tesi propone lo studio delle articolazioni dell'arto superiore: spalla, gomito e polso; studiandone quella che è definita come resistenza passiva: ovvero la resistenza che oppone l'articolazione al movimento tra i segmenti corporei contigui, senza attivazione muscolare dei tessuti che circondano l'articolazione e che ne definiscono le proprietà articolari.

Si cerca di realizzare un modello umano ancora più accurato attraverso un'analisi approfondita della modellazione delle resistenze passive e gradi di libertà inerenti a ciascuna articolazione.

L'obiettivo della tesi è stato quello di esaminare le articolazioni di spalla, gomito e polso con i rispettivi vincoli cinematici al fine di replicare in modo affidabile la resistenza passiva articolare.

Una modellazione accurata apre la strada a varie applicazioni ingegneristiche nell'ambito della sicurezza, dell'ergonomia, dell'ottimizzazione delle prestazioni sportive, ecc.

Per far ciò, è stata effettuata una estesa ricerca in letteratura sulle resistenze passive delle articolazioni dell'arto superiore e sui vari esperimenti effettuati in vivo, ex vitro o in vitro nel corso degli anni.

Le prove sperimentali possono variare tra loro avendo impiegato diversi protocolli e attrezzature, da cui si possono derivare grafici, angolo/momento differenti, con valori diversi del range of motion o nella coppia massima sopportata dall'articolazione in esame.

Le curve di resistenza passiva sono inoltre state interpolate con leggi di regressione basate su funzioni analitiche differenti (espressione bi-esponenziale o lineare).

Il terzo capitolo propone una fase di confronto qualitativa e numerica tra tutti i grafici momento-angolo dei diversi autori, ma considerato l'ingente numero di dimostrazioni; tra queste, sono state selezionate le curve che meglio replicavano i dati clinici al fine di implementarle in un modello multibody di androide.

Più specificatamente, è stato preso in considerazione un modello Articolato Total Body (ATB), che consente di ottenere informazioni sulla cinematica complessiva del corpo umano con un limitato sforzo computazionale, implementato in MSC Adams e presentato nel quarto capitolo.

Il modello articolato ATB di un androide è composto da 17 segmenti, le cui proprietà inerziali, i rispettivi baricentri e volumi sono stati ricavati da database antropometrici.

A questo punto sono state assegnate, nel software Adams, le leggi di resistenza passiva selezionate in lettura per le diverse articolazioni che compongono l'arto superiore.

Un passaggio fondamentale in questa fase è l'implementazione della condizione di "hard stop", necessaria per riuscire a bloccare l'articolazione ed evitare che vada oltre i range of motion forniti dagli autori.

Solo a questo punto è possibile passare ad un'applicazione pratica (o caso studio), ossia alla simulazione di caduta dell'androide da un trampolino posto ad un'altezza di 5m in MSC Adams.

Lo scopo del quinto capitolo, infatti, è quello di osservare l'effettivo andamento dell'articolazione in funzione di ciascuna resistenza passiva implementata durante la simulazione di caduta.

I dati numerici raccolti dalle simulazioni sono stati poi utilizzati nella successiva fase di confronto, così da creare opportuni grafici in Matlab dove rappresentare i risultati ottenuti.

Capitolo 1: LA RESISTENZA PASSIVA

La presenza di cartilagine nell'articolazione, più nello specifico nei tendini e nei legamenti, con la forma della superficie del giunto, produce resistenza al movimento e quindi una coppia passiva ("torque" in inglese). Una coppia articolare è la somma delle coppie attive e passive. La coppia attiva è ottenuta dalle forze attive (ad esempio qualsiasi muscolo in grado di generare una forza), mentre quelle passive è ottenuta dalla deformazione dei tessuti passivi (tendini, legamenti, pelle e parti inattive). La resistenza totale articolare è dovuta principalmente alla deformazione dei tessuti intorno all'articolazione.

Affinché ci sia una determinazione quantitativa della forza resistiva (valori di momento e coppia di una articolazione specifica) sono richieste le seguenti conoscenze:

- Il movimento relativo dell'articolazione di riferimento rispetto ad un sistema fisso, ad esempio il busto.
- I valori della forza tridimensionale e vettori momento responsabili del movimento nel ROM.

Pertanto è necessaria la conoscenza della configurazione a livello microscopico dei tessuti che concorrono alla formazione e alla funzionalità dell'articolazione stessa.

Occorre infine definire la resistenza passiva, cioè la resistenza che questi tessuti (posti intorno all'articolazione) oppongono a un movimento involontario. La fonte di questo studio saranno le resistenze passive, misurate attraverso l'utilizzo di macchinari che hanno il solo compito di muovere l'articolazione nei *range of motion* possibili e per ogni angolo, definendone la coppia passiva.

I tessuti (intorno all'articolazione) che ne definiscono la resistenza passiva sono:

- 1) *Muscoli;***
- 2) *Tendini e Legamenti;***
- 3) *Strutture Cartilaginee;***
- 4) *Superficie articolare.***

1.1 I muscoli

Il muscolo è un tessuto composto da particolari fibre, dette fibre muscolari, dotate di capacità contrattile. Le fibre muscolari sono formate da particolari cellule chiamate miociti e ogni cellula è composta da tante miofibrille (di circa 1 μm di diametro). All'interno di quest'ultime si possono distinguere delle unità ripetute di sarcomeri al cui interno sono presenti due fasci di filamenti paralleli: i filamenti sottili di actina e i filamenti spessi di miosina. Ciascuna miofibrilla è

circondata da una rete di membrane che formano delle cisterne chiamate reticoli sarcoplasmatici, i quali hanno la funzione di immagazzinare ioni Ca^{2+} e liberarli nel citosol quando la cellula è stimolata a contrarsi. La contrazione muscolare che caratterizza l'attività dei muscoli è data dall'interazione di queste due tipologie di filamenti.

In base alla morfologia [2], possiamo distinguere i muscoli in:

- **Striati scheletrici:** Questi muscoli sono connessi a segmenti scheletrici e presentano striature visibili anche ad occhio nudo. Queste striature sono dovute alla disposizione regolare degli elementi contrattili. I muscoli striati scheletrici, si contraggono in seguito a impulsi nervosi provenienti dai motoneuroni del sistema nervoso centrale, ovvero contrazioni volontarie. In essi, inoltre, la percentuale di miosina è più alta rispetto all'actina. Questa speciale conformazione gli conferisce resistenza e forza.
- **Striati cardiaci:** che costituiscono la componente muscolare del cuore, detta miocardio. Microscopicamente parlando, rispetto alle fibre muscolari scheletriche, oltre alle strie trasversali note, posseggono altre striature trasversali ben evidenti, chiamate strie intercalari. Il muscolo cardiaco si contrae indipendentemente dalla volontà e la sua conformazione è composta quasi dal 50% di actina e 50% di miosina.
- **Lisci:** cosiddetti in quanto non presentano striature trasversali, essendo gli elementi contrattili disposti disordinatamente. Sono questi a costituire la componente muscolare dei visceri. Qui invece la percentuale di actina è più alta rispetto a quelli striati.

I muscoli lisci (salvo pochissime eccezioni) sono involontari, cioè la contrazione di questi avviene in maniera indipendente dalla volontà: sotto il controllo di ormoni, stimoli esterni o in seguito a impulsi del sistema nervoso autonomo.

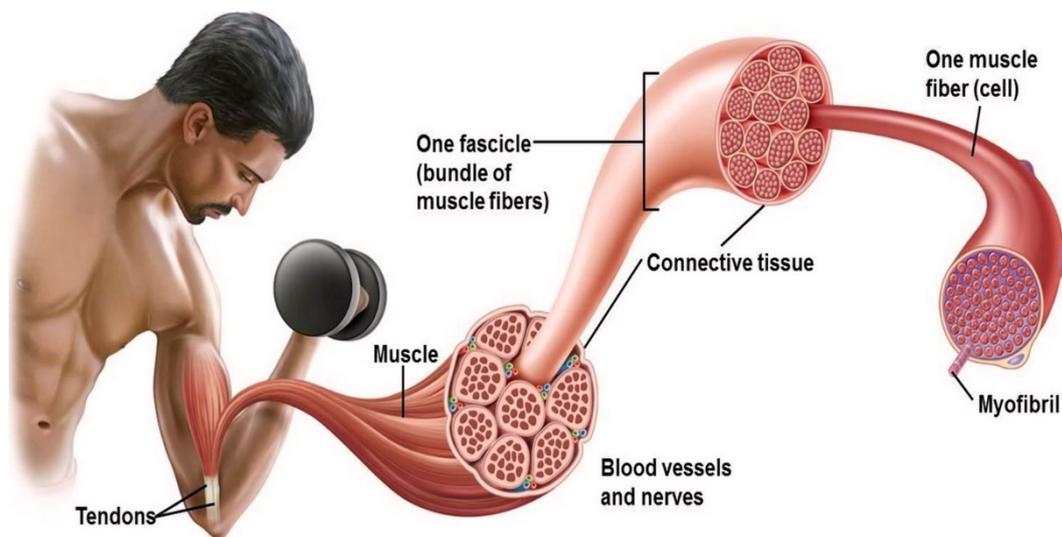


Figura 1.1.1: muscolo umano a livello microstrutturale

Prima di analizzare fisiologicamente come avviene la contrazione all'interno del tessuto muscolare, è bene distinguere i diversi meccanismi di contrazione e le diverse tipologie di muscoli che si possono avere.

In base alla funzione, invece, possiamo distinguere i muscoli agonisti dagli antagonisti:

- Muscoli Agonisti, che svolgono l'azione attraverso la contrazione muscolare.
- Muscoli Antagonisti, che si oppongono al movimento degli agonisti.

Un esempio è il bicipite rispetto al tricipite e viceversa.

Esistono anche muscoli estensori che servono ad allontanare i capi delle ossa che sono stati avvicinati nell'azione, distendendo quindi l'articolazione; i muscoli stabilizzatori che servono a stabilizzare il corpo durante un movimento e i muscoli sinergici che aiutano il muscolo responsabile del movimento nell'esecuzione dello stesso.

A seconda di come varia la lunghezza del muscolo e la forza sviluppata, una contrazione muscolare può essere:

- Isometrica: l'angolo articolare e la lunghezza del muscolo non cambiano ma le unità contrattili si accorciano generando una forza muscolare.
- Isotonica: la tensione sviluppata dal muscolo si mantiene costante e il muscolo si accorcia. Una contrazione isotonica si ottiene applicando un carico costante in modo che il muscolo possa variare la sua lunghezza accorciandosi o allungandosi.
 - Contrazione concentrica quando il muscolo genera una forza accorciandosi;
 - Contrazione eccentrica quando il muscolo genera una forza mentre si allunga.

Durante la fase di allungamento muscolare (o fase dinamica) in cui il muscolo viene allungato da una lunghezza iniziale alla sua lunghezza massima è possibile definire alcune proprietà che ne determinano il comportamento viscoelastico passivo: la flessibilità, la rigidità o l'isteresi e scorrimento visco-elastico.

La flessibilità è la capacità di una o di un insieme di articolazioni, di muoversi liberamente per tutto il proprio range di mobilità. La flessibilità di un'articolazione è specifica, diversa per diverse articolazioni ed individui diversi.

La capsula ed i tessuti connettivi ad essa associati offrono, insieme al muscolo, la maggior parte della resistenza alla flessibilità ad angoli medi di movimento, mentre agli angoli estremi del range articolare il maggiore effetto limitante e resistente è offerto dai tendini. Il riscaldamento motorio migliora la flessibilità del muscolo (a 45°C la flessibilità dinamica aumenta di circa il 20%, o viceversa, a 18°C si ha una riduzione della mobilità articolare pari al 10-20%).

Una flessibilità eccessiva può così diventare pericolosa al pari di una ridotta mobilità articolare; entrambe le condizioni aumentano infatti il rischio di lesioni (i legamenti si lacerano se allungati più del 6 % della loro normale lunghezza, i tendini non sono neppure preposti all'allungamento).

La rigidezza, invece, determina il comportamento viscoso del muscolo perché è velocità-dipendente: la rigidezza aumenta all'aumentare della velocità di allungamento. Dopo l'allungamento del muscolo, esso quando ritorna alla sua posizione accorciata con la stessa velocità con il quale si è allungato, incontrando una ridotta resistenza passiva. Questo effetto si chiama **ciclo di isteresi** nel quale si può calcolare la perdita di energia come la differenza tra la fase di dinamica (o allungamento) e la fase di recupero. Il termine rigidezza sarà molto importante nel successivo capitolo in quanto potremmo trovare dei valori di rigidezza che gli autori ci hanno fornito e che definiscono il coefficiente angolare della retta che rappresenta quel tipo di movimento.

I muscoli scheletrici mostrano anche uno scorrimento visco-elastico in cui il muscolo si allunga quando soggetto ad un carico costante, come fosse soggetto a stretching. A lunghezze muscolari maggiori di quelle rilassate, i cambiamenti passivi nella lunghezza dei muscoli sono accompagnati da cambiamenti nella le lunghezze dei fasci muscolari.

A livello microscopico, invece, le strutture che determinano le caratteristiche passive del muscolo sono sicuramente i filamenti di actina e miosina e le proteine non contrattili del citoscheletro.

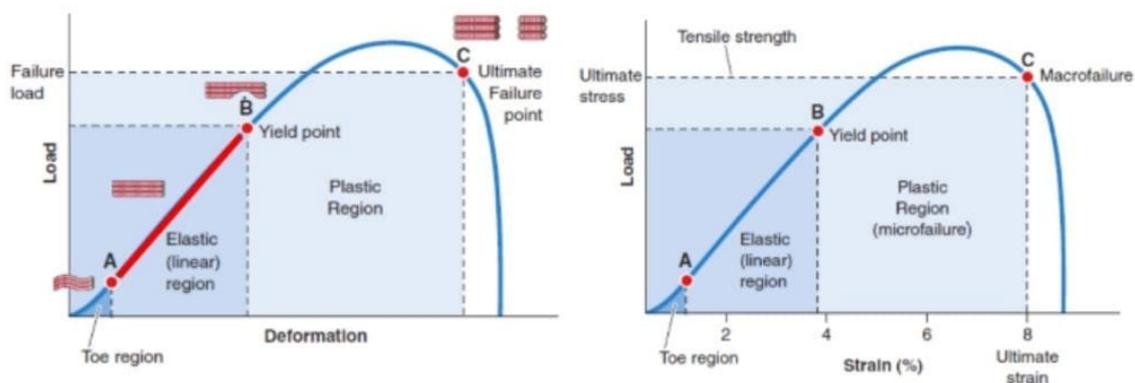


Figura 1.1.2: resistenza ad elongazione di un muscolo generico.

Il fenomeno della contrazione può essere diviso in due fasi: aggancio (formazione dei ponti trasversali) tra filamenti di actina e miosina e successivo scorrimento dei filamenti per produrre il movimento, allungando o accorciando il muscolo (dipende dall'aumento dell'attività del calcio interno alla fibra).

Fondamentale risulta anche la presenza nella testa della miosina di una tasca deputata al legame con l'ATP, nonché di un enzima (ATPasi) in grado di scinderla, liberando energia.

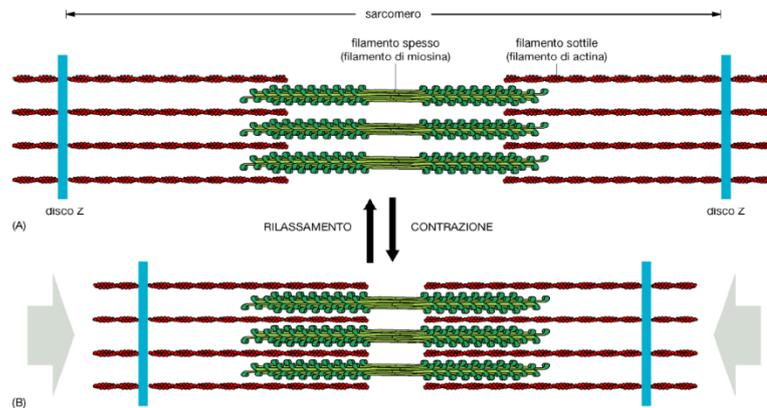


Figura 1.1.3: rilassamento e contrazione del muscolo con azione di actina e miosina

Tutti i movimenti dei muscoli dovuti allo scorrimento dell'actina sulla miosina partono dal motoneurone che trasmette un potenziale d'azione e libera un neurotrasmettitore, l'acetilcolina, che una volta liberata, diffonde verso la membrana della cellula postsinaptica muscolare, la quale contiene dei recettori specifici e ne induce una variazione di permeabilità, causandone la depolarizzazione. Il potenziale d'azione, propagandosi nel sarcomero, provoca il rilascio del calcio (Ca^{2+}) dal reticolo sarcoplasmatico nel citosol. La presenza di ioni calcio nella cellula muscolare provoca l'idrolisi dell'ATP con rilascio di un gruppo fosfato ed energia che permetterà ai filamenti di actina di scorrere sui filamenti di miosina provocando la contrazione del sarcomero. La cellula muscolare smette di contrarsi quando non riceve più segnali dal motoneurone e di conseguenza non si generano più potenziali d'azione.

I filamenti di actina e miosina sono responsabili della resistenza elastica osservabile all'inizio di un allungamento del muscolo a riposo, definita per la prima volta dal fisiologo inglese nel 1968 Archibald Vivian Hill (1886-1977) vincitore del Premio Nobel per la fisiologia e la medicina nel 1922. Egli ha spiegato il comportamento visco-elastico del tessuto muscolo-tendineo osservando che questa resistenza iniziale variava linearmente man mano che il muscolo si allungava, proponendo un modello di meccanica muscolare con due elementi: la componente contrattile (componente attiva muscolo-tendinea) e componente elastica (in serie o in parallelo che svolge il ruolo passivo).

Quindi la tensione a riposo generata attivamente durante lo stiramento dei ponti trasversali tra i filamenti di actina e miosina impartisce una resistenza passiva ai ponti incrociati (actina-miosina) che sono in grado di resistere per un tratto di breve distanza dalla posizione stabile prima di rompersi e di riattaccarsi ad altri siti di legame.

Recenti studi hanno dimostrato che gran parte della resistenza passiva di un muscolo rilassato proviene dalle connessioni filamentose non contrattili situate all'interno del citoscheletro: Titina, Nebulina, Desmina, Vinculina. Le caratteristiche elastiche del desmina contribuiscono alla resistenza passiva di un muscolo allungato; la titina, invece, che presenta una struttura intrecciata (modellabile come una molla) è responsabile della generazione di gran parte della forza passiva muscolare.

1.2 Tendini e legamenti

Un legamento è una banda di tessuto connettivo fibroso, che collega tra loro più ossa o diverse parti dello stesso osso. I legamenti hanno funzione stabilizzatrice, impediscono cioè che particolari movimenti o forze esterne alterino la posizione delle strutture ai quali sono collegati. Nel corpo umano i legamenti sono disposti in modo tale da intervenire attivamente soltanto nei gradi estremi del movimento, quando l'integrità dell'articolazione è messa in serio pericolo.

Come i tendini, anche i legamenti sono formati da fibre di collagene di tipo I che possiedono una grossa resistenza alle forze applicate in trazione. La loro elasticità è invece ridotta (nel ginocchio, per esempio, il legamento collaterale mediale presenta una resistenza alla rottura di ben 276 kg/cm² ma può deformarsi soltanto sino al 19% prima di rompersi).

L'elasticità dei legamenti può comunque aumentare grazie a specifici esercizi di stretching. Bisogna tuttavia considerare che un simile livello di elasticità è pericoloso quanto un'eccessiva rigidità dato che aumenta sensibilmente l'instabilità e la lassità articolare. I tendini, invece, sono tessuti morbidi e fibrosi che collegano il muscolo all'osso. La loro funzione principale è trasferire la forza generata dai muscoli allo scheletro osseo, facilitando il movimento attorno a un'articolazione, e come tali sono strutture relativamente passive, anelastiche, in grado di resistere a forze elevate. I tendini sono composti prevalentemente da collagene, che è disposto in modo gerarchico parallelo all'asse lungo del tendine, determinando un'elevata resistenza alla trazione. Il tendine contiene anche una serie di proteine non collagene, presenti in basse quantità, che tuttavia svolgono importanti ruoli funzionali.

Il tessuto muscolo-tendineo rappresenta un esempio di corpo deformabile, le cui proprietà sono descrivibili come un modello visco-elastico. Elastico in quanto cede alle forze agenti su di esso andando incontro ad una deformazione perlopiù reversibile misurata come un allungamento rispetto alle condizioni di riposo. Viscoso per via della sua consistenza semi-fluida, altamente suscettibile all'effetto della temperatura esterna e che aumenta o diminuisce il tasso di deformazione a cui il muscolo stesso va incontro quando esposto ad una forza esterna. La

viscoelasticità del braccio umano è importante per stabilizzare la postura, movimento e nell'interazione con gli oggetti.

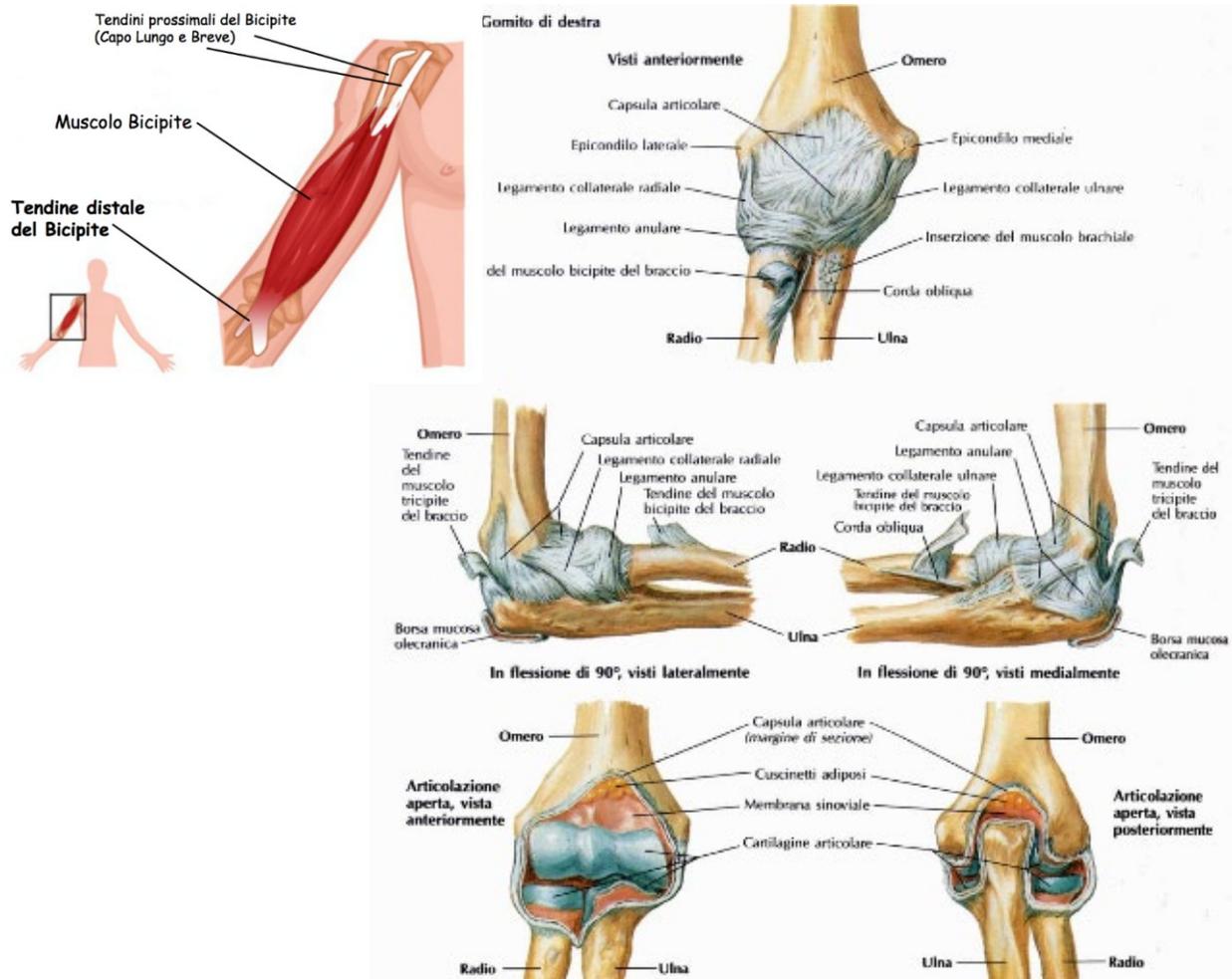


Figura 1.2.1: tendini del bicipite (a sinistra), tendini e legamenti in alcune articolazioni umane (a destra)

L'intensità della forza di resistenza passiva che sono in grado di generare i tendini è poi influenzata dal diametro e dalla forma (e in particolare dalla lunghezza) del tessuto.

Tendini spessi e corti sono più rigidi (ad esempio nelle gambe), quindi producono molta più forza ed energia di quelli più sottili e lunghi, che al contrario sono più deformabili, hanno alta precisione e range, ma poca forza (ad esempio nelle dita).

Infatti, i tendini essendo costituiti da fibrille di diametro elevato risultano meno flessibili e più resistenti e quindi adatti a sostenere e trasmettere alti carichi tensili. Allo stesso modo, quando un legamento ha una lunghezza maggiore è in grado di subire una deformazione maggiore prima di andare incontro a rottura e di assorbire una quantità di energia maggiore, risultando nel complesso più resistente alla rottura.

Se i tendini devono contribuire in modo sostanziale ai cambiamenti passivi della lunghezza muscolare, allora devono subire sforzi longitudinali significativi alle basse tensioni sperimentate

dai muscoli rilassati. Caricare il tendine con contrazioni isometriche quasi massime genereranno deformazioni medie dell'8% (figura 2.2.3).

Figura 1.2.3: proprietà a trazione generica

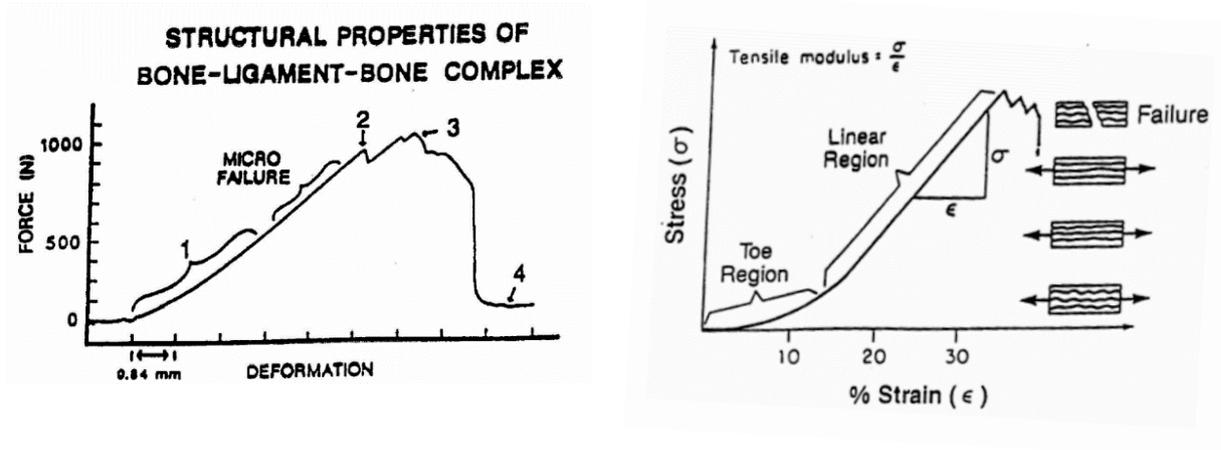


Figura 1.2.2: proprietà a trazione del complesso tendine legamento[13].

	Modulo Elastico (Mpa)	Sforzo a rottura (Mpa)	Deformazione a rottura (%)
TENDINE	300-2000	24-61	6-20
LEGAMENTO	70-350	25-50	13-30

Tabella 1: differenze tra tendine e legamento in termini di modulo elastico, sforzo a rottura e deformazione

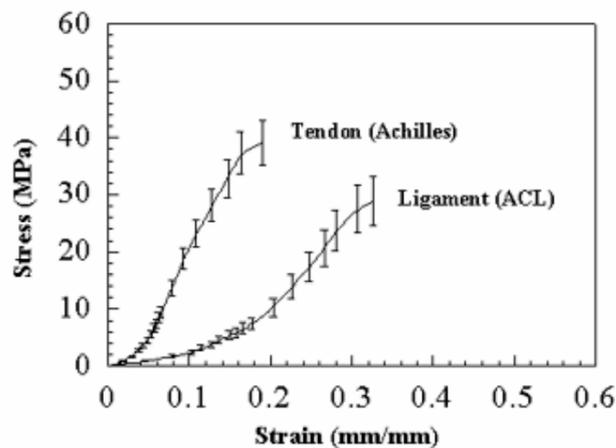


Figura 1.2.4: Curva tensione-deformazione (%) di tendine e legamento

1.3 Strutture cartilaginee

Il tessuto cartilagineo è un tessuto connettivo di sostegno specializzato. È costituito da cellule dette condrociti, immerse in un'abbondante sostanza amorfa intercellulare, da essi stessi sintetizzata, formata da fibre collagene e da una matrice amorfa gelatinosa. A differenza della maggior parte dei tessuti, la cartilagine articolare è altamente idratata (essendo costituita dal 60 % all'80 % di acqua), aneurale e priva di vasi sanguigni o linfatici.

Il tessuto cartilagineo ha il compito di proteggere l'osso, ridurre le forze di carico, fornire sostegno ai tessuti molli e annullare la frizione durante lo scorrimento sulle superfici articolari (la cartilagine presente nelle articolazioni copre i capi articolari, rende le superfici ossee più omogenee facilitando lo scorrimento e ammortizzando il peso che grava sulle articolazioni).

In base alla composizione della sua matrice e alla sua funzione, la cartilagine viene classificata in tre tipologie: elastica, fibrosa e ialina:

- **Cartilagine elastica:** La cartilagine elastica, grazie alle abbondanti fibre elastiche associate a una ricca trama di fibre di collagene di tipo II, è molto flessibile e può deformarsi senza subire alcun danno. Questa varietà di cartilagine ha un colore giallastro e si trova nell'orecchio esterno, nella punta del naso, nell'epiglottide, nel canale uditivo e nella laringe. La funzione della cartilagine elastica è quella di fornire sostegno.
- **Cartilagine fibrosa:** La cartilagine fibrosa si caratterizza per essere molto resistente, è in grado di resistere alla compressione, alla trazione e previene l'attrito tra le ossa. Formata principalmente da fibre di collagene di tipo I e condrociti, si concentra a livello dei dischi intervertebrali, i dischi che separano le vertebre lungo il rachide, dei menischi intra-articolari del ginocchio, delle ossa pubiche e si trova anche nei punti di intersezione tra tendini, legamenti e ossa.
- **Cartilagine ialina (o articolare):** La cartilagine ialina è la più diffusa nel corpo umano, si caratterizza per una superficie liscia, lucida e dal colore bluastrò. Questo tipo di cartilagine è formata principalmente da fibre di collagene di tipo II. Si trova tra le costole e lo sterno, copre le superfici ossee delle articolazioni sinoviali, sostiene la laringe, la trachea, i bronchi e compone parte del setto nasale. La principale funzione della cartilagine ialina è quella di fornire un sostegno rigido ma flessibile in grado di diminuire l'attrito tra le componenti.

La distribuzione della forza dipende dallo spessore della cartilagine che varia tra 1 e 7 mm, a seconda dello stress e dell'incongruenza delle superfici articolari. Ad esempio, nelle articolazioni della caviglia e del gomito, la cartilagine è molto sottile a causa dell'architettura della caviglia che

permette la presenza di un'area ampia di distribuzione della forza la quale riduce l'entità dello stress imposto alla cartilagine [3].

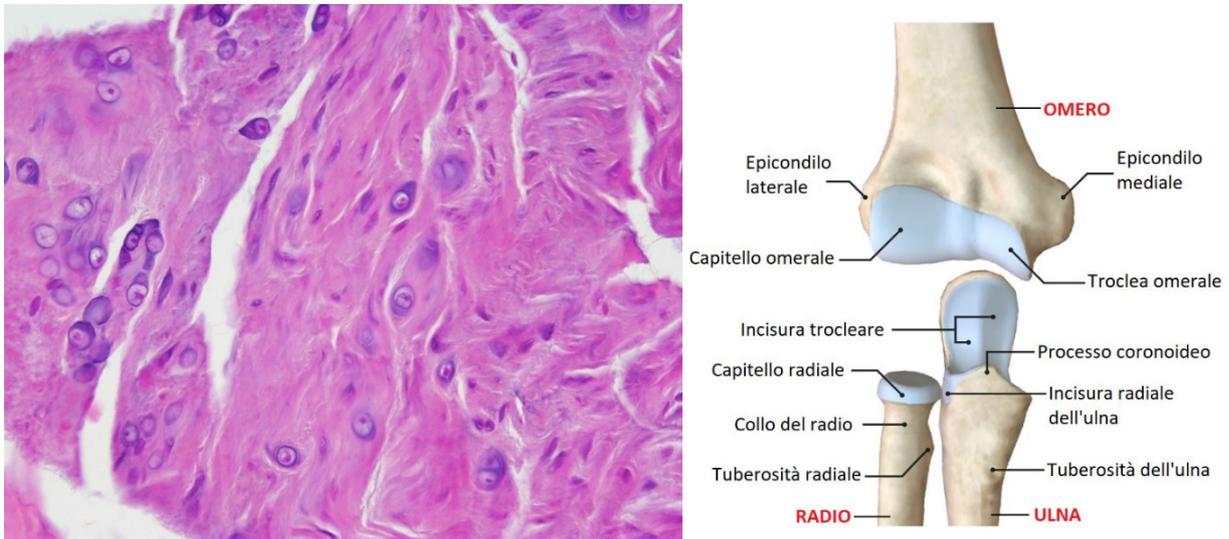


Figura 1.3.1: cartilagine ialina vista al microscopio elettronico (a sinistra), struttura cartilaginea dell'articolazione del gomito (a destra).

Le proprietà biomeccaniche che caratterizzano il processo di compressione del tessuto cartilagineo sono il modulo di aggregazione (ovvero la rigidità del tessuto all'equilibrio, circa 0,8 Mpa) e la permeabilità (ovvero la resistenza che un fluido incontra nel fluire all'interno della matrice).

La cartilagine ialina, la più presente, diminuisce con l'età (a livello di spessore, acqua), ma aumenta di collagene. Diventa più rigido e meno cedevole. Le proprietà meccaniche variano con la velocità dello sforzo applicato. A velocità basse, è basso (1-2 MPa), ma a valori fisiologici può essere anche 500 MPa; coefficiente dinamico $\mu=0.005$.

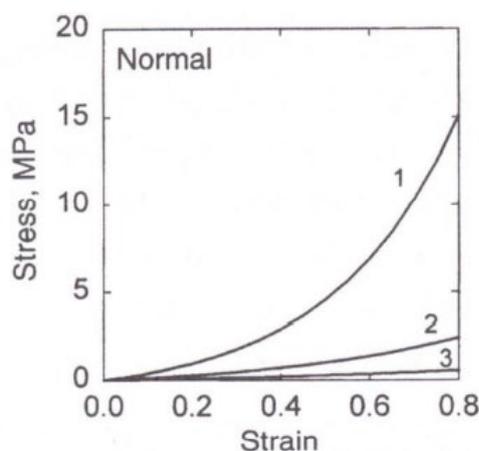


Figura 1.3.2: curva tensione deformazione della cartilagine

In tensione, sono soprattutto le fibre di cartilagine che supportano carichi. La curva sforzo-deformazione è quella tipica di collagene, con le tre zone (toe, esponenziale, e lineare), non si

arriva a una zona lineare ampia perché le fibre si rompono prima di raddrizzare. Un'equazione empirica che ne descrive il comportamento è:

$$\sigma = A * ((\exp(B * \epsilon) - 1)) \quad (1)$$

1.4 Superficie articolare

In generale, la superficie articolare (tipo di giunzione tra le ossa a contatto) ha i compiti principali di trasferire le forze meccaniche articolari ed assicurare la stabilità articolare. In base alla geometria assunta dalle superfici articolari, quest'ultime sono in grado di influenzare la resistenza che l'articolazione oppone agli specifici movimenti.

Quando le superfici articolari sono piatte (artrodia), è permesso solamente il movimento di scorrimento relativo (e quindi il modello di giunto ha associati zero gradi di libertà), quando le superfici sono cilindriche (trocleoartrosi) il solo movimento permesso è di flessione-estensione (associando quindi un solo grado di libertà), mentre le superfici articolari sferiche (enartrosi) permettono tutti i movimenti tipici delle diartrosi ovvero flessione-estensione, abduzione-adduzione e rotazione (quindi ha associato tre gradi di libertà).

D'altra parte, nonostante la geometria delle superfici articolari permetta lo svolgimento di uno specifico movimento, quest'ultimo può ugualmente trovare più o meno resistenza a causa degli altri tessuti spiegati precedentemente, quali per esempio muscoli, tendini, legamenti e cartilagine.



Figura 1.4.1: superficie articolare dell'articolazione del gomito.

Inoltre, la geometria articolare può subire delle modifiche attraverso il fenomeno dell'adattamento osseo (fenomeno che avviene anche con l'avanzare dell'età) e l'alterazione della superficie articolare a sua volta può portare ad una differente modellazione cinematica dell'articolazione in questione con variazione delle forze e/o coppie di resistenza passiva che essa può sviluppare.

Capitolo 2: LE ARTICOLAZIONI DELL'ARTO SUPERIORE

Gli arti superiori sono le appendici che si articolano nella parte superiore del tronco.

Procedendo dall'alto verso il basso, l'arto superiore è suddiviso in:

- Spalla
- Braccio
- Gomito
- Avambraccio
- Carpo
- Metacarpo
- Falangi

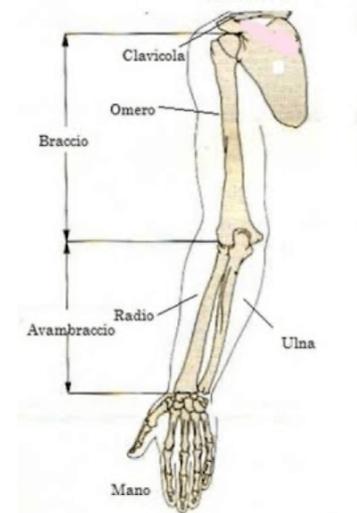


Figura 2.1: le ossa dell'arto superiore del corpo

Con il termine “braccio” si intende la porzione dell'arto superiore compresa fra le articolazioni della spalla e del corrispondente gomito.

Le articolazioni sono strutture anatomiche che mettono in reciproco contatto due o più ossa; nel corpo umano [1] sono circa 360 e compiono funzioni di sostegno, mobilità e protezione. Esistono tre categorie principali di articolazioni:

1. **Le articolazioni fibrose** (o sinartrosi). Mancano generalmente di mobilità e le ossa costituenti sono tenute insieme da tessuto fibroso. Esempio: le articolazioni presenti tra le ossa del cranio;
2. **Le articolazioni cartilaginee** (o anfiartrosi). Sono dotate di scarsa mobilità e le ossa costituenti sono unite da cartilagine. Esempio: le articolazioni che collegano le vertebre della colonna vertebrale;
3. **Le articolazioni sinoviali** (o diartrosi). Sono provviste di una grande mobilità e comprendono varie componenti, tra cui: le superfici articolari e la cartilagine che le ricopre, la capsula articolare, la membrana sinoviale, le borse sinoviali, legamenti e tendini. Esempio: le articolazioni della spalla, del ginocchio, dell'anca e della caviglia.

Le tre articolazioni principali che giocano un ruolo importante per la mobilità articolare sono:

- ✓ **Spalla**
- ✓ **Gomito**
- ✓ **Polso**

In questo elaborato verranno analizzate queste tre articolazioni per comprendere meglio l'anatomia dell'articolazione e i tessuti che la circondano.

2.1 Anatomia articolazione della spalla

L'articolazione più complessa tra quelle studiate è sicuramente quella della spalla, in quanto essa ha maggiore mobilità rispetto alle altre articolazioni. Da un lato, questa mobilità è a causa della scarsa congruenza ossea delle sue superfici articolari: esse devono fare affidamento ai legamenti adiacenti e ai muscoli per fornire stabilità. Di conseguenza il deficit di stabilità è tra i principali fattori di rischio di infortunio alla spalla.

La spalla articola la clavicola, la scapola, la gabbia toracica e omero (figura 2.2.1) ed è composta da:

- L'articolazione gleno-omeroale (o articolazione di spalla): è un'articolazione sinoviale sferica tra la testa dell'omero e la cavità glenoidea della scapola. Essa consente all'omero di avere un'ampia libertà di movimento in termini di flessione, estensione, abduzione, adduzione, rotazione e circonduzione. L'articolazione sottodeltoidea è una falsa articolazione vincolata alla precedente perché ogni movimento della prima genera un movimento nella seconda. È formata dall'estremità superiore dell'omero e dai muscoli della cuffia dei rotatori;
- L'articolazione scapolo-toracica non presenta componenti legamentose e la sua meccanica di movimento è garantita unicamente dalla corretta azione stabilizzante dei muscoli trapezio, romboide, piccolo pettorale ed elevatori della scapola;
- L'articolazione acromion-clavicolare è un'articolazione sinoviale con un piccolo disco articolare. Il movimento principale di questa articolazione è una rotazione;
- L'articolazione sterno-clavicolare è un'articolazione sinoviale a sella, con un piccolo disco articolare; tale articolazione determina i movimenti di elevazione e abbassamento dell'estremità laterale della clavicola e delle strutture anatomiche ad essa collegate.

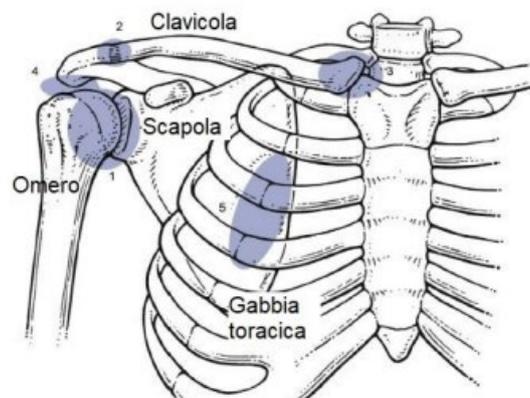


Figura 2.1.1: tutte le articolazioni presenti a livello della spalla, oltre a quella di interesse: la scapolo-omeroale.

L'articolazione gleno-omerale (figura 2.1.2), è un esempio di diartrosi a sfera (o enartrosi), comprende varie componenti strutturali, tra cui: le due superfici articolari, la capsula articolare, la cartilagine articolare, legamenti, borse sinoviali, tendini e muscoli; risulta anche molto innervata e vascolarizzata.

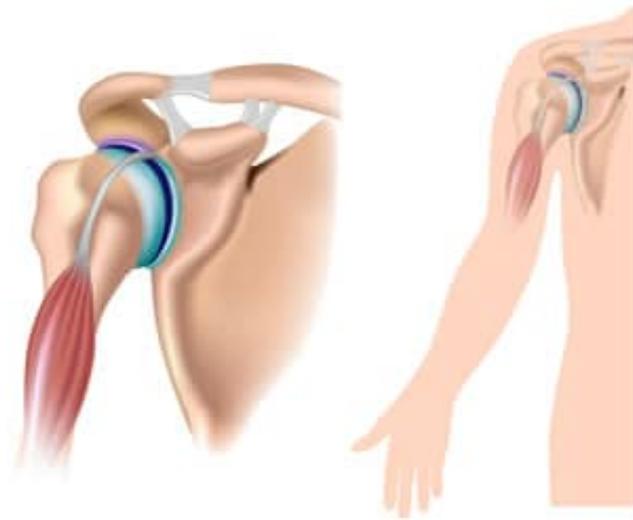


Figura 2.1.2: articolazione gleno-omerale evidenziando la cartilagine presente sulla testa dell'omero.

Anche chiamata “articolazione scapolo-omerale” è l'articolazione sinoviale del corpo umano che unisce l'arto superiore al tronco. Essa risulta, infatti, l'elemento di raccordo tra la testa dell'omero e la cavità glenoidea della scapola.

Nell'articolazione, a ricoprire il ruolo di superficie articolare a forma di palla sferica, è la testa dell'omero, mentre la cavità glenoidea svolge il ruolo di superficie articolare a forma di incavo sferico. La cavità glenoidea è più piccola della testa dell'omero (la prima accoglie soltanto 1/3 della seconda). Questa disparità dimensionale da un lato conferisce una grande mobilità all'articolazione mentre dall'altro ne riduce la sua stabilità.

Per ovviare in parte a tale problema, tutt'attorno al margine della cavità glenoidea trova posto un anello di fibrocartilagine, chiamato labbro glenoideo (o cercine glenoideo), il quale serve a mantenere in sede la testa dell'omero e dare inserzione al tendine del capo lungo del bicipite brachiale (figura 2.1.3).

La cartilagine articolare dell'articolazione della spalla è una cartilagine di tipo ialino. Questa tipologia di cartilagine è liscia, scivolosa e dotata di proprietà ammortizzanti. Inoltre, essa serve a ridurre l'attrito e le frizioni tra le varie componenti dell'articolazione della spalla, durante il movimento di quest'ultima. Studi scientifici hanno dimostrato che la forza complessiva della

capsula articolare dell'articolazione della spalla è strettamente dipendente dall'età: più l'età di un individuo è avanzata, più è debole la capsula articolare.

A svolgere una funzione di protezione della capsula sono presenti i tendini della cuffia dei rotatori, i tendini del sottoscapolare e del sopra spinato, che sono addirittura fusi con la capsula vicino al loro inserimento.

La testa omerale è inclinata 130° rispetto all'albero con 30° di retro torsione rispetto ai condili del gomito, la superficie articolare della testa omerale è inclinata di 45° rispetto all'asta omerale.

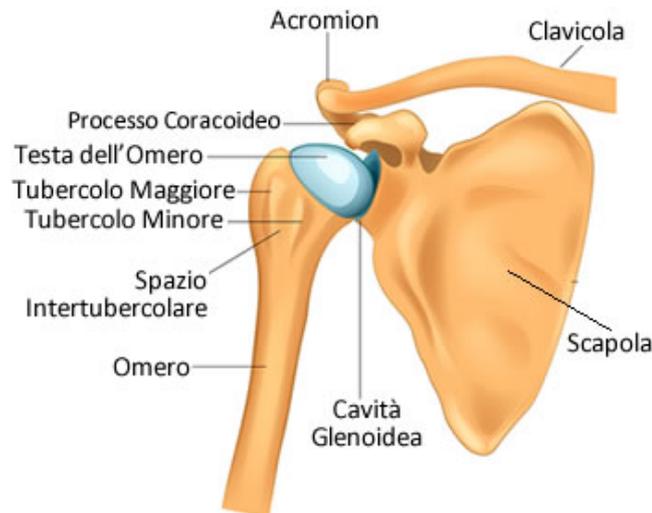


Figura 2.1.3: articolazione gleno-omerale della spalla a livello osseo.

I principali legamenti della spalla sono il gleno-omerale superiore, ossia uno stabilizzatore anteriore e uno inferiore della posizione del braccio in sospensione. Il ruolo del legamento è la stabilizzazione anteriore con il braccio in dentro fino a 30° a 45° di abduzione.

Il legamento gleno-omerale inferiore è lo stabilizzatore anteriore più importante con il braccio in fase di abduzione e rotazione esterna, mentre il fascio posteriore è uno stabilizzatore posteriore con il braccio in flessione e rotazione interna. Con l'abduzione e la rotazione esterna, il legamento anteriore si apre a ventaglio per sostenere la testa omerale, mentre quella posteriore la fascia diventa simile a un cordone.

La spalla è circondata da muscoli, sei dei quali intrinseci, ovvero quelli che formano la famosa cuffia dei rotatori: il sovraspinato, il sottospinato, il piccolo rotondo, il sottoscapolare, il grande rotondo e il deltoide. Gli altri undici muscoli sono invece estrinseci e prendono contatto anche con distretti corporei al di fuori della spalla. Questi sono il dentato anteriore, il piccolo pettorale, lo sternocleidomastoideo, l'elevatore della scapola, il grande romboide, il piccolo romboide, il trapezio, il succlavio, il coracobrachiale, il bicipite brachiale e il capo lungo del tricipite. L'attivazione sinergica di uno o più di questi gruppi muscolari, assieme al tipo di giunto, ai tendini

e legamenti che lo circondano, permette alla spalla di eseguire movimenti nello spazio in tutte le direzioni:

- Abduzione dell'omero: consiste nell'elevare l'omero lungo il piano frontale, di modo che risulti perpendicolare alla direzione della colonna vertebrale;
- Adduzione dell'omero: consiste nell'avvicinare l'omero al piano sagittale, di modo che sia parallelo alla colonna vertebrale;
- Flessione dell'omero: consiste nel sollevare l'omero in avanti, da una posizione di partenza che è parallela al tronco;
- Estensione dell'omero: consiste nel sollevare l'omero all'indietro, partendo da una posizione parallela al tronco;
- Rotazione interna dell'omero: consiste nel ruotare il braccio verso l'interno, con il gomito piegato a 90° e la mano parallela al suolo;
- Rotazione esterna dell'omero: consiste nel ruotare il braccio verso l'esterno, con il gomito piegato a 90° e la mano parallela al suolo;
- Adduzione scapolare: il gesto per cui la scapola ruota verso il piano sagittale;
- Abduzione scapolare: il gesto per cui la scapola ruota per allontanarsi dal piano sagittale;
- Circonduzione dell'omero: la combinazione dei gesti precedentemente indicati.

2.2 Anatomia articolazione del gomito

Per comprendere la biomeccanica, è necessario conoscere l'esatta anatomia dell'articolazione del gomito. Tale articolazione si trova nel punto di congiunzione del braccio e dell'avambraccio e ha il compito di accorciare e allungare, a seconda delle necessità, l'arto superiore, per porre la mano in un punto utile dello spazio.

L'unico osso del braccio è chiamato omero. Per quanto riguarda le ossa dell'avambraccio, queste sono invece due, rispettivamente chiamate radio e ulna. La sinovia e la capsula invece sono cuscinetti adiposi anteriori e posteriori.

Nell'articolazione del gomito sono quindi coinvolte tre ossa (figura 2.2.1):

- L'estremità inferiore dell'omero;
- L'estremità superiore del radio;
- L'estremità superiore dell'ulna.



Figura 2.2.1: articolazione del gomito vista nel complesso del braccio.

L'articolazione del gomito appartiene alla classe delle articolazioni a cerniera (cardine o ginglino) e come tale presenta due gradi di libertà, con i quali permette ampi movimenti di flessione ed estensione dell'avambraccio sul braccio; più limitati sono invece i movimenti di pronazione (rotazione verso l'interno dell'avambraccio) e supinazione (rotazione verso l'esterno dell'avambraccio).

Quella del gomito è un'articolazione complessa che comprende tre articolazioni indipendenti, racchiuse in un'unica capsula articolare, con un'unica sinovia e un apparato legamentoso comune. Il legamento collaterale ulnare è costituito dal fascio anteriore che si estende dalla parte anteriore dell'epicondilo mediale al margine coronoideo mediale, dal fascio posteriore, che si estende dalla parte postero-inferiore dell'epicondilo mediale all'olecrano mediale e, infine, dal fascio trasversale che si estende dal coronoideo all'olecrano.

I muscoli che prendono origine o che si inseriscono a livello del gomito sono numerosi e si dividono nei seguenti gruppi:

- I muscoli epicondiloidei: (estensore radiale lungo ed estensore radiale breve del carpo, estensore comune delle dita, estensore ulnare del carpo, estensore proprio del mignolo) originanti dall'epicondilo laterale.
- I muscoli epitrocleari (pronatore rotondo, flessore radiale del carpo, palmare lungo, flessore ulnare del carpo) originanti dall'epitroclea (o epicondilo mediale); permettono i movimenti di pronazione e di flessione delle dita e del polso.

Altri importanti muscoli che si inseriscono nel gomito sono il bicipite brachiale e il brachiale (posti anteriormente), i quali permettono il movimento di flessione del gomito (avvicinare la mano al capo) e di supinazione dell'avambraccio e il tricipite brachiale posto a livello posteriore, il quale permette il movimento di estensione del gomito (allontanare la mano dal capo).

Nello specifico, il gomito collega il braccio all'avambraccio e comprende le seguenti articolazioni:

L'articolazione omero-ulnare:

- Biomeccanica: permette solo la flessione e l'estensione dell'avambraccio sul braccio;
- Anatomia: La troclea dell'omero si articola con l'incisura trocleare dell'ulna

L'articolazione dell'omero con il radio:

- Biomeccanica: permette solo la flessione e l'estensione dell'avambraccio sul braccio;
- Anatomia: la testa del radio si articola con il capitello dell'omero

L'articolazione del radio con l'ulna:

- Biomeccanica: permette i movimenti di pronazione e supinazione.

- Anatomia: la testa del radio si articola con l'incisura radiale dell'ulna formando l'articolazione radio-ulnare prossimale.

2.3 Anatomia articolazione del polso

Il polso è la regione del corpo umano, che segna la fine dell'avambraccio e l'inizio della mano.

Il termine “polso” può indicare:

- L'articolazione del polso, risultante dall'interazione tra l'estremità distale del radio e il carpo;
- Il gruppo delle otto ossa conosciute anche come ossa carpali;
- L'estesa regione del corpo umano che comprende l'estremità distale di radio e ulna, le 8 ossa carpali e le basi delle 5 ossa metacarpali.



Figura 2.3.1: articolazione del polso con tutte le ossa che la compongono.

Il polso è un'articolazione di tipo sinoviale, che vede interagire le ossa del carpo scafoide e semilunare con le due faccette articolari dell'estremità distale del radio.

Compresi tra i metacarpi (porzione intermedia dello scheletro della mano) e le ossa dell'avambraccio, gli 8 elementi ossei del carpo, le cosiddette ossa carpali, sono disposti equamente su due file: una fila è vicina a radio e ulna, e prende il nome di fila prossimale; l'altra fila, è a ridosso delle 5 ossa metacarpali ed è nota come fila distale.

Lo scafoide e il semilunare, cioè le due ossa carpali che formano l'articolazione del polso, appartengono alla fila prossimale, assieme all'osso carpale triquetro e all'osso carpale pisiforme.

I legamenti del polso formano una complessa rete di fasci di collagene che virtualmente si avvolgono attorno alle ossa del carpo. I legamenti servono a diverse funzioni, compreso lo spostamento vincolante, guidare il movimento, stabilizzazione del polso.

Gli studi analitici e sperimentali di trasmissione della forza del polso, posizionato in posizione neutra e in rotazione neutra dell'avambraccio, mostrano che circa l'80% della forza viene trasmessa

attraverso l'articolazione radiocarpale e il restante 20% attraverso l'articolazione ulnocarpale. La forza ulnocarpale può essere ulteriormente suddivisa in quella dovuta all'articolazione ulnolunata (14%) e quella dovuta all'articolazione ulnotriquetrale (7%), un altro 45% della forza attraverso l'articolazione radioscafoidea ed il restante 35% sull'articolazione radiolunata.

I muscoli che intervengono a livello del polso si possono suddividere in più gruppi:

Muscoli estensori primari:

- Estensore radiale lungo/breve del carpo
- Estensore ulnare del carpo

Muscoli estensori secondari:

- Estensore delle dita (pollice, mignolo ecc...)

Muscoli flessori primari:

- Flessore radiale del carpo
- Palmare lungo
- Flessore ulnare del carpo

Muscoli flessori secondari:

- Flessore profondo delle dita
- Flessore superficiale delle dita
- Flessore lungo del pollice
- Abduktore lungo del pollice
- Estensore breve del pollice

L'attivazione sinergica di questi muscoli, grazie anche a tendini e legamenti polso, permette a questa fondamentale articolazione di eseguire i seguenti movimenti:

- Flessione della mano. È il movimento che consente di avvicinare il palmo della mano al braccio. Immaginando di osservare un arto superiore completamente disteso in avanti, la flessione del polso è il movimento che piega la mano verso il basso.
- Estensione della mano. È il movimento che consente di avvicinare il dorso della mano al braccio. Immaginando di osservare un arto superiore completamente disteso in avanti, l'estensione del polso è il movimento che piega la mano verso l'alto.
- Deviazione radiale della mano. È il movimento che consente di avvicinare il lato della mano con il pollice al radio.
- Deviazione ulnare della mano. È il movimento che consente di avvicinare il lato della mano con il mignolo all'ulna.
- Circonduzione della mano. È il movimento di rotazione della mano.

2.4 Assi di riferimento e gradi di libertà

I movimenti compiuti dalle articolazioni umane (e quindi i loro gradi di libertà) sono solitamente definiti rispetto a tre piani anatomici (figura 1.7) di riferimento:

- **il piano sagittale:** (o longitudinale) divide il corpo umano in due parti (destra e sinistra);
- **il piano frontale:** (o coronale) divide il corpo umano, in due parti, anteriore e posteriore;
- **il piano trasversale:** (o orizzontale) divide il corpo umano, in due parti, una superiore e una inferiore.

Supponendo di considerare un segmento corporeo generico, si definisce “grado di libertà” un movimento elementare che il corpo può compiere, sia di traslazione che di rotazione. Nel caso in cui il segmento corporeo si possa muovere solo nel piano, esso possiede tre gradi di libertà: due traslazioni nella direzione degli assi coordinati e una rotazione intorno ad un asse normale al piano del moto mentre nel caso in cui si possa muovere nello spazio possiede tre gradi di libertà di traslazione e tre di rotazione.

Le intersezioni dei tre piani menzionati individuano un sistema di assi Cartesiani:

- **asse sagittale:** perpendicolare al piano frontale, indica la direzione antero-posteriore;
- **asse longitudinale:** perpendicolare al piano trasverso, indica la direzione cranio-caudale;
- **asse trasversale:** perpendicolare al piano sagittale, indica la direzione medio-laterale.

L’origine del sistema di riferimento così definito è nel baricentro del corpo.

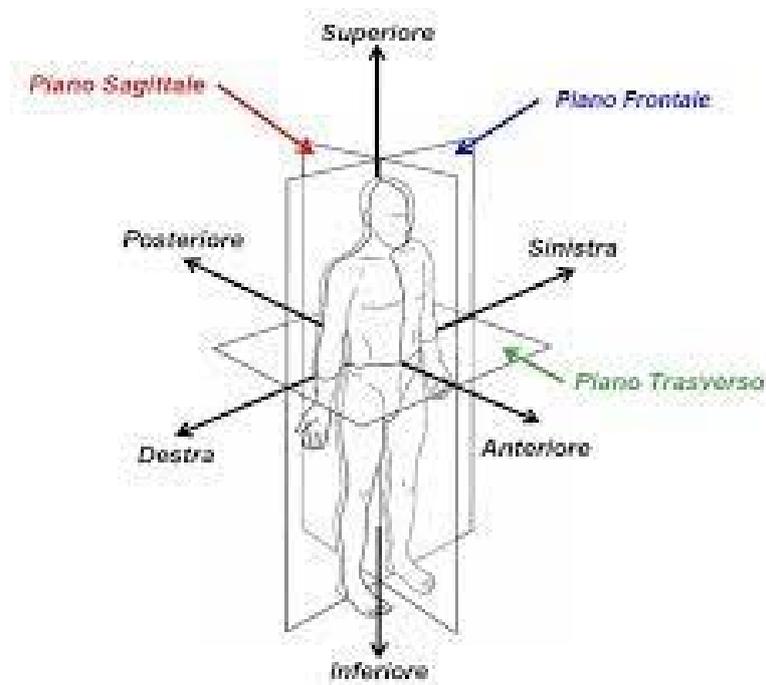


Figura 2.4.1: assi e piani di riferimento anatomici (sagittale, frontale e trasversale).

Questi tre assi costituiscono la creazione di un sistema di assi cartesiani XYZ, con origine nel baricentro del corpo e con la quale è si possono calcolare le posizioni 3D delle articolazioni.

Si definisce **ROM** (*Range Of Motion*) il numero di gradi compiuti dall'articolazione nei gradi di libertà permessi dalla stessa. Esso è usualmente misurato dal numero di gradi compiuti da un segmento corporeo dalla posizione di partenza alla posizione finale, lungo il suo completo arco di movimento.

Dal punto di vista anatomico, in base al tipo di giunzione, al numero di gradi di libertà e al ROM, le articolazioni hanno diversi nomi e caratteristiche differenti. Infatti, se si prende l'esempio del giunto a cerniera come può essere il gomito, è possibile effettuare solamente movimenti angolari ruotando l'avambraccio in verso orario o antiorario permettendo quindi un solo grado di libertà.

Con un giunto ad incastro, come riscontrabile nella ossa della mano, è possibile compiere solo movimenti rotatori lungo il piano trasverso (ad esempio muovendo le dita della mano verso destra).

Con un giunto a sfera, come ad esempio l'articolazione omerale del braccio sulla scapola, si possono contare tre gradi di libertà: rotatori, lungo il piano frontale (avvicinando o allontanando la mano grazie al movimento della spalla) e lungo il piano trasverso (muovendo il braccio da destra a sinistra).

Infine, occorre definire cosa vuol dire **prossimale** e **distale**, riferendoci ad esempio ad un osso.

Prossimale vuol dire "più vicino al centro del corpo" o "più vicino al punto d'origine"; ad esempio, riferito all'omero indica la porzione di quest'osso più vicina al tronco. Distale, invece, significa "più lontano dal centro del corpo" o "più distante dal punto d'origine"; ad esempio, riferito sempre all'omero indica la porzione di quest'osso più lontana dal tronco (e più vicina all'articolazione del gomito).

Questi termini di movimento anatomici sono usati per descrivere varie azioni congiunte:

- **Abduzione**: movimento laterale lontano dalla linea mediana del corpo,
- **Adduzione**: movimento mediale verso la linea mediana del corpo,
- **Flessione**: piegando l'articolazione per diminuire l'angolo,
- **Estensione**: raddrizzare il giunto per aumentare l'angolo,
- **Rotazione**: movimento rotatorio attorno all'asse longitudinale dell'osso. Indicato sotto come rotazione interna o esterna dell'articolazione della spalla.

<u>Nome</u>	<u>Tipo di vincolo</u>	<u>ROM</u>	<u>Esempio</u>
Artrodia	Giunto piano	0 G.D.L	Tra le ossa del tarso del piede
Ginglino laterale	Giunto a perno	1 G.D.L	Articolazione radio-ulnare
Ginglino angolare	Giunto a cerniera	1 G.D.L	Articolazione omero-radiale del gomito
Condilartrosi	Giunto ellissoideale	2 G.D.L	Articolazione temporo-mandibolare
Articolazione a sella	Giunto ad incastro	2 G.D.L	Tra metacarpo e falangi
Enartrosi	Giunto a sfera	2 o 3 G.D.L	Articolazione del collo o dell'anca

Tabella 2: tutti i tipi di articolazioni umane con tipo di vincolo, gradi di libertà ed un esempio.

Tipi di Diartrosi

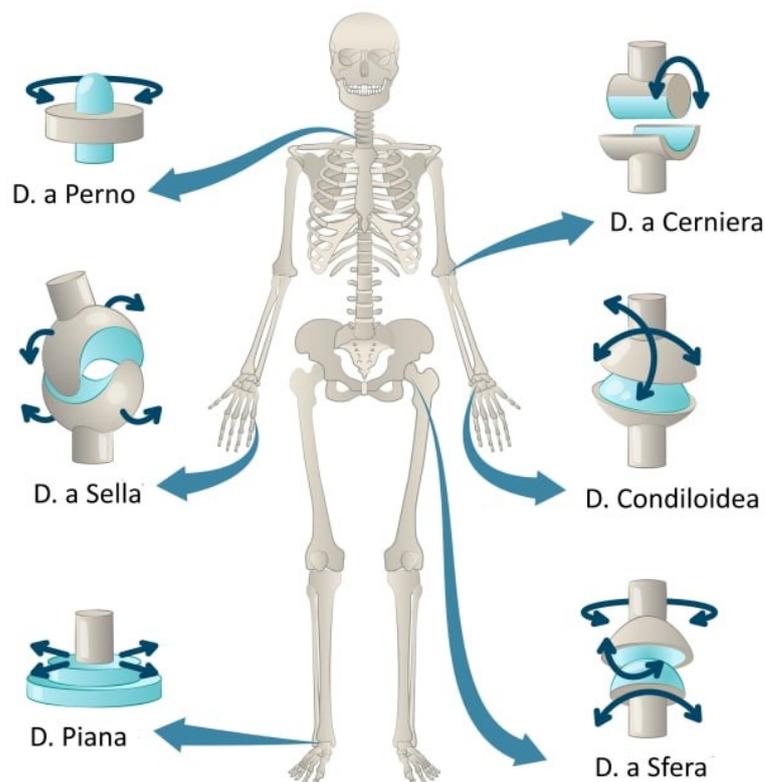


Figura 2.4.2: tutti i tipi di articolazioni umane elencate in tabella, viste su di uno scheletro.

Capitolo 3: RICERCA DEGLI STUDI IN LETTERATURA

I modelli multi-body hanno numerose utilità, tra cui quella di simulare efficacemente i movimenti delle articolazioni umane; studiandole, infatti, è possibile effettuare delle simulazioni in cui il corpo umano potrebbe essere coinvolto al fine di garantire la salvaguardia dello stesso.

Le proprietà passive resistive hanno definito, per ogni articolazione modellata, le loro proprietà lineari o non lineari basate sui risultati recuperabili in letteratura, ma non sono stati considerati effetti accoppiati. Questo approccio si basa sul fatto che il presente modello è stato sviluppato con l'obiettivo di analizzare il corpo umano senza perdere l'efficienza computazionale dei modelli; una tale modellazione consente di replicare i movimenti fisiologici umani in modo naturale.

A tal proposito nei paragrafi successivi, verrà fornita una descrizione della modellazione multibody dell'arto superiore nelle tre principali articolazioni. La definizione di tali coppie resistive ottenute sperimentalmente risultano essere influenzati da molti fattori diversi: l'assetto sperimentale (configurazione di partenza), la definizione del sistema di riferimento, diversi range of motion considerati, validità statistica dello studio (numero di soggetti coinvolti). Per ogni giunto e movimento modellato verrà presentato un confronto tra le fonti bibliografiche, rappresentando graficamente le curve risultanti del momento passivo in funzione dell'angolo articolare, mostrando limiti e vantaggi di ciascuna di esse.

3.1 Metodi di ricerca

L'obiettivo del lavoro è stato quello di condurre una ricerca in letteratura per valutare le possibili formulazioni di momento articolare passivo in funzione dell'angolo dell'articolazione considerata o in funzione degli angoli di rotazione delle altre articolazioni che caratterizzano l'arto superiore nei gradi di libertà garantiti dalla stessa. Questo processo di revisione si è basato su una fase iniziale di ricerca bibliografica delle formulazioni presenti in letteratura e una successiva fase di selezione del miglior modello da implementare all'interno di un codice multibody.

I lavori sperimentali che si sono occupati dell'analisi della rigidità passiva delle articolazioni risultano essere in numero minore rispetto a quelli che considerano anche l'azione attiva dei muscoli. Ciò dipende dalle maggiori difficoltà che si incontrano nella realizzazione di prove sperimentali che non prevedono l'attivazione delle componenti muscolari, sempre presenti, in una certa misura, quando si ha a che fare con soggetti viventi. I criteri di inclusione presi in considerazione per la presente analisi hanno riguardato studi condotti su soggetti adulti, sani (soprattutto per le articolazioni considerate) e svolgimento di movimenti passivi, senza o riducendo al minimo l'attivazione muscolare. Sono stati eliminati, di conseguenza, gli articoli che

trattano di misurazioni non effettuate in vivo, di studi condotti su animali o cadaveri, oppure studi su soggetti non sani (ad esempio soggetti con ictus o tetraplegia).

Ad esempio, nonostante lo studio in tabella 3.1 fosse attendibile e riportasse le curve momento-angolo che stiamo cercando, è stato scartato perché non appartiene ai criteri di inclusione prima citati (in particolare sono stati considerati soggetti con tetraplegia).

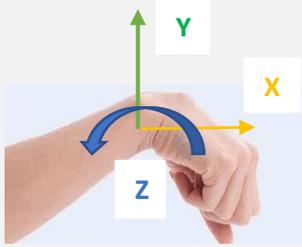
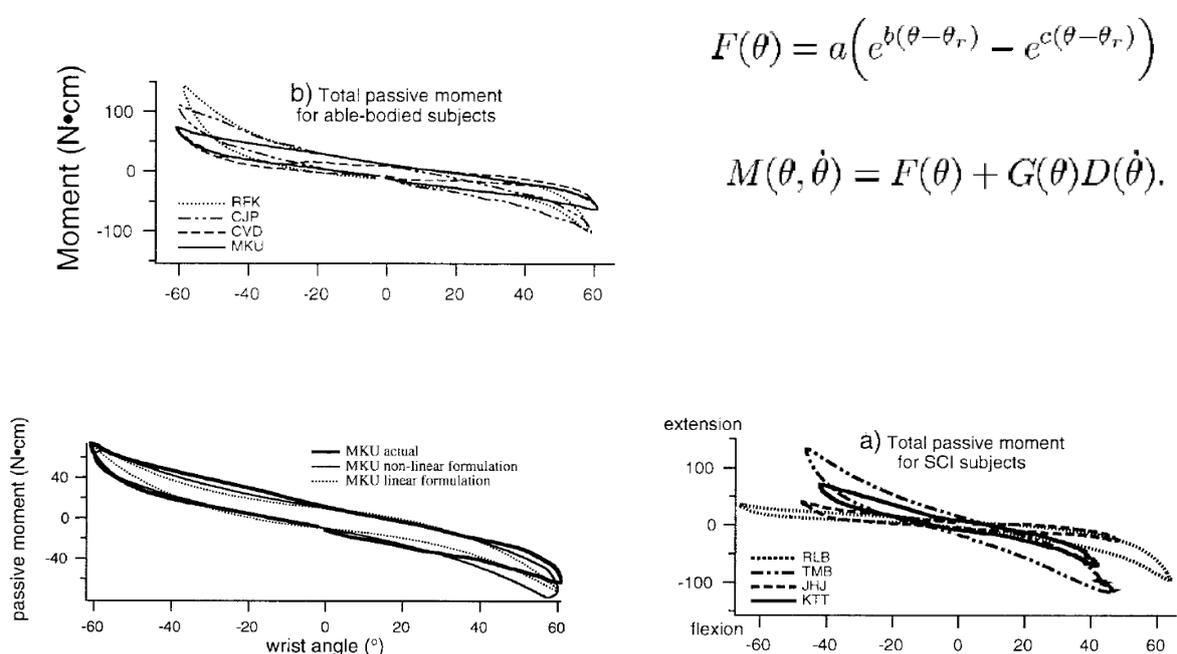
AUTORI (ANNO)	SISTEMA DI RIFERIMENTO	ANNOTAZIONI
MICHEL A. LEMAY, PATRICK E. CRAGO (1997)		Soggetti con <u>tetraplegia</u> . Il movimento era limitato al polso trattenendo le articolazioni metacarpo-falangee delle dita in una stecca. Movimento di flessione-estensione del polso con angolo massimo +80°. Il modello scompone il momento passivo totale in una componente elastica ed una viscosa che è il prodotto di due funzioni: una funzione di angolo del polso e una di rotazione in funzione della velocità.

Tabella 3.1: Riepilogo di uno studio condotto in letteratura con elencati gli autori, sistema di riferimento e annotazioni principali



La forza articolare e di conseguenza la coppia articolare sono misurati all'interno del range of motion dell'articolazione (che definisce il limite biologico che l'arto non può oltrepassare), dovendo utilizzare degli strumenti meccanici che debbano muovere il braccio secondo vari movimenti e varie velocità (possibilmente basse velocità). Risulta molto importante non superare

tali angoli per evitare di danneggiare l'articolazione del paziente, interrompendo l'applicazione della forza e la misurazione del momento quando il soggetto comunica di provare dolore.

Il termine momento articolare passivo viene utilizzato per descrivere la resistenza totale al movimento dovuta all'incontro tra l'articolazione, il tessuto duro e alla deformazione dei tessuti articolari quando i muscoli che la interessano sono inattivi.

Nella maggior parte degli articoli raccolti in letteratura, per misurare il momento articolare in funzione dell'angolo, l'arto è fatto ruotare in maniera molto lenta (per far sì che le misurazioni possano essere considerate in modalità statica) nel piano in cui avviene il movimento che si vuole analizzare tirando o spingendo una maniglia collegata ad un trasduttore di forza, registrando i valori di coppia articolare in corrispondenza di posizioni angolari discrete (e posizioni dei giunti adiacenti fisse). Inoltre, la necessità di uno spostamento dell'arto molto lento (quasi statico) per poter effettuare una misurazione passiva, fa sì che anche gli effetti di momento dovuti a smorzamento e attrito siano trascurabili.

$$M_0 = r \times F \quad (2)$$

Il momento è l'effetto di svolta prodotto da una forza, che può essere la rotazione analogica alla forza lineare (forza di rotazione), ed è calcolata moltiplicando la forza per la distanza perpendicolarmente al perno (o asse di rotazione). La coppia passiva viene misurata in Newtonmetri [Nm].

Negli articoli visualizzati è stato importante cercare il tipo di movimento studiato, con il rispettivo grafico (momento di resistenza passiva [Nm] in funzione dell'angolo [°]), il range of motion, il sistema di riferimento utilizzato e, se possibile, la formulazione analitica della suddetta curva.

La maggior parte degli autori degli articoli analizzati in questo capitolo hanno stabilito il ROM sperimentalmente, basandosi sulla risposta articolare della persona analizzata; altri invece, hanno definito il ROM a priori basandosi su dati trovati in letteratura e hanno misurato il momento articolare passivo solo in corrispondenza di questi angoli.

Le curve di seguito analizzate hanno tutte un andamento simile: presentano una situazione di momento prossima allo zero all'interno dei range of motion dell'articolazione considerata, mentre presentano dei picchi man mano che ci avviciniamo ai limiti fisiologici in quanto vi è l'impossibilità di muoversi oltre certi angoli.

Per tutti questi grafici, ottenuti estrapolando i punti per poi implementarli su Matlab, è stato anche possibile definire la funzione esponenziale che meglio approssima l'andamento della curva con un'espressione del tipo: $y = a \cdot \exp(b \cdot x) + c \cdot \exp(d \cdot x)$; dove x è l'angolo theta, mentre a, b, c, d

sono dei coefficienti espressi in decimali. Nonostante alcuni autori ci abbiano fornito delle formulazioni analitiche di tipo polinomiale, sono stati ricalcolati (anche per loro) con una funzione di tipo esponenziale, attraverso la funzione “*fit*” di Matlab (che va a identificare la curva che meglio segue l’andamento del grafico, accertandosi di rappresentarli in modo esponenziale). Questo è stato fatto per garantire dei metodi di confronto efficaci; il senso è quello di avere parametri di confronto tra le curve in termini di rigidità tramite i coefficienti dell’espressione (a,b,c,d), ottenuti tutti con una confidenza del 95%.

Joint	ROM (ADL tasks)	ROM (IntelliArm)	Max. Speed	Max. Torque (Force)
Shoulder (H. abd./add.)	120°	135°	70 °/s	85.3 Nm
Shoulder (Flex./Ext.)	110°	110°	35 °/s	200 Nm
Shoulder (Int./Ext. Rot)	135°	135°	50 °/s	20 Nm
Elbow (Flex./Ext)	120°	130°	180°/s	32 Nm
Forearm (Sup./Pron.)	150°	150°	50 °/s	11 Nm
Wrist (Flex/Ext)	115°	150°	180 °/s	9 Nm

Tabella 3: angolo articolare massimo; velocità massima e coppia massima di ciascuna articolazione dell’arto superiore in ogni suo movimento consentito.[23]

In questa tabella sono riassunte le caratteristiche principali dell’articolazione in ogni suo movimento. Già da questa tabella possiamo capire cosa aspettarci da ogni articolazione che vedremo nei successivi paragrafi, in particolare il range of motion e l’ordine di grandezza della coppia articolare massima sviluppata.

3.2 Articolazione della spalla

3.2.1 Movimenti della spalla

Questo tipo di giunzione è un caso speciale; esistono due versioni di questo giunto che sono state descritte in letteratura. La prima versione è diversa dai tre gradi di libertà dello snodo sferico solo per l'assenza della rotazione assiale, quindi, il movimento è determinato da due coordinate indipendenti. Nella seconda versione la rotazione assiale è consentita, ma il movimento è limitato ad un piano passante per il centro della sfera.

In generale l'articolazione della spalla garantisce 3 specifici movimenti per ciascun grado di libertà. I movimenti possono essere di:

- Flesso-estensione all'interno del piano sagittale intorno a un asse trasversale o medio-laterale;
- Rotazione interna ed esterna (o mediale e laterale) all'interno del piano trasversale intorno all'asse longitudinale della spalla (asse verticale) ;
- Abduzione-adduzione all'interno del piano frontale intorno a un asse antero-posteriore.

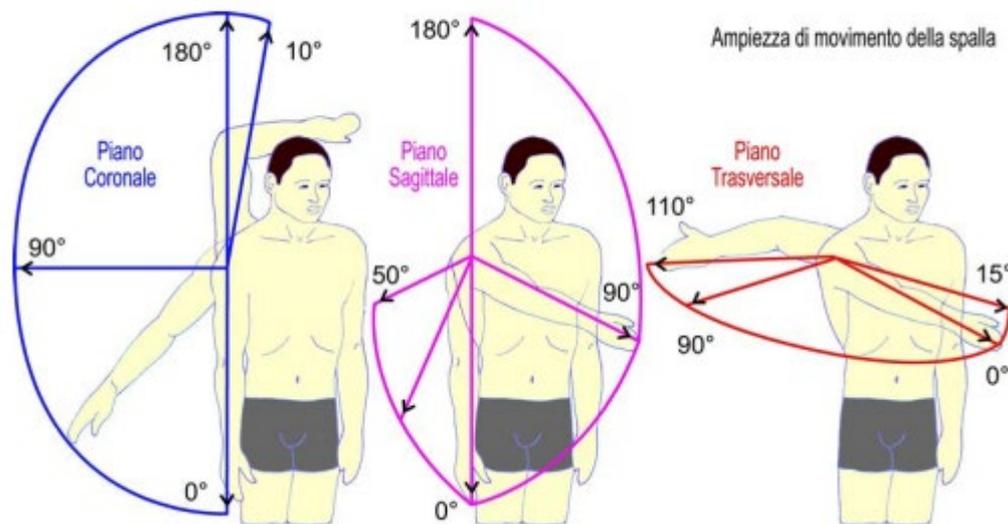


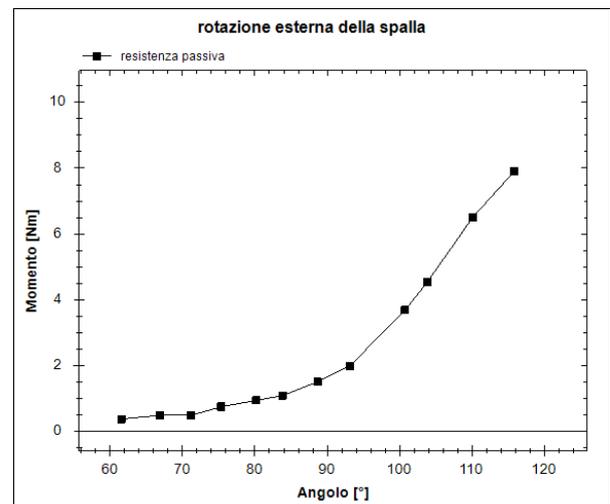
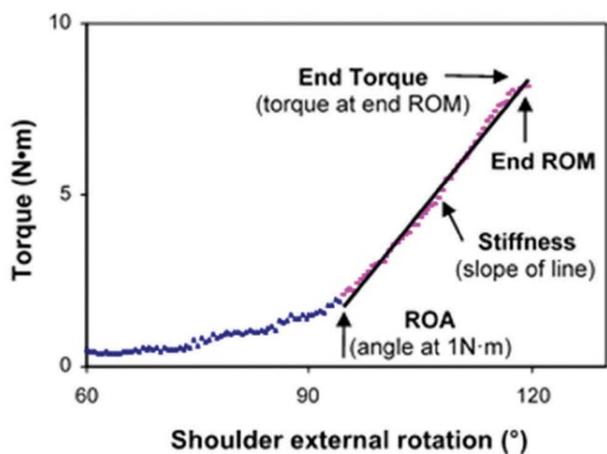
Figura 3.2.1: movimento di abduzione-adduzione a sinistra, rotazione interna ed esterna al centro, flessione ed estensione a destra; con i rispetti ROM dell'articolazione.

Funzionalmente, al contrario dell'anca la quale ha una possibilità di movimento limitata per riuscire a garantire principalmente il sostegno, la spalla risulta essere meno stabile, ma più mobile. È possibile ovviamente lavorare sull'articolazione rendendola ancora più elastica attraverso lo stretching, favorendo dei movimenti più ampi, a scapito ovviamente della stabilità della stessa. Questi tipi di movimenti verranno implementati nel modello multi-body con una giunzione a sfera; permettendo quindi tutti i movimenti studiati.

Di seguito verranno visualizzati tutti gli studi trovati in letteratura (grafici e possibilmente anche le formulazioni analitiche) inerenti alla resistenza passiva dell'articolazione in funzione dell'angolo articolare per i movimenti considerati:

AUTORI (ANNO)	SISTEMA DI RIFERIMENTO	ANNOTAZIONI
JEFF T. WIGHT, MARK D. TILLMAN, GUY B. GROVER, JOHN W. CHOW, PAUL A. BORSA, ERIK A. WIKSTROM KELLY LARKIN-KAISER (2020)		<p>I partecipanti sono stati analizzati in posizione supina su un lettino (con la scapola stabilizzata). Il braccio era fissato a una ruota di rotazione con la spalla abdotta di 90° e il gomito flesso di 90°. Movimento studiato: rotazione dell'omero.</p>

Tabella 3.2.2: Riepilogo di uno studio condotto in letteratura con elencati gli autori, sistema di riferimento e annotazioni principali.



$$y = 0.004 * \exp(-0.068 * x)$$

Equazione 3: equazione esponenziale che meglio approssima l'andamento del grafico

Figura 3.2.2: coppia della resistenza passiva della rotazione esterna della spalla

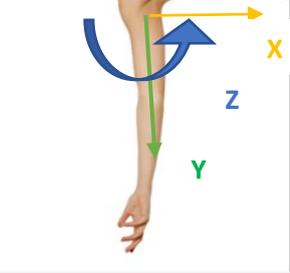
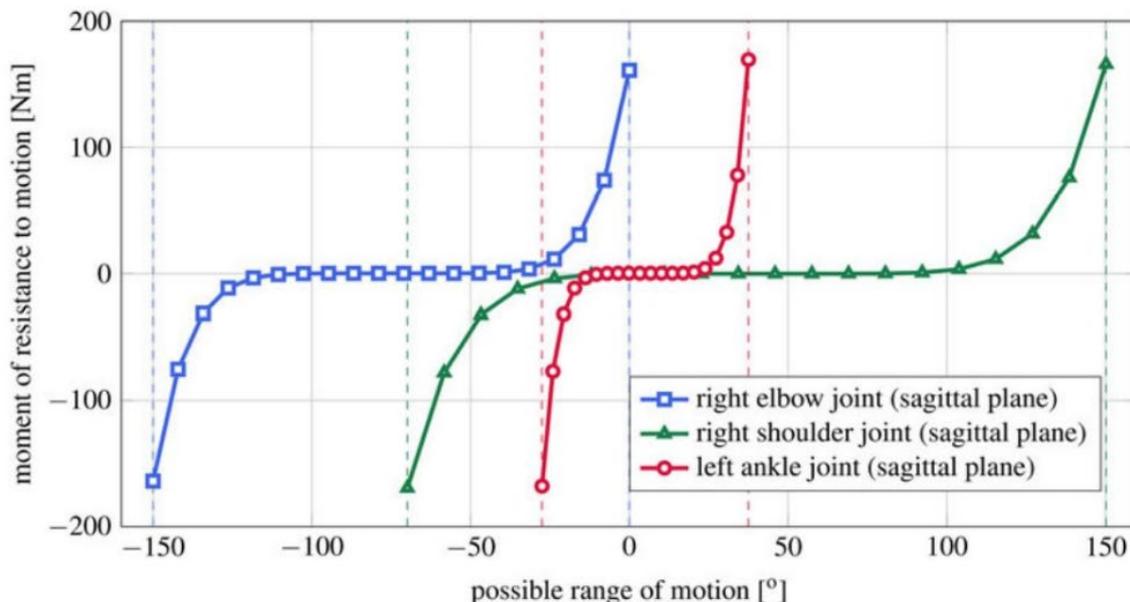
AUTORI (ANNO)	SISTEMA DI RIFERIMENTO	ANNOTAZIONI
PIOTR W. SIELICKI, TOMASZ GAJEWSKI (2018)		Movimento di flessione ed estensione della spalla con range of motion da -50° a 170° . Soggetto maschio di taglia media (1,79 m, 84,8 kg), studio del movimento di flessione ed estensione per tre articolazioni corporee (anca spalla e gomito). Braccio in posizione neutra.

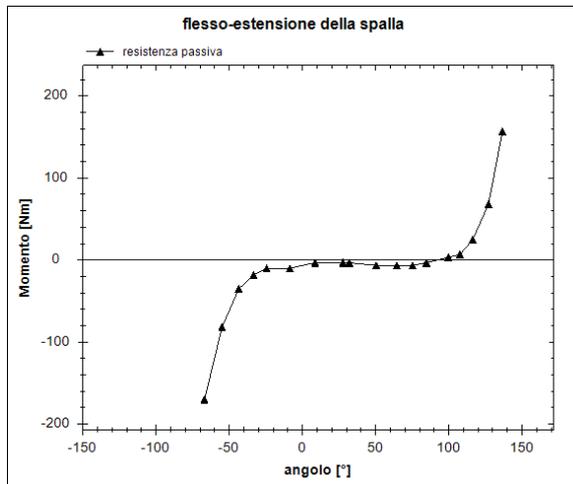
Tabella 3.2.3: Riepilogo di uno studio condotto in letteratura con elencati gli autori, sistema di riferimento e annotazioni principali

In questo articolo, molto recente, è stato studiato solo il movimento di rotazione esterna del braccio (raccolto i dati di destro e sinistro) nel range 60° - 120° che assume un andamento di tipo esponenziale, solo l'ultima parte del grafico può essere assimilato ad una linea best-fit. Il punto ROA (indicato sul grafico), dopo i 90° , è il momento in cui si nota un effettivo incremento della resistenza passiva dell'articolazione e aumenta fino alla fine del movimento.

I valori sono pressoché costanti tra 0° e 90° (1 Nm), mentre per angoli maggiori cresce molto più velocemente e a 120° siamo sull'ordine dei 8-9Nm.



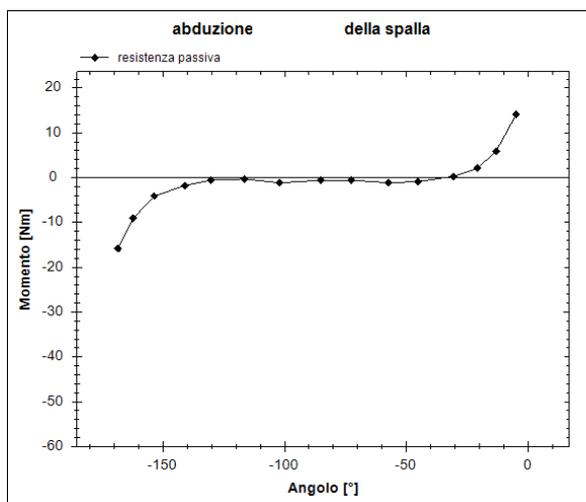
Sielicky [4] propone la formulazione di tre momenti passivi rappresentati nella figura 3.2.3, rispettivamente di gomito destro, spalla destra e anca sinistra con una formulazione non lineare (equazione 4) del momento di resistenza passiva in funzione dell'angolo di flessione-estensione (theta).



$$M(\theta) = \begin{cases} -\infty, & \theta \leq \theta_{min} - \theta_0 \\ a \frac{(\theta - d)^7}{10^9 b} + c, & \theta \in [\theta_{min} - \theta_0, \theta_{max} - \theta_0] \\ \infty, & \theta \geq \theta_{max} - \theta_0 \end{cases}$$

$$y = -0.0041 * \exp(0.071 * x) + 0.91 \exp(-0.07 * x)$$

Equazione 4: modello di coppia articolare passiva proposta da Scielly ed equazione esponenziale ricavata da Matlab



$$y = 1.9 * \exp(3.7 * x) - 0.1 * \exp(-0.041 * x)$$

Equazione 5: equazione esponenziale che meglio approssima l'andamento del grafico

Figura 3.2.3: coppia della resistenza passiva della flessione ed estensione di spalla, gomito e anca, curva di flessione ed estensione della spalla e solo abduzione della stessa

Secondo quest'ultimo, quando il movimento di flesso-estensione raggiunge gli angoli limite di -60° e 130°, la resistenza imposta dall'articolazione della spalla ad un ulteriore movimento tende velocemente ad infinito rendendo quindi impossibile un movimento oltre questi estremi angolari. Anche il loro andamento è simile, graficamente si possono osservare delle similarità in tutte e tre le curve con l'obiettivo di rappresentare un forte aumento della forza vicino alle estremità del movimento articolare dove è presente maggiore resistenza.

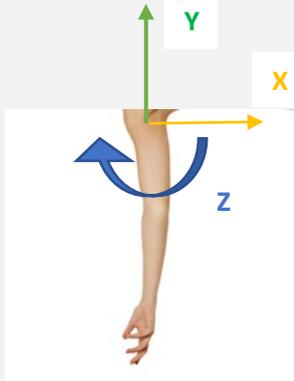
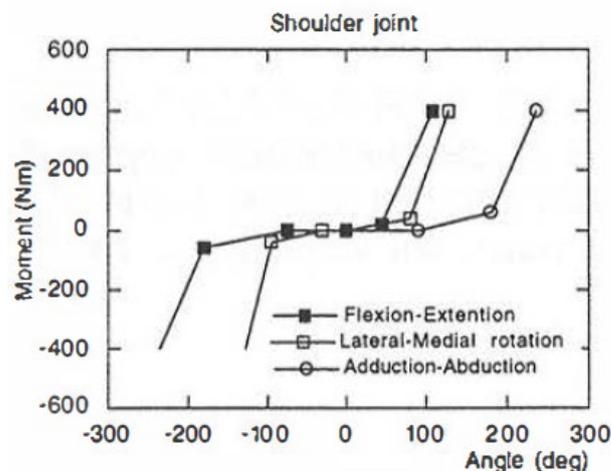
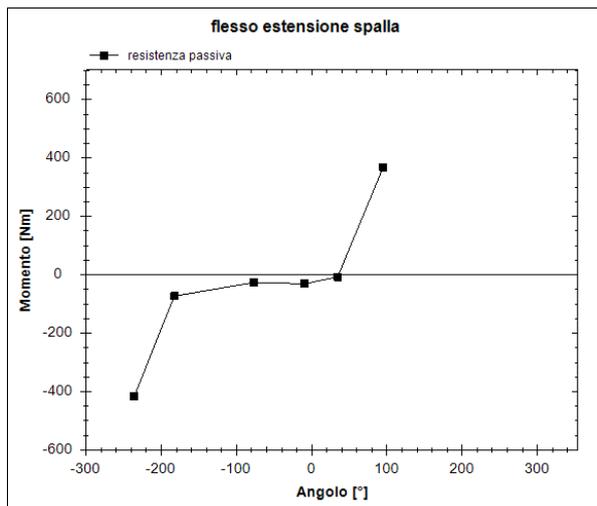
AUTORI (ANNO)	SISTEMA DI RIFERIMENTO	ANNOTAZIONI
J. K. YANG AND P. LÖVSUND (1997)		<p>Movimento di flessione-estensione della spalla con range of motion da 45° a 180°.</p> <p>Movimento di adduzione-abduzione della spalla con range of motion da 30° a 140°.</p> <p>Movimento di rotazione esterna da 0° a 95°.</p> <p>Sono forniti i valori di rigidità 0,3 Nm/° per flessione e 0,2 Nm/° per estensione, maschio adulto altezza 175 cm, massa corporea totale 78 kg. Braccio in posizione neutra.</p>

Tabella 3.2.4: Riepilogo di uno studio condotto in letteratura con elencati gli autori, sistema di riferimento e annotazioni principali

Notiamo subito nelle immagini riferite alle equazioni 4 e 5 delle differenze soprattutto per i valori massimi raggiunti nell'ultima parte del range of motion dell'articolazione. Per la flessione, e ugualmente per l'estensione, il valore di picco è 150 Nm, mentre per il movimento di abduzione solo 20 Nm. Questo comportamento potrebbe essere spiegato con una maggiore complessità muscolare, tendinea e cartilaginea per il movimento di flessione, rispetto a quello di abduzione.

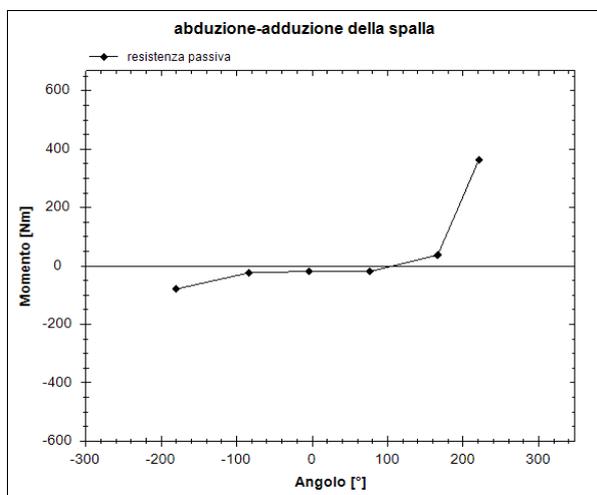


A differenza degli studi precedenti, Yang [5] ha fornito anche i valori di rigidità nel ROM di flessione e di estensione, indipendentemente dalle altre posizioni articolari. Poiché la rigidità indica i valori di pendenza istantanea della curva di momento passivo, la curva di momento definita da Yang risulta lineare: 0,3 Nm/° per flessione e 0,2 Nm/° per estensione. Inoltre con un sistema di riferimento posizionato sulla clavicola, ha ottenuto le curve di tutti e tre i movimenti possibili che vediamo nella figura sopra. In questo caso l'unica particolarità dei tre grafici successivi la si vede per il movimento di abduzione-adduzione in quanto la curva è asimmetrica rispetto alle altre.



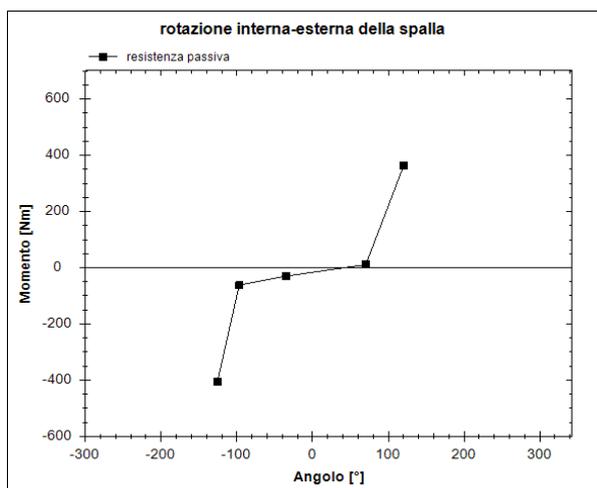
$$y = -0.13 \cdot \exp(0.034 \cdot x) + 2.1 \cdot \exp(-0.05 \cdot x)$$

Equazione 8: equazione esponenziale che meglio ne approssima l'andamento del grafico



$$y = 0.95 \cdot \exp(0.045 \cdot x) - 0.12 \cdot \exp(-0.04 \cdot x)$$

Equazione 6: equazione esponenziale che meglio approssima l'andamento del grafico



$$y = 0.82 \cdot \exp(-0.05 \cdot x) - 0.11 \cdot \exp(0.064 \cdot x)$$

Equazione 7: equazione esponenziale che meglio approssima l'andamento del grafico

Figura 3.2.4: coppia della resistenza passiva della flessione ed estensione, abduzione e adduzione, rotazione interna ed esterna della spalla

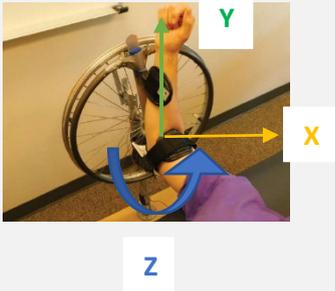
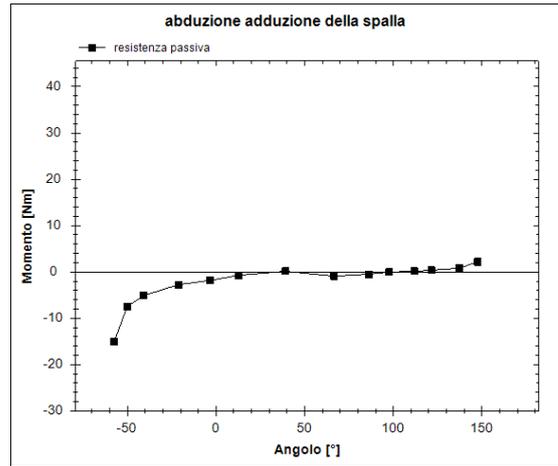
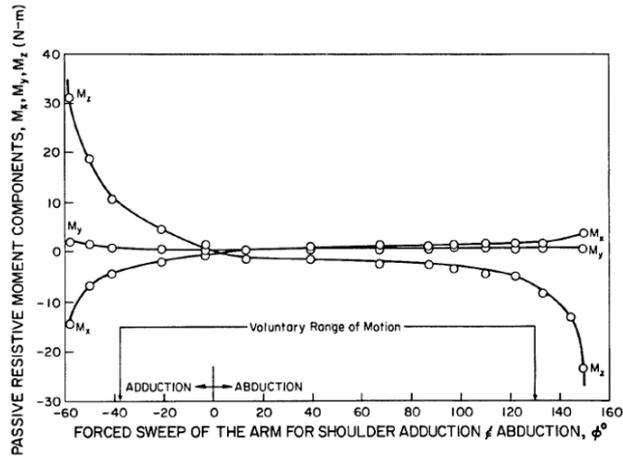
AUTORI (ANNO)	SISTEMA DI RIFERIMENTO	ANNOTAZIONI
<i>ALL ERKAN ENGIN (1979)</i>		<p>Per il articolazione della spalla il macchinario è montato sulla parte superiore e inferiore del braccio bloccando l'articolazione del gomito con una flessione di 90°.</p> <p>Ai soggetti è stato prima chiesto di spostare le loro braccia volontariamente per raccogliere i dati in maniera volontaria. In seguito, la stessa mozione è stata ripetuta dal GFA sul braccio a movimento libero, quindi si presumeva che il soggetto fosse il più rilassato possibile.</p>

Tabella 3.2.5: Riepilogo di uno studio condotto in letteratura con elencati gli autori, sistema di riferimento e annotazioni principali

Lo studio meno recente ma al tempo stesso quello più completo è quello di Engin [6] che ha fornito i grafici di tutti e tre i movimenti permessi dall'articolazione della spalla, bloccando il gomito in flessione di 90°.

In questo articolo vengono visualizzati tutti i movimenti permessi e ne rappresenta tutte e tre le componenti: M_x , M_y , e M_z per più soggetti. A questo punto è bastato capire come ha posizionato il sistema di riferimento e scegliere un soggetto per ottenere le curve separate dei ROM considerati. Ci aiuta anche, definendone già, la formulazione analitica del momento di resistenza passiva che vediamo nelle figure di cui sotto, ma comunque è stato importante definirne la formulazione esponenziale per meglio effettuarne un confronto.

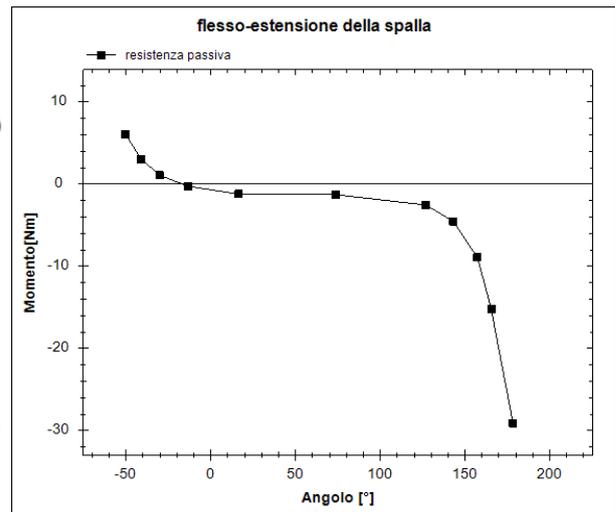
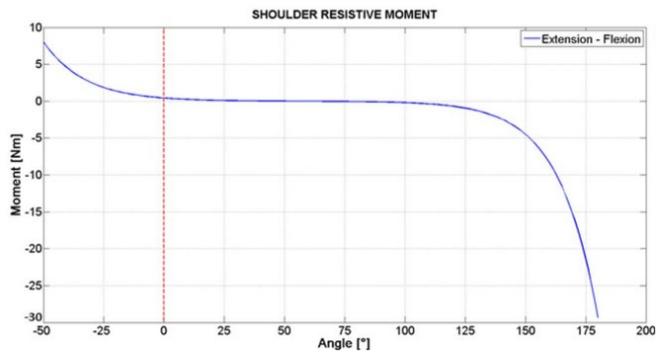
Inoltre, rappresentando graficamente il modello, si può osservare che nei valori centrali (ad esempio tra -40° e 130° nella prima figura sottostante) il momento articolare passivo è praticamente nullo (assumendo dei valori compresi tra -2 Nm e $+3 \text{ Nm}$); perché i tessuti presenti nell'articolazione della spalla generano una resistenza al movimento trascurabile.

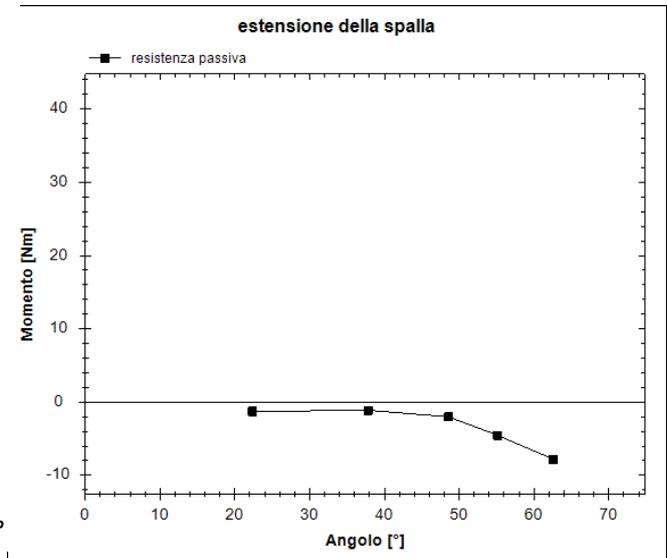
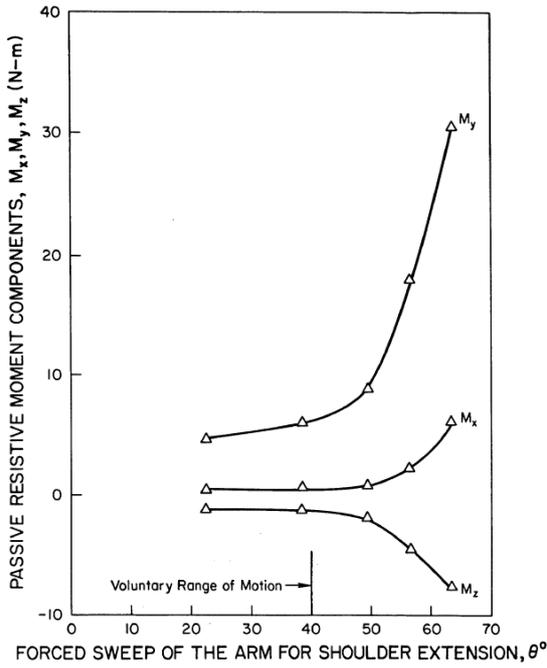


$$M_x = -0.45 + 2.69\phi - 1.39\phi^2 + 1.74\phi^3 - 2.32\phi^4 + 0.99\phi^5 - 0.12\phi^6$$

$$y = -0.00007 \cdot \exp(-0.078 \cdot x) - 0.19 \cdot \exp(0.07 \cdot x)$$

Equazione 9: modello di coppia articolare passiva proposta da Engin

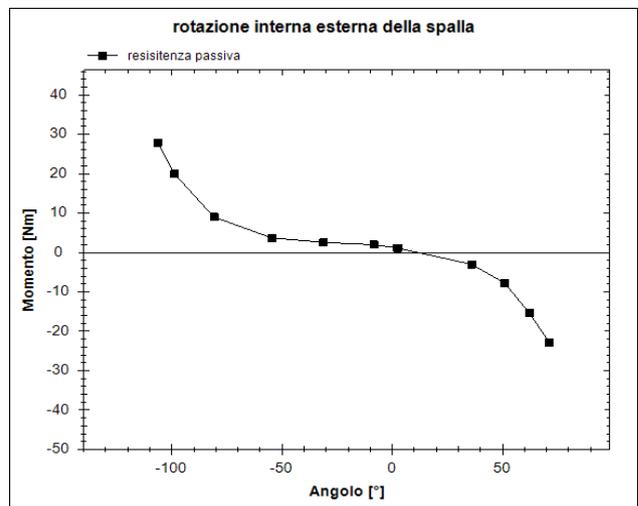
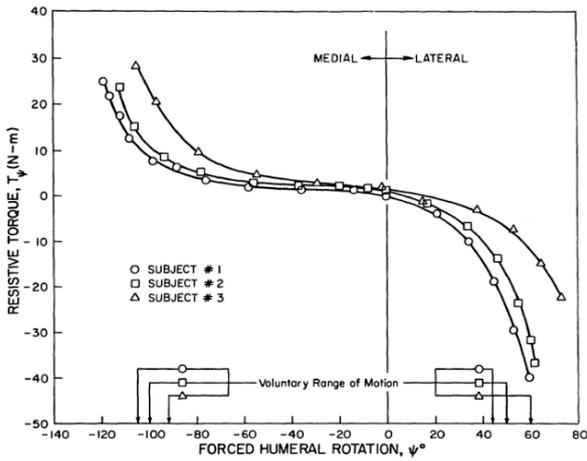




$$M_z = -14.8 + 95.51\theta - 234.60\theta^2 + 272.59\theta^3 - 150.35\theta^4 + 30.89\theta^5$$

$$y = -0.00018 * \exp(0.066 * x) + 2.8 * \exp(-0.07 * x)$$

Equazione 10: modello di coppia articolare passiva proposta da Engin



$$T_\psi = 1.626 - 4.433\psi - 0.397\psi^2 + 0.752\psi^3 - 4.767\psi^4 - 4.506\psi^5 + 1.106\psi^6 + 0.825\psi^7$$

$$y = -0.5 * \exp(0.06 * x) + 0.22 * \exp(-0.036 * x)$$

Equazione 11: modello di coppia articolare passiva proposta da Engin

Figura 3.2.5: coppia della resistenza passiva della flessione-estensione [12], abduzione e adduzione, rotazione interna ed esterna della spalla

In ultimo nella letteratura è presente questa tabella in cui sono riportati i valori di range of motion per ogni movimento considerato e soprattutto il valore di rigidità espresso in Nm/° (stiffness). Questi valori rappresentano il coefficiente angolare della retta che meglio approssima la curva momento-angolo, riportante anche per le altre fonti. Ovviamente, non avendo una funzione polinomiale o non lineare che ne determina i picchi in corrispondenza dei limiti fisiologici, non avremmo un aumento di coppia negli estremi articolari, ma ci possono aiutare a comprendere meglio i modelli proposti dai precedenti autori.

Experimental configuration		Characteristics				
		Physiological feature	Motion range [deg]	Stiffness [Nm/deg]	Mechanical feature	
Shoulder	KAPANDJI [1974a]	Physiological motion	Flexion	180	0-0.3	Ball joint
			Extension	45-50	0-0.2	
			Abduction	140	0-0.3	
	FRANKEL and NORDIN [1980]	Static load	Adduction	30-45	-	
			Lateral rotation	80	0.3	
		Medial rotation	95	0.3		

Figura 3.2.6: valori di rigidità forniti da Haug [14] per flessione-estensione, abduzione, rotazione mediale-laterale per articolazione della spalla

3.2.2 Confronto curve articolazione della spalla

Utilizzando l'applicazione Matlab è stato possibile confrontare tutte le curve degli studi trovati in letteratura. Dopo aver correttamente preso i punti dei vari grafici è stato possibile stampare a video tutte le curve sovrapposte per effettuare una discussione finale.

Per ottenere delle curve di momento passivo e angolo articolare coerenti con la convenzione scelta, è stato necessario modificare alcuni modelli. Infatti, queste curve risultavano simili ma speculari (funzione simmetrica) rispetto all'asse delle ordinate: di fatto cambia il sistema di riferimento utilizzato per i diversi autori. Risulta quindi necessario sistamarle al fine di poter effettuare un confronto, ottenendo $f(-x)$ (ossia ribaltarle rispetto all'asse y), in modo da avere per tutte lo stesso sistema di riferimento da noi scelto: flessione positiva ed estensione negativa; abduzione negativa ed adduzione positiva; rotazione esterna negativa ed interna positiva.

Inoltre, dopo aver osservato tutti i grafici, possiamo affermare che per ogni curva è possibile prendere quattro punti principali che ne definiscono l'andamento: punto di picco, due punti di basso sforzo e un altro punto di picco (con momento opposto al precedente).

Fatta questa considerazione è bastato selezionare dai grafici questi quattro punti per ogni curva rappresentata, per ogni movimento, ogni qualvolta si notava un cambio significativo della

rigidezza istantanea sulla curva, ossia quando cambiava di molto il coefficiente angolare della stessa.

Noti questi punti, è possibile simulare l'andamento dei grafici unendoli attraverso 3 segmenti.

PUNTI ANGOLOSI		1		2		3		4	
SPALLA	Autori	°	Nm	°	Nm	°	Nm	°	Nm
flessione-estensione	Yang	-104,6	398,2	-41,6	-18,6	76,9	-5,1	235,7	-398,6
	Scielicky	-68,9	169,1	-46,1	30,1	94,6	-1,1	149,4	-166,6
	Engin	-20,9	11,1	7,6	1,6	138,7	-2,2	181,5	-28,2
abduzione-adduzione	Yang	-193,3	-125,4	-102,5	-1,7	-10,5	-5,1	134,4	380,9
	Scielicky	-160,5	-19,7	-153,6	-4,1	/	/	-0,2	10,1
	Engin	-158,1	-15,3	-149,9	-6,9	-12,8	-0,3	48,8	4,9
rotazione interna-esterna	Yang	-126	397,2	-78,6	38,9	92,1	-38,9	128,6	-397,2
	Wight	-117	9,1	0	-0,1	/	/	/	/
	Engin	-106,8	28,1	-79,5	10	54,7	-7,5	80	-24,5

Tabella 3.2.7: i 4 punti principali (nella coordinate X e Y) di ogni grafico per ogni autore e ogni movimento

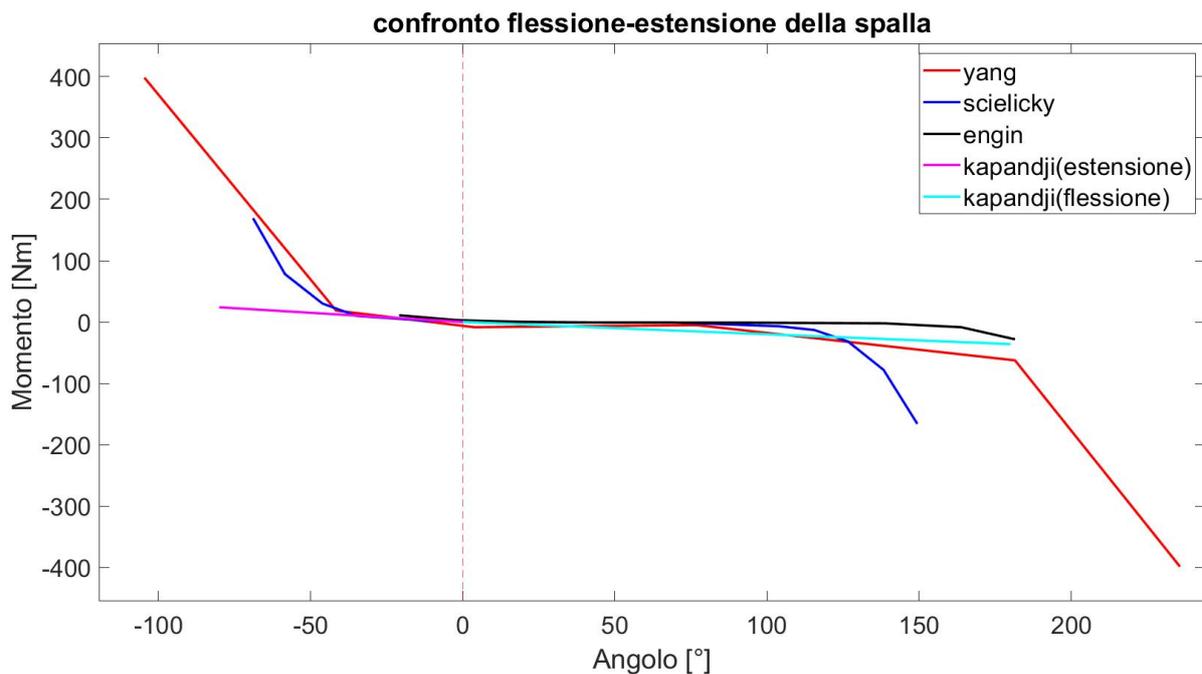


Figura 3.2.8: plot matlab di tutte le curve di flessione-estensione dell'articolazione della spalla

Guardando attentamente questo grafico, la prima cosa che salta all'occhio è il diverso range of motion dell'articolazione della spalla durante il movimento di flessione rispetto all'estensione. Durante l'estensione infatti (ossia avvicinamento del braccio al torace) l'angolo percorribile è abbastanza limitato (circa 50°), mentre in flessione è possibile raggiungere angoli di 180-200° (o secondo Yang addirittura angoli di 236°, probabilmente con un soggetto ben allenato).

Sono presenti due rette, dello studio di Kapandji [14], che rappresentano i valori di rigidità per la flessione ed estensione. Esse seguono molto bene gli altri modelli nell'intorno dell'origine, ossia quando i soggetti non compiono sforzi eccessivi. In prossimità dei limiti articolari, ovviamente, essendo delle rette, queste non possono seguire bene l'andamento degli altri modelli in quanto ci viene fornito un solo valore di rigidità per simularne il comportamento (coefficiente angolare). Engin in questo grafico ci fa comprendere che gli altri due modelli sono validi perché seguono bene l'andamento nella zona centrale per poi aumentare drasticamente agli estremi del ROM, ma raggiunge dei valori di coppia limitati, circa 25-30Nm. Ricordiamo però, che Engin blocca il gomito in posizione flessa di 90° mentre gli altri autori prendono le misurazioni con il braccio in posizione neutra.

Ad esempio Yang, al contrario di Engin, riesce a fornire un range di movimento maggiore, a discapito del paziente che probabilmente ha avvertito molto dolore prima di fermare la macchina, infatti raggiungono valori di coppia e angoli articolari molto elevati (ben 400Nm); mentre il modello di Scielicky sembra avere un basso range di estensione rispetto agli altri due modelli, ma rappresenta il momento massimo intorno ai 170 Nm.

Il momento di resistenza passiva risulta zero tra 0° e 90° per tutti gli autori, per poi crescere quasi linearmente prima e dopo i questi angoli articolari per valori angolari via via crescenti.

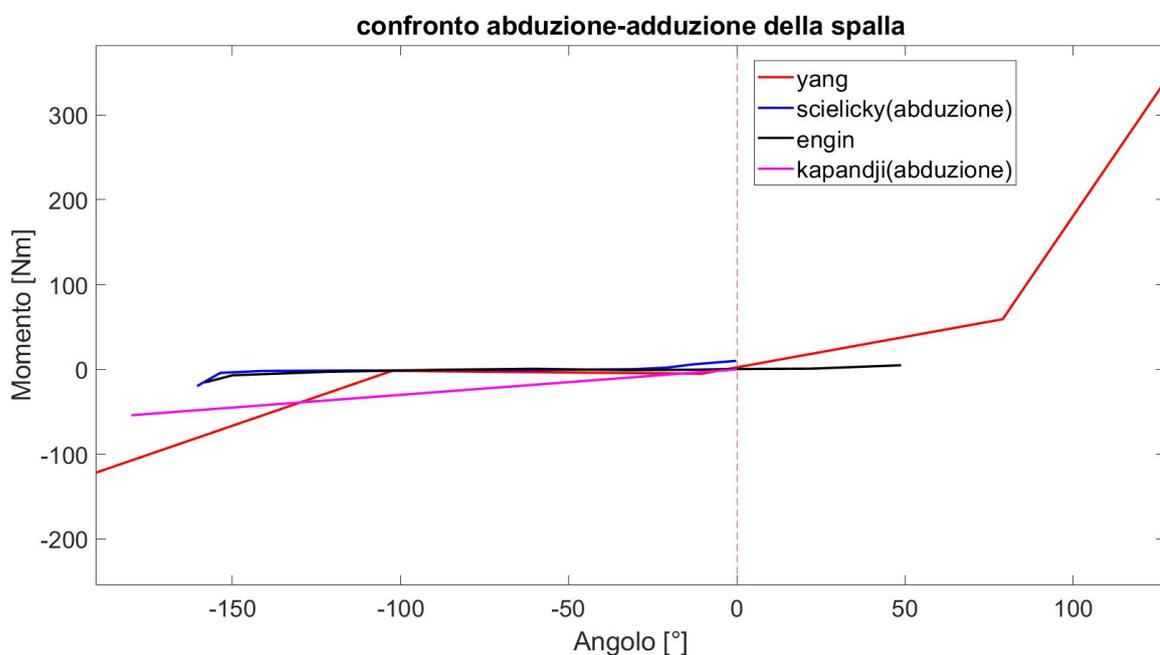


Figura 3.2.9: plot matlab di tutte le curve di abduzione-adduzione dell'articolazione della spalla

Anche in questo caso lo studio di Haung in cui sono raccolti i dati di Kapandji [14], ci evidenzia che l'andamento e l'ampiezza trovati per le curve di Scielicky e Engin sono coerenti ed uniformi circa l'ampiezza e l'andamento del momento di resistenza passiva al movimento di abduzione

(quindi in corrispondenza di angoli negativi). Essa infatti essendo una media, tra i valori assunti nella fase centrale del movimento e il limite articolare, si trova sotto i modelli di Scielicky, Engin e sembra più coerente con il modello di Yang. Secondo Yang, però, l'ampiezza del momento passivo raggiunge, con un andamento quasi lineare, valori molto elevati all'estremità del ROM (più di 300 Nm rispetto alle poche decine di Nm degli altri modelli), probabilmente dovuto a delle misurazioni effettuate su un braccio in posizione neutra, con gomito esteso e non flesso di 90° come per Engin, che invece ha maggiori difficoltà nel movimento già a 50° di adduzione.

Gli altri due modelli (Engin e Scielicky, invece, sono simili in quanto entrambi ricoprono quasi lo stesso range of motion in fase di abduzione e probabilmente lo sarebbero stati anche in fase di estensione. Inoltre, anche i valori di coppia raggiunti sono pressoché identici, nonostante il gomito del paziente studiato da Engin partisse non da posizione neutra, bensì flessa di 90°.

Queste variabilità potrebbero essere dovute al fatto che vengono utilizzati sistemi di riferimento differenti, variabilità tra soggetti, differente macchinari per il movimento e quindi differente velocità di movimento o posizioni iniziale del braccio.

Il momento di resistenza passiva risulta zero (o prossimo allo 0) tra -120° e 90° per tutti gli autori, per poi crescere quasi linearmente prima e dopo, per valori angolari via via crescenti.

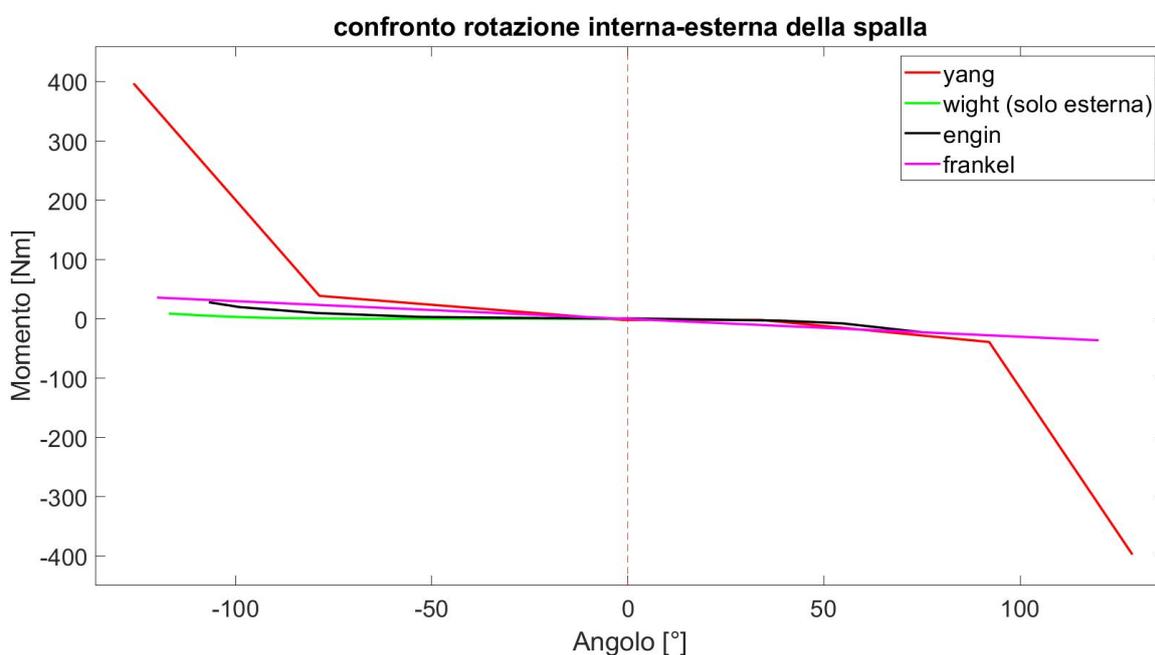


Figura 3.2.10: plot matlab di tutte le curve di rotazione interna-esterna dell'articolazione della spalla

Come per il movimento di abduzione-adduzione, anche per la rotazione interna-esterna, l'unico a discostarsi dagli altri autori è Yang, anche se successivamente seguono un modello abbastanza lineare, soprattutto nella zona centrale del grafico.

I modelli di Wight e Frankel ci sono utili per confermare la validità dello studio di Engin e di Yang nella fase con poco sforzo (ampiezza di momento vicina a 0Nm): di fatto le loro curve si sovrappongono per buona parte del range of motion. Il modello di Wight è poco significativo in quanto evidenzia valori di coppia molto bassi, ma si sovrappone alla curva di Engin per buona parte del ROM nonostante la differenza nel posizionamento del braccio. Wight ottiene le misurazioni con braccio abdutto di 90° e gomito flesso di 90° mentre Engin solo con gomito flesso di 90°. D'altra parte, Yang ottiene misurazioni con braccio in posizione neutra.

Avendo il braccio bloccato con una flessione e/o abduzione di 90° risulta molto più faticoso ruotarlo oltre i limiti articolari. Questo spiega la differenza di momento così elevata tra i vari autori. In particolare notiamo che per come è strutturata anatomicamente l'articolazione della spalla, avere il braccio in posizione neutra permette un movimento più ampio rispetto a partire con un posizionamento differente.

Il momento di resistenza passiva risulta zero tra -70° e 50° per tutti gli autori, per poi crescere quasi linearmente prima e dopo, per valori angolari via via crescenti.

Tutti i modelli proposti evidenziano che l'articolazione della spalla ha una maggiore rigidità durante il movimento di flesso-estensione rispetto agli altri due, nonostante il ROM sia maggiore per la rotazione e adduzione rispetto alla flessione. Ciò è causato proprio dalla presenza dei tessuti intorno all'articolazione sferica della spalla che favorisce alcuni movimenti a discapito di altri.

Un altro particolare che salta subito all'occhio è il modello di Yang: esso sembra essere l'unione di punti con dei segmenti. Tuttavia, questo non ci fa ben comprendere cosa succede tra questi punti che Yang ha unito brutalmente con una equazione di primo grado, ma guardando attentamente l'andamento delle altre curve, essa poteva essere modificata con un'equazione di grado superiore mostrando un avvicinamento agli estremi articolari di tipo esponenziale.

3.2.3 Movimenti combinati di più articolazioni

I tessuti molli, come muscoli, strutture cartilaginee e tendini, presenti tutto intorno alle articolazioni producono momenti elastici passivi articolari dovuti ad allungamento. Spesso questi muscoli sono bi-articolari (sono legati all'articolazione in considerazione e a quella adiacente) e il momento prodotto da una di queste è influenzata dal movimento della giunzione a cui essa è accoppiata.

Ad esempio considerando l'articolazione della spalla, essa risulta accoppiata all'articolazione del gomito con il muscolo del bicipite o del tricipite. Per valutare tale accoppiamento articolare sulla

spalla, è stata effettuata la misura delle forze passive articolari e il calcolo del rispettivo momento articolare passivo in corrispondenza di diverse angolazioni del gomito.

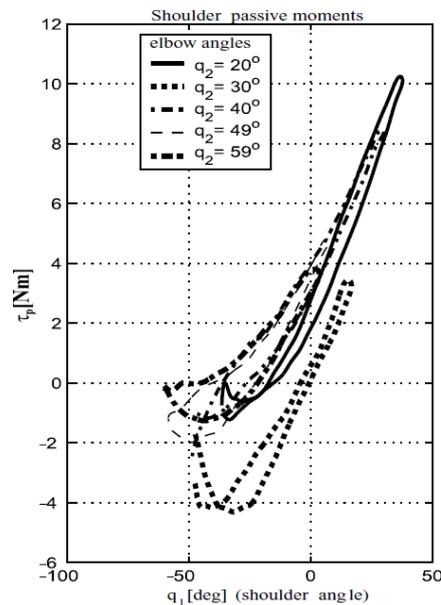


Figura 3.2.11: momento di resistenza passiva della spalla in funzione dei vari angoli di flessione dell'articolazione adiacente (il gomito) [21]

In questo grafico (figura 3.2.11) sono rappresentati i momenti di abduzione per l'articolazione della spalla, in funzione degli angoli articolari adiacenti a tale articolazione (angoli del gomito). In particolare si evince che la situazione cambia, e non di poco, quando il gomito si trova flesso da 20° a 60° . Quello che si nota è una diminuzione del range of motion della spalla all'aumentare dell'angolo di flessione del gomito e una difficoltà sempre maggiore di sollevare il braccio lungo il piano sagittale quando il gomito è flesso di un angolo maggiore di 30° . Questo comportamento è stato riscontrato in maniera ancora più significativa anche nei confronti effettuati nel paragrafo precedente in cui ci sono delle enormi differenze per quanto riguarda il range of motion e i valori di momento tra un braccio in posizione neutra (vedi Yang) e un braccio abdotta o con flessione del gomito di 90° (vedi Wight o Engin).

Chiaramente i momenti passivi della spalla sono molto meno influenzati dalla fissazione dell'angolo adiacente perché il gomito ha un numero minore di muscoli sull'articolazione rispetto alla spalla.

L'interazione gomito-spalla è significativa e le analisi dell'andamento polinomiale hanno rivelato una quadratica influenza del gomito, mentre lineare e quadratica per la spalla.

	Shoulder angl			Elbow angle (°)	Shoulder angle (°)				Mean
	0	30			0	40	80	120	
Elbow angle (°)	0	0.94b	0.00	0	.253(.20)	6.01(.45)	11.82(1.4)	10.45(.78)	7.13
	30	1.21a	0.13	30	1.01(.29)	7.69(.44)	13.05(.27)	10.71(.30)	8.11
	60	0.79	0.1	60	.948(.22)	8.04(.28)	12.5(.35)	9.94(.66)	7.85
	90	0.41	0.22	90	1.32(.24)	8.11(.18)	11.42(.22)	8.53(.29)	7.35
Mean	0.83	0.11	Mean		.88	7.46	12.19	9.9	

Note: a is significantly different from all but b.

Figura 3.2.12: momento di resistenza passiva della spalla in flessione(a sinistra) ed estensione (a destra) in funzione dei vari angoli di flessione dell'articolazione adiacente (il gomito), e viceversa. [22][24]

L'angolo del gomito non ha prodotto significative differenze tra le combinazioni di angoli articolari di giunzione. Quando la spalla si è spostata da 0° a 80°, il momento massimo aumentava linearmente da una media di 0,88 Nm a una media di 12,19 Nm; questo significa che l'accrescimento dell'angolo della spalla fino a 120° ha causato un calo non significativo della coppia media, che rimane a 9,9 Nm.

Per quanto riguarda il gomito, invece, la variazione dell'angolo della spalla in estensione non influisce più di tanto sulla media di momento massimo medio raggiunto da questo tipo di giunzione; infatti i valori medi della figura di destra (figura 3.2.12) sono molto vicini.

Durante il movimento di flessione della spalla (figura 3.2.12 a sinistra), la flessione del gomito sembra far diminuire significativamente (circa il 65%) la resistenza passiva dell'articolazione che passa da una media di 0.83 a 0.11 con l'aumento dell'angolo della spalla che varia tra 0° e 30°.

Da queste tabelle si può concludere che il gomito è poco influenzato dalla posizione di flessione della spalla, mentre quest'ultima, al contrario, oppone una resistenza maggiore all'aumentare dell'angolo di flessione del gomito. Questi risultati possono essere spiegati in parte dai cambiamenti nella lunghezza del bicipite brachiale o del tricipite al variare degli angoli del gomito e della spalla, infatti tanto maggiore sarà la lunghezza del muscolo, maggiore saranno le sue componenti passive e questo produrranno un rendimento maggiore di forze passive.

3.3 Articolazione del gomito

3.3.1 Movimenti del gomito

L'articolazione del gomito garantisce due movimenti specifici per ciascun grado di libertà:

- Flesso-estensione all'interno del piano sagittale intorno a un asse trasversale o medio-laterale;
- Prono-supinazione: rotazione del gomito intorno al piano longitudinale.

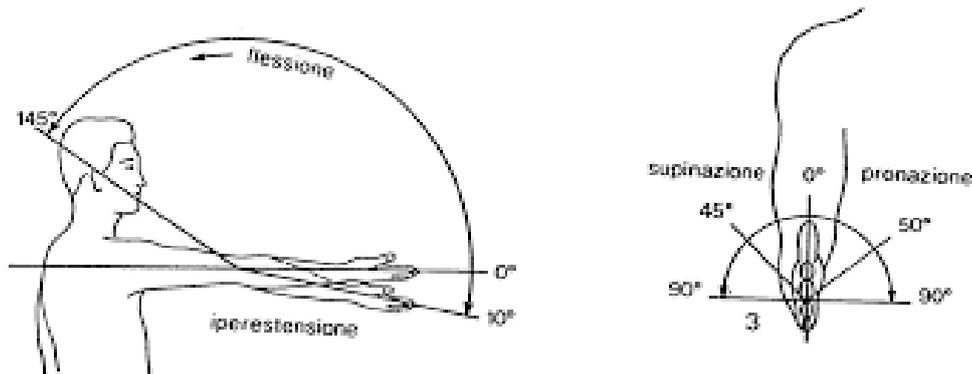


Figura 3.3.1: movimento di flesso estensione del gomito a sinistra, prono-supinazione a destra, con i rispetti ROM dell'articolazione.

La prono-supinazione del gomito (Figura 3.3.1) avviene grazie alle articolazioni radio-ulnare prossimale e distale. In posizione supinata, le ossa dell'avambraccio sono parallele l'una all'altra, quindi il palmo della mano è rivolto verso l'alto. In pronazione le ossa dell'avambraccio si incrociano e il radio va a trovarsi davanti all'ulna, il palmo si trova rivolto verso il basso.

Questo tipo di movimento non verrà studiato perché nel modello multi-body, l'articolazione del gomito sarà una giunzione a cerniera, permettendo solo movimenti di flesso-estensione.

Di seguito verranno visualizzati tutti gli studi trovati in letteratura (grafici e possibilmente anche le formulazioni analitiche) inerenti alla resistenza passiva dell'articolazione in funzione dell'angolo articolare per i movimenti considerati:

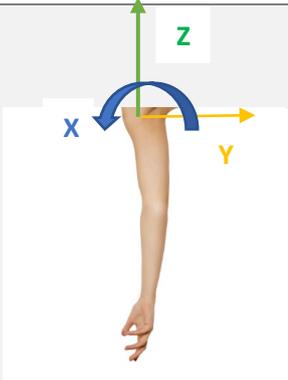
AUTORI (ANNO)	SISTEMA DI RIFERIMENTO	ANNOTAZIONI
MICHEL A. LEMAY, PATRICK E. CRAGO (1996)		Braccio in posizione neutra (posizione di riposo di circa 40° di flessione quando la parte superiore del braccio è tenuta verticalmente lungo il corpo) con sistema di riferimento sulla testa omerale per ottenere le curve di polso e gomito. Movimento di flesso-estensione di polso (angolo massimo +80°) e gomito (da 0 a 160°), solo movimento di flessione da braccio esteso.

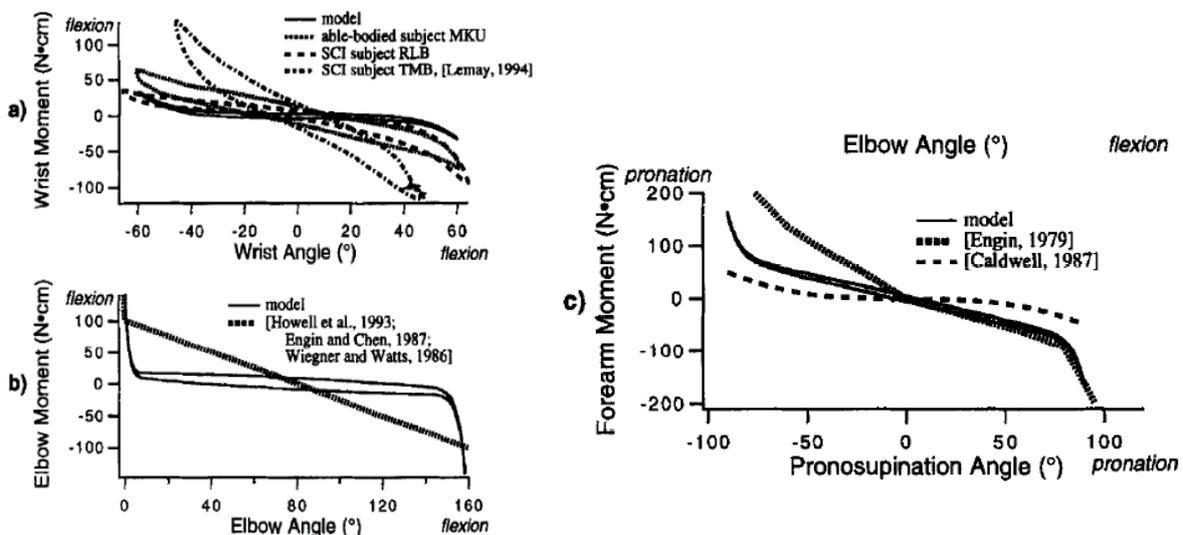
Tabella 3.3.2: Riepilogo di uno studio condotto in letteratura con elencati gli autori, sistema di riferimento e annotazioni principali

$$M(\theta) = k_0\theta + b_0\omega + k_1(e^{k_2\theta} - 1)$$

Equazione 12: modello di coppia articolare passiva proposta da Lemay

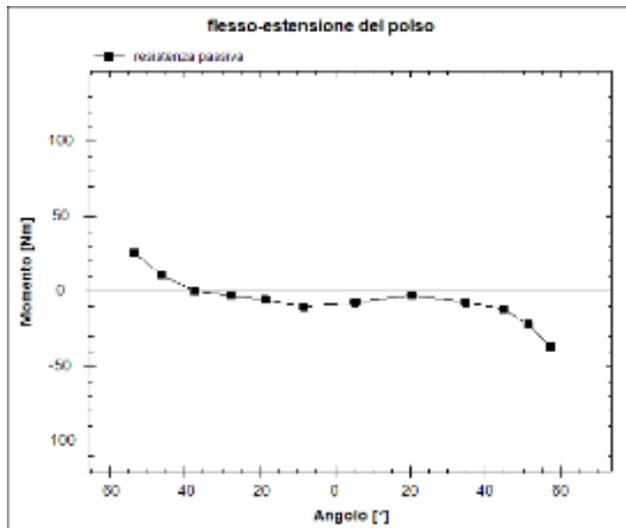
I momenti passivi sono implementati utilizzando la formulazione passiva presentata da Winters and Starks nel 1985. Il parametro pubblicato è $0.026 \text{ Nm}/^\circ$ che era dentro il range di intervallo riportato da Wiegner e Watts (1986) e vicino al valore utilizzato per il grafico, $0.013 \text{ Nm}/^\circ$.

Il momento passivo, M , è la somma di una lineare componente viscoelastica e una molla esponenziale. ‘ θ ’ è l'angolo del giunto, ‘ ω ’ la velocità, ‘ k_0 ’ è la rigidità lineare parametro, ‘ b_0 ’ è la viscosità e ‘ k_1 ’ e ‘ k_2 ’ definiscono componente esponenziale delle rigidità del giunto.



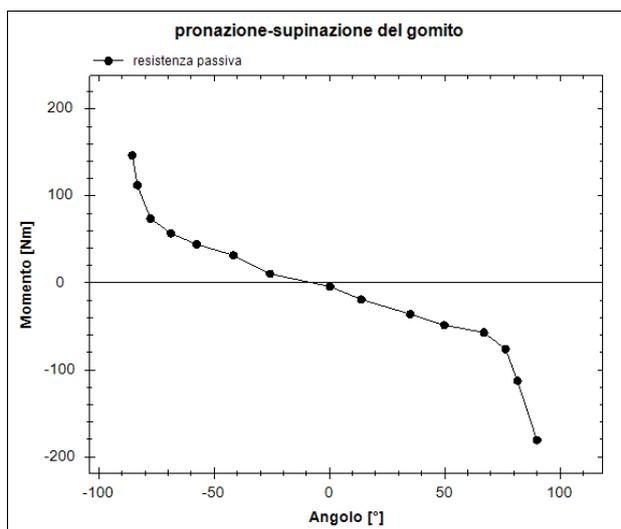
Nell’articolo di Lemay e Crago [9] sono stati studiati i movimenti passivi di flessione ed estensione di gomito e polso, così come anche la prono-supinazione del gomito attraverso l’avambraccio. Si notano delle leggere differenze rispetto al sistema sviluppato dal modello, ma è comunque possibile anche in questo caso approssimarne l’andamento con delle equazioni di tipo esponenziale.

Dai dati ottenuti da questi autori si vede subito che la coppia in corrispondenza dei limiti fisiologici dell'articolazione considerata crescono improvvisamente in maniera ripida con dei coefficienti angolari puntuali quasi uguali a 0 (quindi paralleli all'asse y).



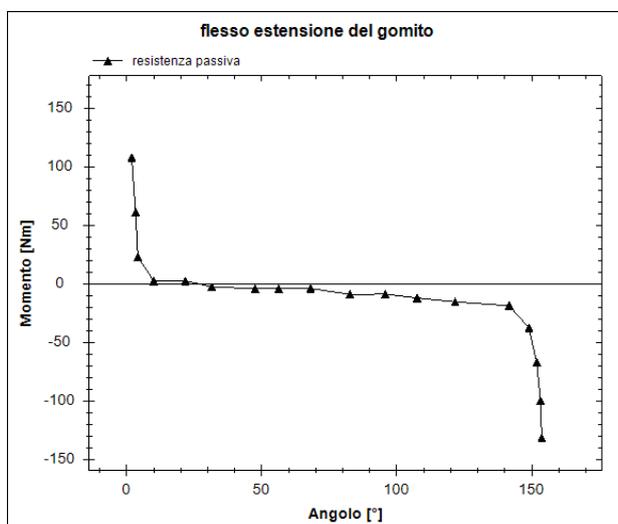
$$y = -1.6 * \exp(0.048 * x) + 0.61 * \exp(-0.08 * x)$$

Equazione 13: equazione esponenziale che meglio approssima l'andamento del grafico



$$y = -5 * \exp(0.039 * x) + 1.8 * \exp(-0.05 * x)$$

Equazione 14: equazione esponenziale che meglio approssima l'andamento del grafico



$$y = -2e(-11) * \exp(0.19 * x) + 171 * \exp(-0.45 * x)$$

Equazione 15: equazione esponenziale che meglio approssima l'andamento del grafico

Figura 3.3.2: coppia della resistenza passiva della flesso-estensione del polso, flessione ed estensione, pronazione e supinazione del gomito

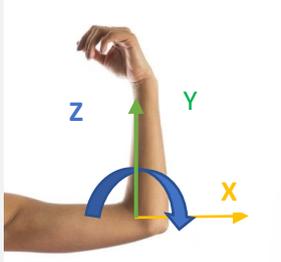
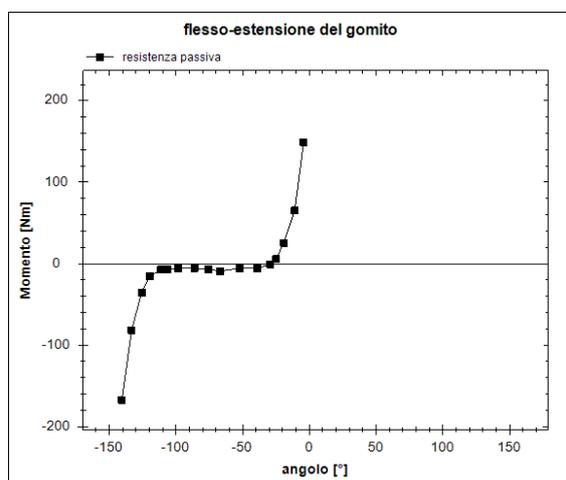
AUTORI (ANNO)	SISTEMA DI RIFERIMENTO	ANNOTAZIONI
PIOTR W. SIELICKI, TOMASZ GAJEWSKI (2018)		Movimento di flesso-estensione del gomito con range of motion da -150° a 0°, solo movimento di flessione e partenza da braccio esteso. La geometria del manichino è basata su un maschio di taglia media (1,79 m, 84,8 kg)

Tabella 3.3.3: Riepilogo di uno studio condotto in letteratura con elencati gli autori, sistema di riferimento e annotazioni principali

Questo grafico e studio è lo stesso di quello trovato da Scielicky per l'articolazione della spalla, solo che questa volta abbiamo estratto solo la curva di flesso-estensione del gomito e quindi anche in questo caso si tratta di un modello bi-esponenziale con equazione non lineare. Il gomito viene preso da posizione iniziale completamente esteso e viene rappresentato il movimento di estensione.

Anche questo grafico è stato dovuto simmetrizzare rispetto all'asse y ottenendo $f(-x)$ con ROM da 0 a 150°.



$$M(\theta) = \begin{cases} -\infty, & \theta \leq \theta_{min} - \theta_0 \\ a \frac{(\theta-d)^7}{10^9 b} + c, & \theta \in [\theta_{min} - \theta_0, \theta_{max} - \theta_0] \\ \infty, & \theta \geq \theta_{max} - \theta_0 \end{cases}$$

$$y = -2.4e(-5)*\exp(0.105*x) + 154*\exp(-0.1*x)$$

Equazione 16: modello di coppia articolare passiva proposta da Scielicky ed equazione esponenziale trovata su Matlab

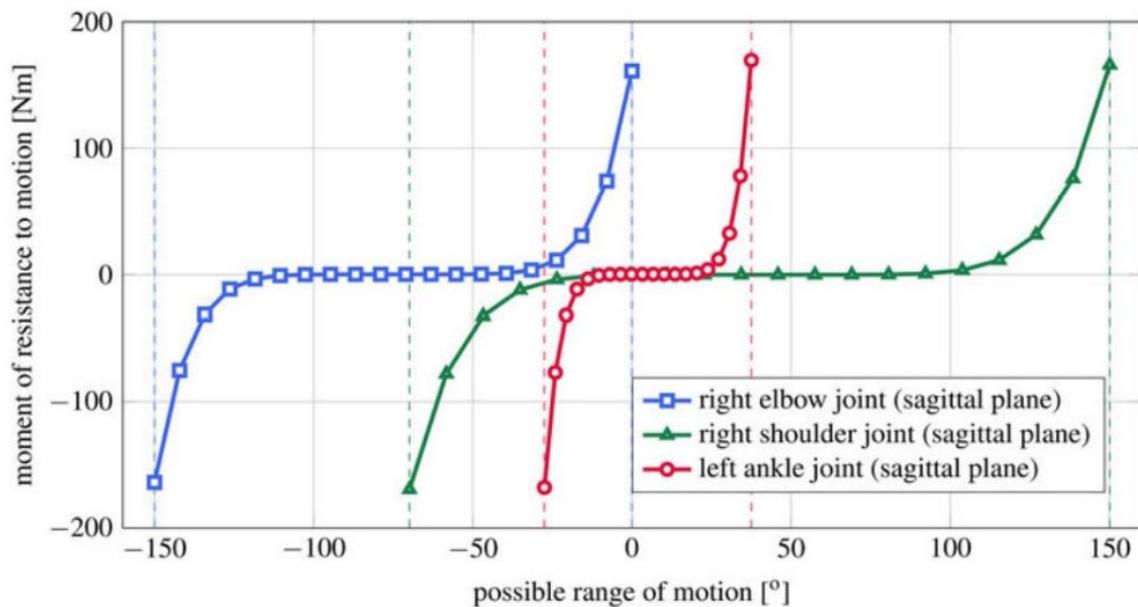
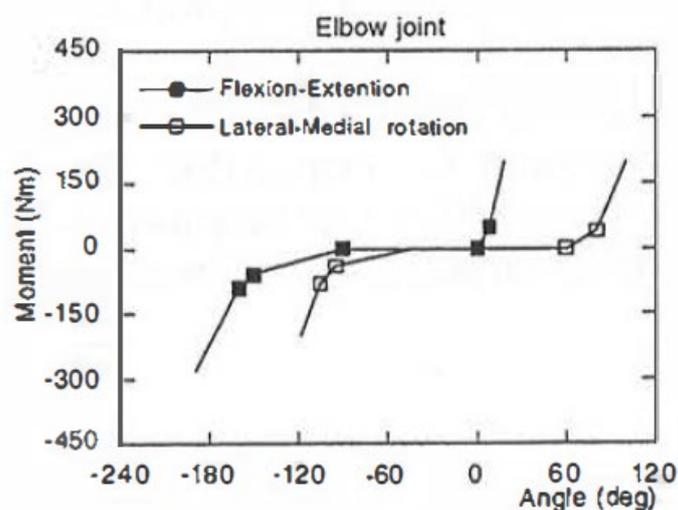


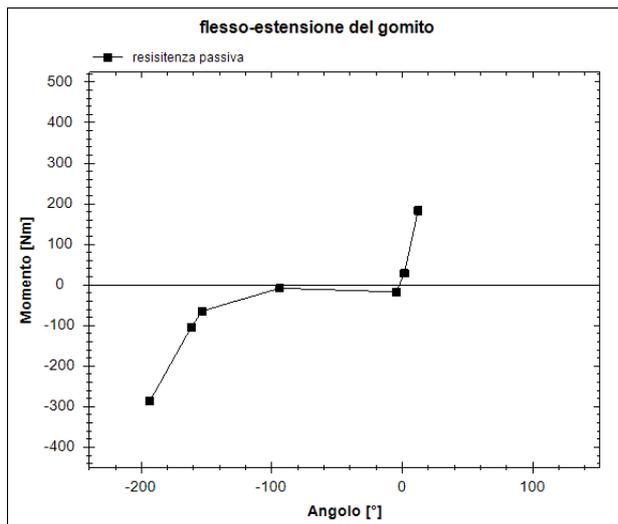
Figura 3.3.3: coppia della resistenza passiva della flessione-estensione del gomito, spalla e anca

AUTORI (ANNO)	SISTEMA DI RIFERIMENTO	ANNOTAZIONI
J. K. YANG AND P. LÖVSUND (1997)		<p>Movimento di flessione-estensione del gomito con range of motion da 0 a 180°, solo movimento di flessione e partenza da braccio esteso.</p> <p>Movimento di prono-supinazione (forse) gomito rom da +90°.</p> <p>Sono forniti i valori di rigidità 0,3 Nm/° per flessione e 0,2 Nm/° per estensione, maschio adulto altezza 175 cm, massa corporea totale 78 kg.</p>

Tabella 3.3.4: Riepilogo di uno studio condotto in letteratura con elencati gli autori, sistema di riferimento e annotazioni principali

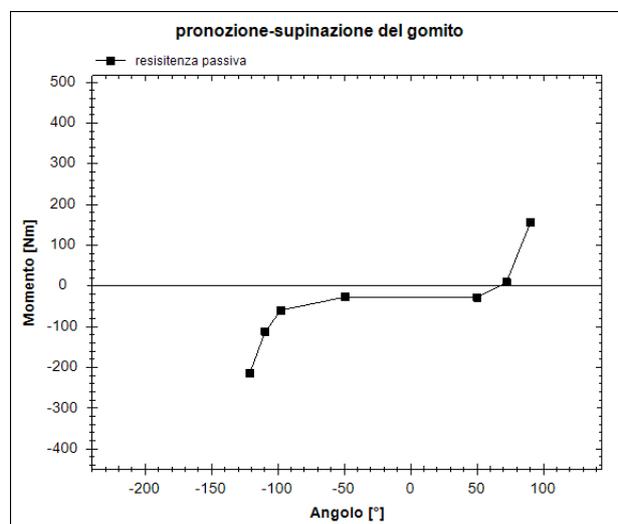


In questo studio di Yang [5] sul gomito sono stati forniti i valori di rigidità: 0,3 Nm/° per flessione e 0,2 Nm/° per estensione questa volta per il gomito. In questo caso sono stati studiati i movimenti di flessione-estensione e pronazione-supinazione approssimate delle seguenti curve di tipo polinomiale. Tali curve mantengono le caratteristiche delle precedenti trovate, ma ci sono delle incongruenze per quanto riguarda gli angoli articolari a causa del diverso sistema di riferimento considerato.



$$y = 16.5 * \exp(-0.25 * x) - 0.19 * \exp(+0.038 * x)$$

Equazione 16: equazione esponenziale che meglio approssima l'andamento del grafico



$$y = 0.12 * \exp(-0.065 * x) - 0.072 * \exp(0.075 * x)$$

Equazione 17: equazione esponenziale che meglio approssima l'andamento del grafico

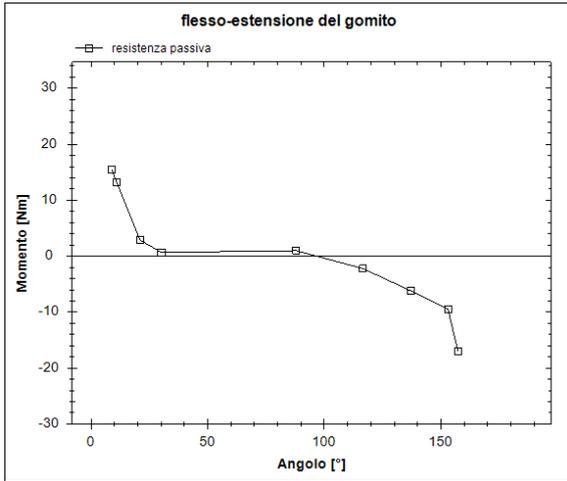
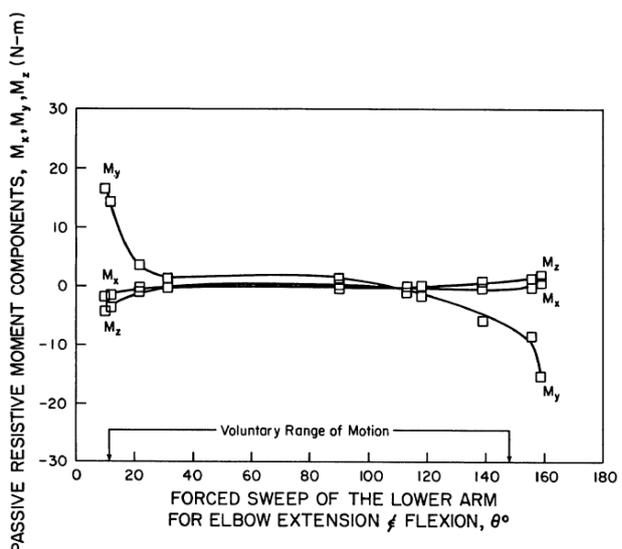
Figura 3.3.4: coppia della resistenza passiva della flessione ed estensione, pronazione e supinazione del gomito

AUTORI (ANNO)	SISTEMA DI RIFERIMENTO	ANNOTAZIONI
ALL ERKAN ENGIN (1979)		<p>La calotta progettata per le misurazioni della coppia del gomito copriva la maggior parte del pugno e aveva un'apertura sufficiente per metterci la mano. Ai soggetti è stato prima chiesto di spostare le loro braccia volontariamente per raccogliere i dati in maniera volontaria. In seguito, la stessa mozione è stata ripetuta dal GFA sul braccio a movimento libero, quindi si presumeva che il soggetto fosse il più rilassato possibile. Partenza del braccio in posizione estesa e studio della flessione dall'avambraccio sul braccio (ROM da 0° a 160°).</p>

Tabella 3.3.5: Riepilogo di uno studio condotto in letteratura con elencati gli autori, sistema di riferimento e annotazioni principali

Come per la spalla, anche per il gomito, Engin è riuscito a fornirci la formulazione analitica per i momenti di resistenza passiva. Anche Engin come Yang probabilmente in base alle condizioni iniziali e alla posizione del braccio ha ottenuto delle curve con degli angoli diversi rispetto a quello che ci si aspetta (centrati sullo 0).

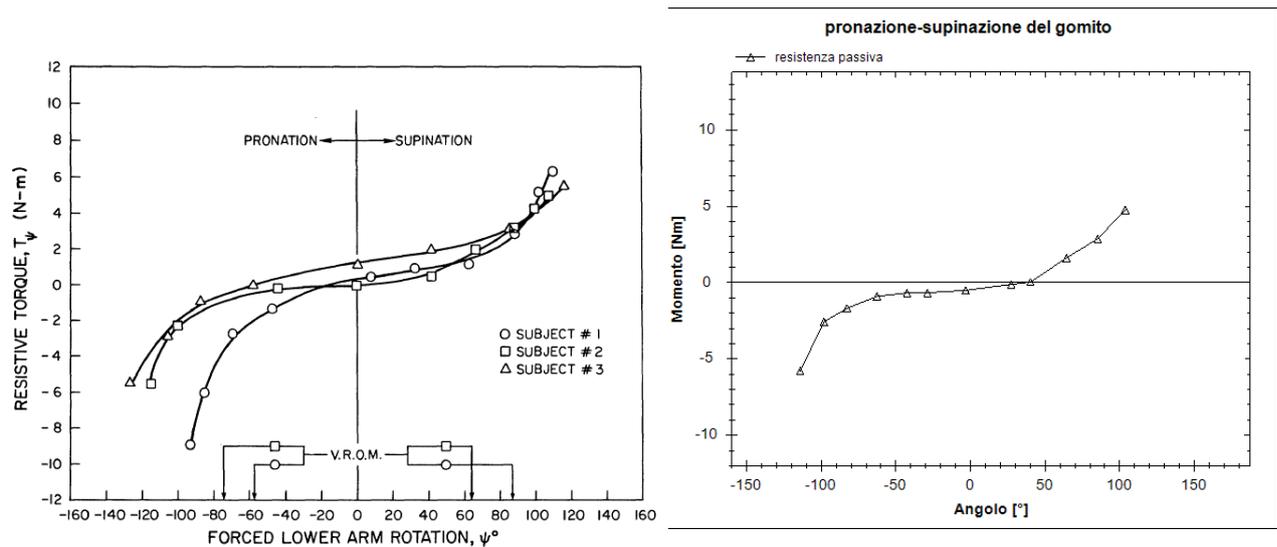
Allo stesso modo, studiandone il sistema di riferimento per scegliere quale momento e quale soggetto prendere, è stato possibile ottenere le curve in figura 3.3.5 :



$$M_y = 37.07 - 305.37\theta + 1069.54\theta^2 - 1804.17\theta^3 + 1615\theta^4 - 782.5\theta^5 + 193.3\theta^6 - 1207\theta^7$$

$$y = -2.2e(-7)*exp(0.11*x) + 30*exp(-0.11*x)$$

Equazione 18: modello di coppia articolare passiva proposta da Engin



$$T_{\psi} = -0.116 + 0.548\psi + 1.079\psi^2 + 0.024\psi^3 - 0.248\psi^4 + 0.136\psi^5$$

$$y = -0.24 \cdot \exp(0.047 \cdot x) + 0.15 \cdot \exp(-0.034 \cdot x)$$

Equazione 19: modello di coppia articolare passiva proposta da Engin

Figura 3.3.5: coppia della resistenza passiva della flessione ed estensione, prono-supinazione del gomito

In ultimo elenchiamo la tabella 3.3.6 in cui sono riportati i valori di range of motion per ogni movimento considerato e soprattutto il valore di rigidità espresso in Nm/° (stiffness). Questi valori rappresentano il coefficiente angolare della retta che meglio approssima la curva momento-angolo, riportante anche per le altre fonti. Ovviamente non avendo una funzione polinomiale o non lineare che ne determina i picchi in corrispondenza dei limiti fisiologici non avremmo un aumento di momento in questi angoli; ma ci possono aiutare a comprendere meglio i modelli proposti dai precedenti autori per l'articolazione del gomito. Valori che sono poi stati confermati, oltre che da alcuni precedenti autori (vedi Yang), anche da un altro articolo di Jacob G. McPherson in "Biomechanical parameters of the elbow stretch reflex" [26].

Experimental configuration		Physiological feature	Characteristics			
			Motion range [deg]	Stiffness [Nm/deg]	Mechanical feature	
Elbow	KAPANDJI [1974a]	Physiological motion	Flexion	145-160	0-0.2	Pin joint
			Extension	0		
			Abduction	0		
			Adduction	0		
			Lateral rotation	90		
Wrist	KAPANDJI [1974a]	Physiological motion	Medial rotation	85	0.2	Cardan joint
			Flexion	85		
			Extension	85		
			Abduction	15		
			Adduction	45		

Figura 3.3.6: valori di rigidità per articolazione del gomito, forniti per il movimento di flessione, rotazione mediale e laterale (prono-supinazione) [14]

3.3.2 Confronto curve articolazione del gomito

Utilizzando l'applicazione Matlab è stato possibile confrontare tutte le curve degli studi presi in considerazione. Dopo aver correttamente preso i punti dei vari grafici è stato possibile stampare a video tutte le curve sovrapposte per effettuarne un confronto.

Per ottenere delle curve di momento passivo e angolo articolare coerenti con la convenzione scelta, è stato necessario modificare alcuni modelli, ossia simmetrizzando delle curve che risultavano simili, ma specchiate rispetto all'asse delle ordinate. Di fatto cambia il sistema di riferimento utilizzato dai diversi autori. Risulta quindi necessario per poter effettuare un confronto sistamarle ottenendo $f(-x)$ (ossia ribaltarle rispetto all'asse y) in modo da avere per tutte lo stesso sistema di riferimento da noi scelto: flessione positiva; supinazione negativa, pronazione positiva.

Inoltre possiamo notare che per ogni curva è possibile prendere 4 punti principali che ne definiscono l'andamento: punto di picco, due punti di basso sforzo e un altro punto di picco (con momento opposto al precedente).

Fatta questa considerazione è bastato selezionare questi 4 punti dai grafici per ogni curva rappresentata, per ogni movimento, ogni qualvolta si notava un cambio significativo della rigidità (e quindi di pendenza) significativo sulla curva, ossia quando cambiava di molto il coefficiente angolare della stessa.

Noti questi punti è possibile simulare, unendoli attraverso 3 segmenti, l'andamento dei grafici.

PUNTI ANGOLOSI		1		2		3		4	
GOMITO	Autore	°	Nm	°	Nm	°	Nm	°	Nm
flessione-estensione	Yang	-10,1	216	1,4	9,8	89	0,9	190,7	-275,1
	Scielicky	-0.1	162,9	38,7	2,3	101,4	0,8	150	-164,5
	Lemay	0,9	108,9	8,9	3,8	141,6	-16,8	155	-126,4
	Engin	5.1	16,9	22	2,9	154,9	-9,6	159,9	-17,5
pronazione-supinazione	Yang	-99,8	200,7	-56,8	-1	42	-0,2	119,9	-193,5
	Lemay	-87,5	145,8	-58	40,8	70,4	-67,4	90,7	-188,2
	Engin	-104,3	5,9	-86	2,8	100	-2,4	117,2	-7,5

Tabella 3.3.7: i 4 punti principali (nella coordinate X e Y) di ogni grafico per ogni autore e ogni movimento

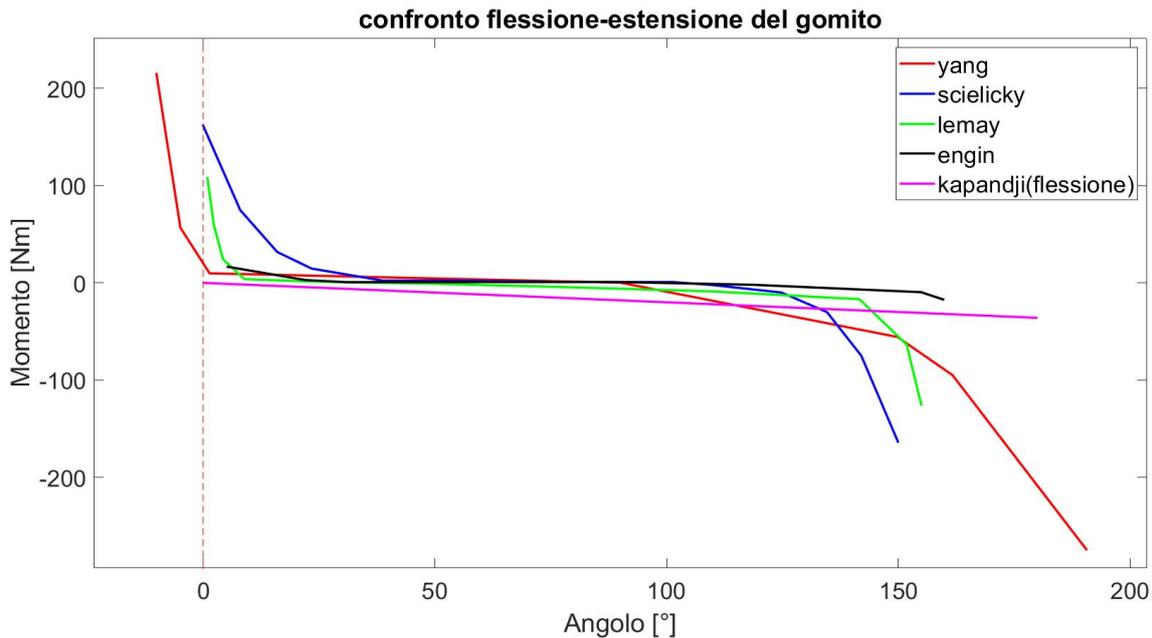


Figura 3.3.8: plot matlab di tutte le curve di flessione-estensione dell'articolazione del gomito

Nella figura 3.3.8 si evidenzia che l'ampiezza e l'andamento del momento di resistenza passiva al movimento di flessione del gomito (quindi in corrispondenza di angoli positivi).

Occorre notare che il braccio, per tutti gli autori selezionati, parte da posizione estesa e quindi si compie solo il movimento di flessione per angoli positivi da 0 a 180°.

L'ampiezza massima a 0° è molto simile per i tre modelli di Yang, Scielicky e Lemay (intorno ai 120-150 Nm), mentre a flessione completa troviamo dei valori molto diversi (circa 150 Nm per Scielicky e Lemay e 275 Nm per Yang). I risultati di Engin mostrano un valore inferiore (sui 17 Nm), ma comunque seguono l'andamento definito da Kapandji che fornisce solo il valore di rigidità.

Infine a differenza degli altri autori, il modello definito da Lemay cresce molto più rapidamente degli altri in corrispondenza dei limiti fisiologici (quasi parallelamente all'asse y); quest'autore, infatti a differenza degli altri ha posizionato il sistema di riferimento sull'articolazione della spalla e non sul gomito (come i suoi colleghi).

Per quanto riguarda il range of motion notiamo delle sostanziali differenze nei diversi autori: per Scielicky ad esempio, esso termina a 150°, per Lemay a 155°, mentre per Yang addirittura a 190°. Queste differenze così rilevanti potrebbero essere dovute alla differenza di percezione del dolore da parte dei soggetti su cui sono state condotte le misurazioni passive.

Si sa inoltre che alcuni autori hanno utilizzato i range of motion presenti in letteratura in modo tale da terminare il movimento al raggiungimento di tali limiti, altri invece hanno utilizzato la

percezione del dolore da parte dei soggetti stessi terminando l'esperimento solo quando il soggetto dichiarava di avvertire troppo dolore.

Questo spiegherebbe, tra l'altro, come mai tutte le curve descritte da Yang arrivano a dei livelli di momento molto più elevati degli altri.

Il momento di resistenza passiva risulta zero (o prossimo) tra 20° e 140° , per poi crescere quasi linearmente prima e dopo, in corrispondenza di valori angolari via via crescenti per tutti gli autori.

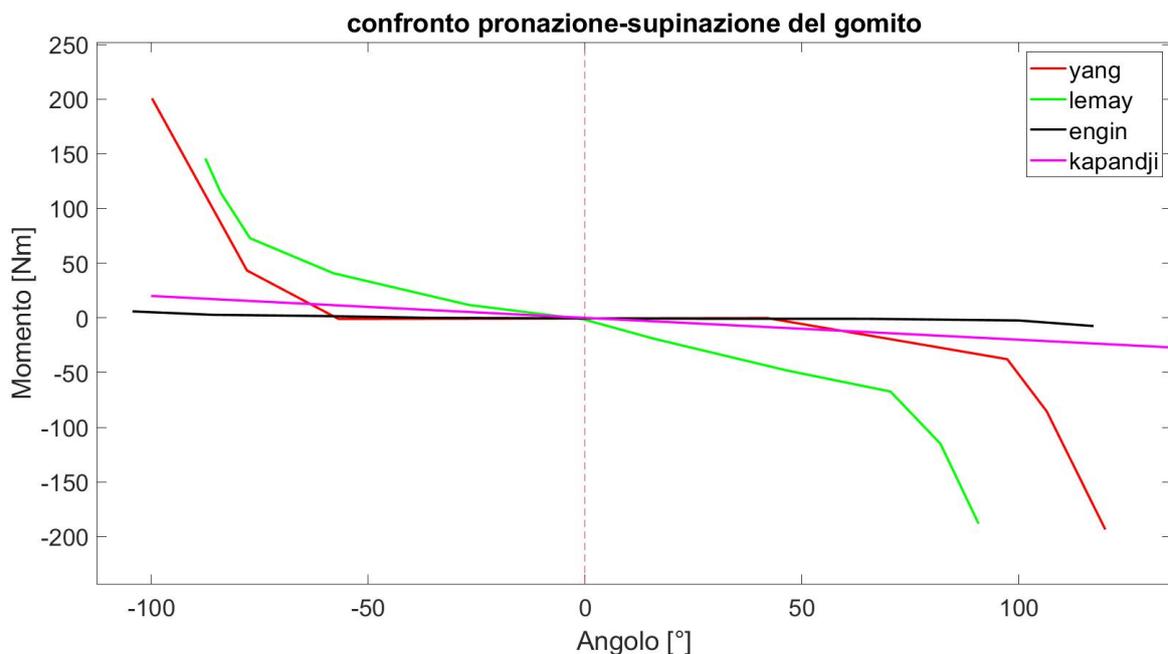


Figura 3.3.9: plot matlab di tutte le curve di pronazione-supinazione dell'articolazione del gomito

Le curve sono molto simmetriche, infatti (prendendo per esempio la curva di Engin, il suo range va da -95° a 95°), il range of motion ha lo stesso valore in valore assoluto in fase di pronazione o supinazione per tutti i modelli rappresentati (il che è logico).

Questa volta Lemay segue più o meno lo stesso andamento di Yang raggiungendo dei valori di rigidità maggiori rispetto agli altri, soprattutto rispetto a quello di Engin (che fino ad ora non ha mai fornito dei valori di momento troppo elevati); e raggiunge quasi gli stessi valori di momento passivo intorno ai 170 Nm. La differenza sostanziale però è sul sistema di riferimento che è stato posizionato per tutti sul gomito, mentre per Lemay sulla testa omerale.

Tutte le misurazioni sono state effettuate con gomito flesso di 90° e omero posizionato in posizione neutra, in modo da ruotare solo l'avambraccio e posizione di partenza del pollice rivolto verso l'alto.

Un'altra caratteristica importante da tenere in considerazione è che le torsioni riflesse alle articolazioni del gomito e della spalla sono dipendenti dalla velocità; in particolare all'aumentare

della velocità aumentano sia il range of motion delle articolazioni (la componente elastica), sia il picco di momento raggiunto negli estremi articolari.

La variabilità di ampiezza del momento passivo definito dai vari modelli in prossimità degli estremi sia di flessione-estensione che di prono-supinazione, invece, può essere dovuto al tipo di setup sperimentale, ovvero il posizionamento del soggetto durante la misurazione o delle prove effettuate su di esso. Tutti i modelli proposti evidenziano che l'articolazione del gomito presenta un momento di resistenza passiva massimo uguale per il movimento di estensione con il movimento prono-supinazione, ma leggermente differente per la fase finale di flessione con valori maggiori a flessione completa rispetto al braccio completamente esteso. Questo fenomeno risulta essere normale se pensiamo alla presenza di muscoli e legamenti che inibiscono il movimento oltre certi limiti angolari quando l'avambraccio è completamente flessa sul braccio.

3.3.3 Movimenti combinati di più articolazioni

I tessuti molli, come muscoli, strutture cartilaginee e tendini, presenti tutto intorno alle articolazioni producono i momenti elastici passivi articolari da allungamento. Spesso questi muscoli sono bi-articolari (cioè sono legati all'articolazione in considerazione e a quella adiacente) e il momento prodotto da una di queste è influenzato dal movimento dell'articolazione adiacente a cui quest'ultima è accoppiata. Risulta quindi che l'ampiezza del momento articolare passivo del gomito è modulata. Questa modulazione, oltre che dalla posizione angolare del gomito stesso, deriva anche dalla posizione angolare dell'articolazione adiacente (spalla e polso) attraverso i tessuti molli presenti nel braccio e nell'avambraccio che legano queste tre articolazioni contemporaneamente.

Il grafico presentato questa volta è l'opposto rispetto a quello visto per la spalla, trattando il movimento di flessione-estensione del gomito al variare della rotazione attorno al piano frontale della spalla.

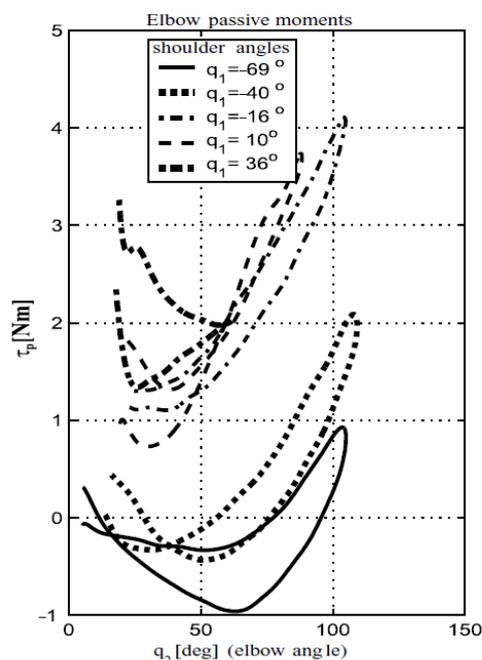


Figura 3.3.9: momento di resistenza passiva del gomito in funzione dei vari angoli di flessione dell'articolazione adiacente, in questo caso la spalla [21].

Come abbiamo già evidenziato nel precedente paragrafo, nella figura 3.2.12 riferita alla spalla, questo grafico conferma le nostre ipotesi. Il momento passivo massimo raggiunto cambia poco (di qualche unità), tra un angolo della spalla di 10° o un angolo di -69° mentre il range of motion coperto dall'articolazione del gomito rimane uguale a qualsiasi variazione dell'angolo di abduzione-adduzione della spalla. Si nota pertanto una scarsa relazione tra il ROM del gomito e i movimenti della spalla.

Ciò significa che in qualsiasi posizione della spalla ci troviamo, riusciremo sempre a compiere l'intero movimento di flessione dell'avambraccio sul braccio senza aumentare di tanto il valore della coppia di resistenza passiva delle articolazioni in esame.

3.4 Articolazione del polso

3.4.1 Movimento del polso

Il braccio umano, inclusi spalla, gomito, articolazioni del polso e movimento scapolare, ha 7 gradi di libertà (DOF), mentre il posizionamento del polso nello spazio e l'orientamento del palmo sono un compito che richiede 6 DOF. L'articolazione del polso, essendo una giunzione fissa, garantisce solo un movimento per l'unico grado di libertà. Il movimento è di:

- Flesso-estensione all'interno del piano sagittale intorno a un asse trasversale o medio-laterale;

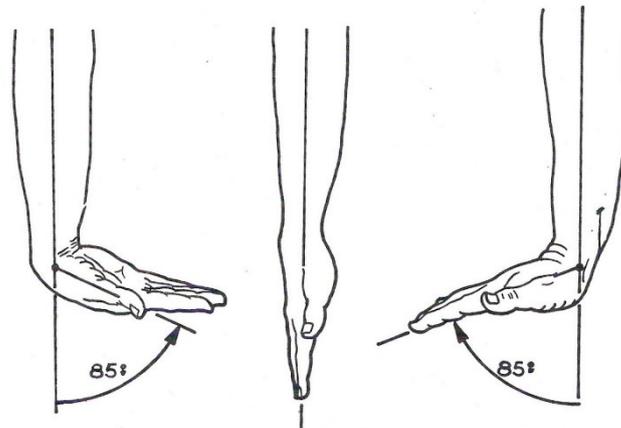


Figura 3.4.1: movimento di flesso-estensione del polso, con i rispetti ROM dell'articolazione.

Il polso è un'articolazione sinoviale (condiloidea) e permette lo stesso ROM per il movimento di flessione che per il movimento di estensione; al contrario di tutte le altre ossa dal carpo che invece sono fisse (artrodia). Questo tipo di movimento verrà implementato nel modello multi-body con una giunzione a cerniera; quindi permetterà solo il movimento di flesso-estensione.

Di seguito verranno visualizzati tutti gli studi trovati in letteratura (grafici e possibilmente anche le formulazioni analitiche) inerenti alla resistenza passiva dell'articolazione in funzione dell'angolo articolare per i movimenti considerati:

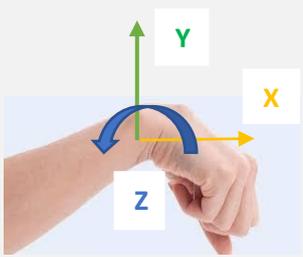
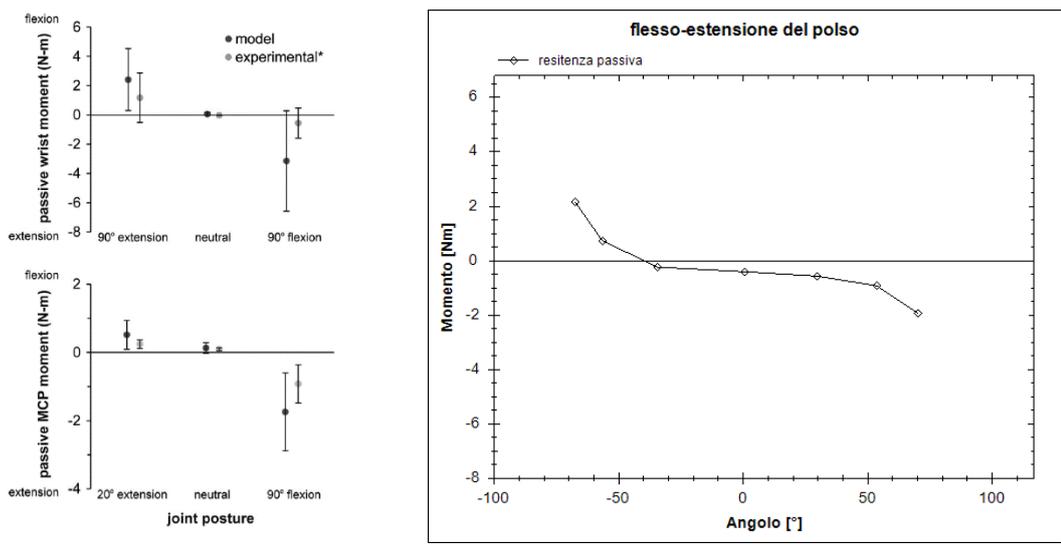
AUTORI (ANNO)	SISTEMA DI RIFERIMENTO	ANNOTAZIONI
DUSTIN L. CROUCH HE HUANG (2016)		<p>Cinque soggetti (tre uomini, due donne) di età variabile da 21 a 39 anni.</p> <p>Postura dell'arto superiore con braccio e avambraccio in posizione neutra e gomito flessso a 90°.</p> <p>Predizione di modelli di cinematica sub-massimale utilizzando un arto bionico con meno muscolatura di un arto sano.</p> <p>I parametri del modello sono stati calcolati utilizzando dati cinematici e imita la resistenza passiva dello stesso.</p>

Tabella 3.4.2: Riepilogo di uno studio condotto in letteratura con elencati gli autori, sistema di riferimento e annotazioni principali

Sono qui rappresentati i momenti medi di flessione ed estensione passiva ad articolazione neutra, proposti da Crouch [11], previsti dal modello e misurati sperimentalmente sull'articolazione del polso. I punti trovati sperimentalmente si trovano all'interno della deviazione standard di quelli esportati dal modello che risulta quindi molto affidabile. Unendo i punti possiamo trovare la retta che rappresenta il movimento di flessione-estensione. A 80/85° di flessione troviamo il momento massimo perché siamo al limite del movimento garantito dal ROM di questa articolazione fissa. In figura sono rappresentati dei punti di momento di resistenza passiva del polso, sia la parte sperimentale (ripresa nella figura 3.4.3 a destra con la rispettiva formulazione analitica che meglio ne approssima il comportamento), sia la predizione attraverso l'utilizzo di un modello come quello che useremo in seguito.



$$y = -0.22\exp(0.032*x) + 0.003\exp(-0.1*x)$$

Equazione 20: equazione esponenziale che meglio approssima l'andamento del grafico

Figura 3.4.2: coppia della resistenza passiva della flessione ed estensione del polso

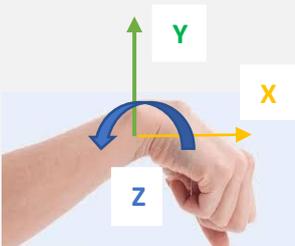
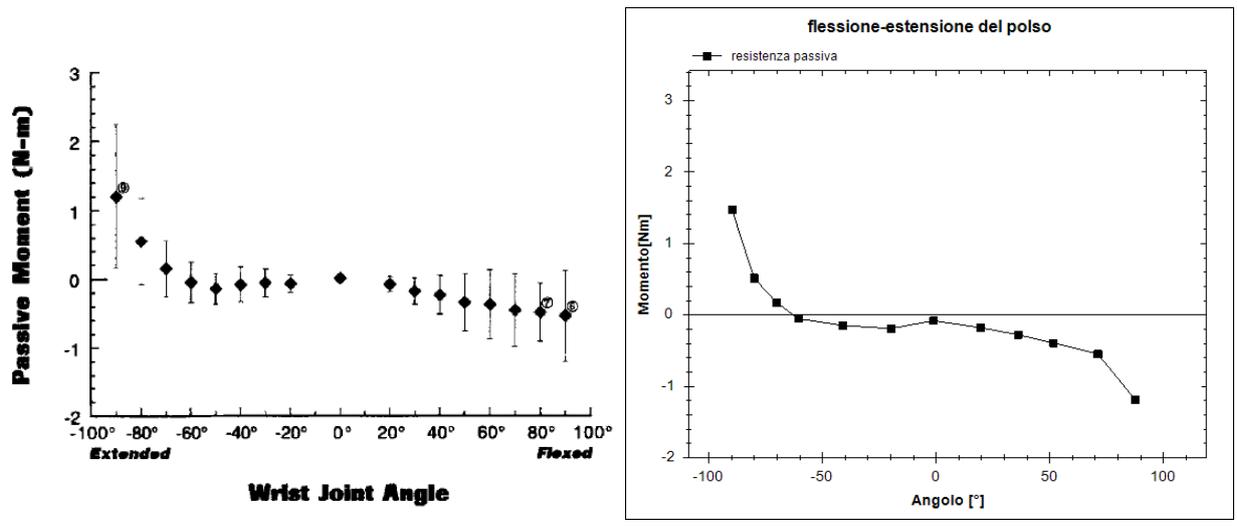
AUTORI (ANNO)	SISTEMA DI RIFERIMENTO	ANNOTAZIONI
SCOTT L. DELP, ANITA GRIERSON AND THOMAS, S. BUCHANAN (1996)		10 soggetti di età variabile da 23 a 33 anni. Postura dell'arto superiore con braccio addotto di 90° e gomito flesso a 90°. Posizione del polso in posizione neutra con il pollice rivolto verso l'alto.

Tabella 3.4.3: Riepilogo di uno studio condotto in letteratura con elencati gli autori, sistema di riferimento e annotazioni principali

Sono qui rappresentati i momenti mediati dei 10 soggetti di flessione ed estensione passiva ad articolazione neutra, proposti da Buchanan [11] e misurati sperimentalmente sull'articolazione del polso. Unendo i punti possiamo trovare la retta che rappresenta il movimento di flesso-estensione. A 80/85° di flessione troviamo il momento massimo perché siamo al limite del movimento garantito dal ROM di questa articolazione fissa.



$$y = -0.03\exp(0.043*x) + 5.8e(-5)*\exp(-0.12*x)$$

Equazione 21: equazione esponenziale che meglio approssima l'andamento del grafico

Figura 3.4.3: coppia della resistenza passiva della flessione ed estensione del polso

Alcuni studi, al contrario dei precedenti, hanno riportato solo i valori di rigidità passiva per l'articolazione del polso. Come ultimo lavoro, infatti, occorre riportare quello di Rijnveld e Krebs [8] che ha riportato solo i valori di rigidità lineare per la flessione/estensione per i movimenti dell'articolazione del polso ottenuti da prove sperimentali su sei soggetti. Axelson e Hagbarth

hanno studiato la rigidità del polso in estensione posizione e hanno trovato valori di 0,3 e 0,5 Nm/rad, e prendendo il valor medio (ossia 0.4Nm/rad) corrisponde a 7×10^{-3} Nm/° in estensione, ma con il gomito esteso a 100°.

Il sistema di riferimento di Axelson è opposto a quello di Krebs; il che conferma il valore trovato precedentemente da Krebs in fase di flessione, uguale a quello di Axelson in estensione.

	ROM	stiffness [Nm/°]	damping coefficient
Flessione (Krebs)	0° / 70°	6.9×10^{-3}	0.0339
Estensione (Krebs)	0° / -70°	0.014	0.0339
Estensione (Axelson)	0° / -70°	7×10^{-3}	

Tabella 3.4.4: valori di rigidità (coefficienti angolari delle rette in figura 3.4.5) per il movimento di flessione ed estensione del polso

3.4.2 Confronto curve articolazione del polso

Utilizzando l'applicazione Matlab è stato possibile confrontare le curve di questi studi presi in considerazione, ricercati in letteratura.

Dopo aver correttamente preso i punti dei vari grafici è stato possibile stampare a video tutte le curve sovrapposte per effettuarne un confronto.

Si ricorda che nello studio di Lemay, presentato nel sotto paragrafo dell'articolazione del gomito, è presente una curva riferita alla flessione del polso.

Dopo aver osservato tutti i grafici possiamo affermare che per ogni curva è possibile prendere 4 punti principali che ne definiscono l'andamento: punto di picco, due punti di basso sforzo e un altro punto di picco (con momento opposto al precedente).

Fatta questa considerazione è bastato selezionare questi 4 punti dai grafici per ogni curva rappresenta, per ogni movimento, ogni qualvolta si notava un cambio significativo della rigidità istantanea sulla curva: ossia quando cambiava di molto il coefficiente angolare della stessa.

Noti questi punti è possibile simulare, unendoli attraverso 3 segmenti, l'andamento dei grafici!

PUNTI ANGOLOSI		1		2		3		4	
POLSO	Autori	°	Nm	°	Nm	°	Nm	°	Nm
flessione-estensione	Crouch	-70,4	2,9	-40	0,56	55	-1,2	72,1	-2,4
	Buchnan	-89,4	1,9	-68,1	0,2	60	-0,4	90,9	-1,6
	Lemay	-49,7	28,7	-27,3	3,6	37,5	-7	58,7	-30,1

Tabella 3.4.5: i 4 punti principali (nella coordinate X e Y) di ogni grafico per ogni autore e movimento

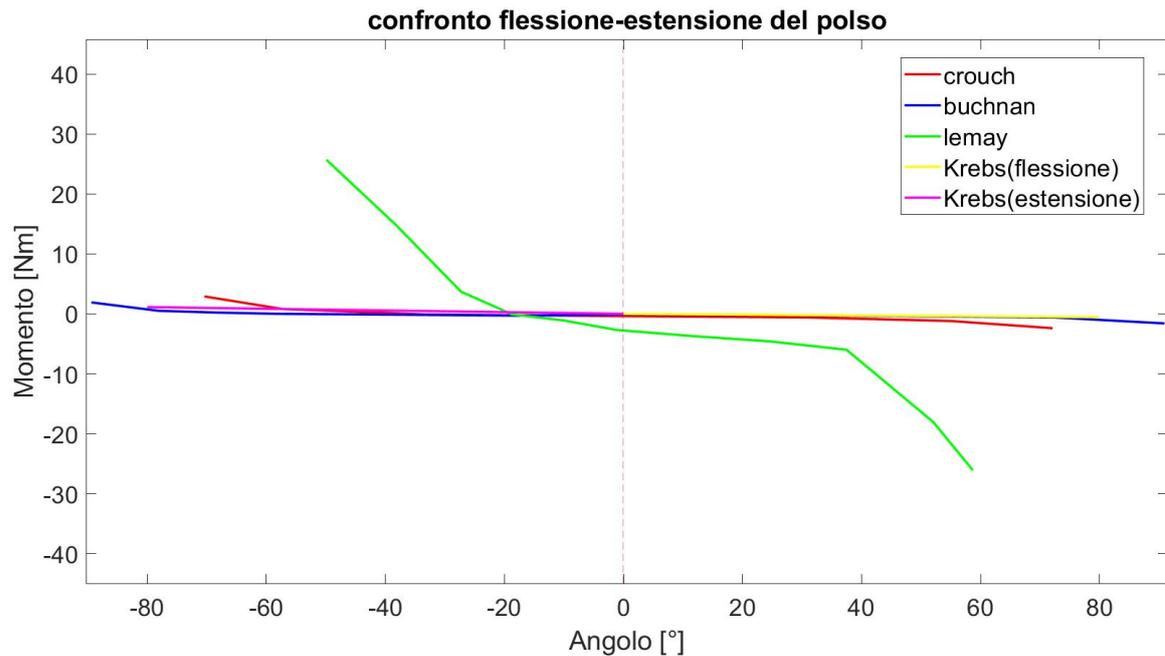


Figura 3.4.6: plot matlab di tutte le curve di flessione-estensione dell'articolazione del polso

Nello studio di flesso estensione del polso notiamo che gli autori ricoprono bene o male gli stessi angoli. Osservando attentamente il grafico notiamo che i valori di rigidezza presi dallo studio di Krebs (retta gialla e viola) sono molto attendibili perché seguono per buona parte del range of motion la stessa curva dello studio di Buchanan e Crouch.

Il modello di Buchanan, invece, differisce dagli altri per il range of motion: esso raggiunge valori di -90° in estensione e 90° in flessione, maggiori di tutti gli altri. Lo studio di Lemay raggiunge invece dei valori di momento doppi rispetto agli altri (nell'ordine delle decine di Nm), ricordando che a differenza degli altri autori ha posizionato il sistema di riferimento sulla testa omerale.

Crouch sembra raggiungere dei valori leggermente superiori rispetto a quelli ottenuti da Buchanan, (ma comunque bassi) circa 3 Nm, rispetto ai 2 Nm del secondo; leggermente più bassi invece, gli angoli ricoperti ($\pm 70^\circ$).

Come già affermato nel paragrafo relativo al gomito, la differenza sostanziale tra i diversi autori riguarda il calcolo del momento che dipende da numerosi fattori che vedremo in seguito durante la scelta del modello.

Il momento di resistenza passiva risulta zero tra -30° e 30° per tutti gli autori studiati, per poi crescere quasi linearmente per valori angolari via via crescenti per tutti gli autori.

3.4.3 *Movimenti articolari di più articolazioni*

I tessuti molli, come muscoli, strutture cartilaginee e tendini, presenti tutto intorno alle articolazioni producono i momenti elastici passivi articolari da allungamento. Spesso questi muscoli sono bi-articolari (sono legati all'articolazione in considerazione e a quella adiacente) e il momento prodotto da una di queste è influenzata dal movimento dell'articolazione adiacente a cui è accoppiata. Risulta quindi che l'ampiezza del momento articolare passivo del polso, è modulata, dalla posizione angolare dell'articolazione del gomito, oltre alla posizione del polso stessa. Purtroppo essendo questa articolazione modellata, in tutti i modelli multi-body, da un'articolazione fissa; non è stato riscontrato nulla in letteratura che possa aiutarci a comprendere il comportamento del polso in funzione del posizionamento del gomito, probabilmente perché risulta essere poco influenzata rispetto a quelle notate ad esempio tra spalla e gomito, in cui la posizione del gomito influenza e non di poco i valori di momento o di angolo raggiunti.

3.5 **Parametri che influenzano i modelli**

Ciò che di certo possiamo affermare è che, indipendentemente dal tipo di movimento e dall'articolazione in esame, le curve di momento resistenza passiva in funzione dell'angolo ottenute da formulazioni differenti hanno forma e ampiezza coerenti tra loro, ma con le dovute differenze. In particolare queste variabilità si possono osservare con l'avvicinarsi ai limiti angolari dell'articolazione, mostrando un differente valore di momento all'estremità o differente rapidità (cioè rigidità) con cui aumenta la coppia articolare. Infatti, quando l'articolazione si avvicina ai suoi limiti articolari, la tensione del tessuto aumenta, così come le differenze inter-individuali nella rigidità del tessuto che si manifestano durante le misure sperimentali.

È anche importante tener conto che le sorgenti di variabilità possono essere numerose e possono dipendere dal tipo di setup sperimentale, da alcune caratteristiche del soggetto su cui si effettua la misura o ancora da come è stato posizionato l'arto durante l'acquisizione delle misurazioni.

I principali fattori che possono influire sulla variabilità dei dati raccolti dipendono per la maggior parte per il setup sperimentale (insieme di strumenti e procedure per la realizzazione di prove sperimentali) o da alcune caratteristiche del soggetto e sono:

- **Variabilità tra soggetti:** ad influire maggiormente sono stati la differenza tra i soggetti a cui sono state effettuate le prove sperimentali. Il soggetto preso da Yang avrà delle caratteristiche diverse rispetto a quello scelto da Engin. Alcune prove sperimentali prendevano i limiti articolari presenti in letteratura e le applicavano sul paziente, altri invece, preferivano interrompere l'applicazione della coppia solo quando il paziente

dichiarava di avvertire dolore, questo implica una differenza di soglia del dolore delle persone. Ecco qui spiegato la differenza di valori così elevata riscontrata tra i vari autori;

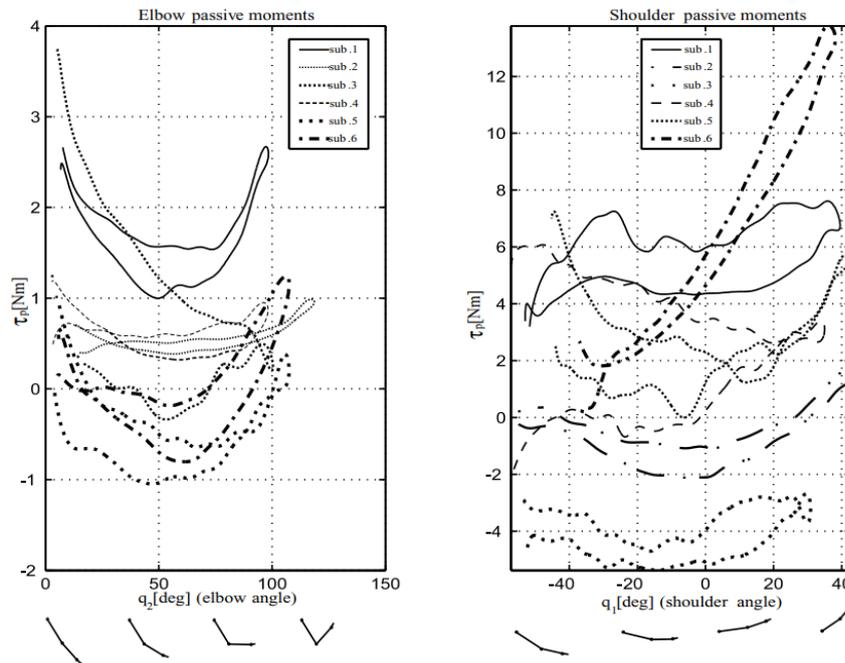


Figura 3.5.1: differenze di range of motion o momento per dimostrare la variabilità tra i 6 soggetti [21]

- **Età e sesso:** influiscono sulla rigidità e mobilità articolare anche l'età e il sesso del paziente su cui sono state effettuate le misurazioni di resistenza passiva. È impossibile ottenere dei modelli identici se prendiamo soggetti con età differente, ma anche tra uomini e donne, soprattutto l'avanzare dell'età. Questo influisce e non poco sull'andamento del momento nel ROM e l'ampiezza dello stesso;
- **Velocità angolari:** in tutti gli articoli citati non viene mai utilizzata una velocità angolare uguale per tutti. Essa può variare (in base a ciò che è stato riscontrato negli articoli letti) tra 0.5-3 °/s. Nonostante parliamo di velocità molto basse bisogna comunque tenere in considerazione questo parametro per garantire la staticità, ossia per trascurare gli effetti inerziali, di viscosità e i riflessi da stiramento;
- **Peso del soggetto:** questo fattore influisce sul momento dinamico o gravitazionale. È evidente soprattutto in corrispondenza delle estremità articolari; lo stesso peso infatti, potrebbe influire sulla velocità del macchinario che deve muovere l'articolazione (con un soggetto molto pesante potrebbe non garantire una velocità costante per ogni angolo);
- **Validità statistica dello studio:** numero di soggetti coinvolti durante la misurazione della coppia di resistenza passiva. Più soggetti verranno osservati, maggiore sarà la validità statistica del nostro studio;

- **Momento gravitazionale:** da alcuni studi trovati nell'estesa analisi bibliografica è emerso che la presenza di momento gravitazionale provoca una sovrastima dei valori, soprattutto nelle estremità della curva di resistenza passiva trovata. Esso infatti si somma al momento di resistenza passiva visti fino ad ora provocandone un aumento;
- **Condizioni iniziali e sistema di riferimento:** le condizioni iniziali sono fondamentali per effettuare un confronto tra le curve; autori differenti hanno effettuato la misurazione posizionando il soggetto in posizioni diverse. Lo stesso vale per il sistema di riferimento; importantissimo per capire l'attendibilità delle curve. Infatti come abbiamo visto nei grafici precedenti è stato necessario intervenire per ottenere la curva simmetrica rispetto all'asse y, in modo che tutti avessero lo stesso sistema di riferimento e quindi potessero essere confrontabili tra loro, oppure traslare tutta la curva di un certo angolo theta in modo da allinearle tutte sullo 0 del sistema di riferimento adottato. Tra le condizioni iniziali rientrano anche la condizione delle articolazioni adiacenti rispetto a quella studiata. Ad esempio nel misurare il momento di resistenza passiva all'articolazione del gomito, nelle annotazioni è stato necessario riportare la posizione della spalla durante la misurazione; una spalla in posizione neutra mi darà dei risultati differenti rispetto ad una spalla abdotta di 90°, come discusso nel paragrafo relativo al movimento articolare su più articolazioni.

3.6 Scelte dei modelli migliori

Nella tabella 3.5.2 sono stati riportati tutti i modelli articolari analizzati nei paragrafi precedenti e per ciascun modello è stato specificato l'autore, i gradi di libertà, il range of motion e la legge di resistenza o il valore di rigidità all'interno del quale è valida la modellazione. Alla luce dei confronti effettuati è possibile definire quali sono le leggi di resistenza o i valori di rigidità più rappresentativi della resistenza che ciascuna articolazione incontra durante lo svolgimento di un movimento. Questi modelli, così selezionati ed evidenziati in grassetto in tabella, verranno utilizzati nel quarto capitolo in un modello multi-body con l'obiettivo di comprendere meglio le differenze tra una modellazione e l'altra, simulandone il comportamento in una situazione reale. I modelli sono stati selezionati anche in considerazione della tabella presente all'inizio del terzo capitolo (Figura 3.1), che raffigurava gli ordini di grandezza del ROM e coppia articolare in maniera generica, selezionando così i modelli che si discostano di meno da questi parametri.

Tra tutti i modelli enunciati relativi al modello passivo articolare della spalla durante il movimento di flessione-estensione, risulta poco consistente lo studio di Yang in quanto raggiunge valori di coppia troppo elevati, mentre al contrario gli studi di Engin e Scielicky sembrano molto robusti e

significativi sia a livello di coppia articolare che del range of motion ricoperti rispetto alla tabella in Figura 3.1.

Per quanto riguarda il movimento di resistenza passiva che l'articolazione della spalla genera durante il movimento di abduzione-adduzione e rotazione interna-esterna, gli unici modelli ben rappresentativi a livello di range of motion sono quelli di Yang ed Engin, mentre il modello di Scielicky non è stato preso in considerazione perché rappresentava solo il movimento di abduzione.

Resta poi da capire quale dei due modelli si avvicini di più alla realtà, in termini di momento massimo raggiunto.

Per quanto riguarda l'articolazione del gomito, quelli più rilevanti sembrano essere gli studi di Yang, Scielicky e Lemay (che risultano essere abbastanza simili tra loro); mentre lo studio di Engin è stato scartato perché non riesce a rappresentare bene la realtà in corrispondenza delle estremità articolari. Oltre al movimento di flessione-estensione, è stato studiato anche il movimento di pronazione-supinazione del gomito, ma essa non è stata simulata con il modello multi-body (che, a tal proposito, modella il gomito come una cerniera a un solo grado di libertà).

Infine, relativamente all'articolazione del polso i modelli di resistenza al movimento di flessione-estensione trovati in letteratura, risultano consistenti i modelli di Crouch e Buchanan nonostante la sottile differenza di range of motion, mentre è stato scartato il modello di Lemay in quanto non è conforme con i valori di coppia trovati in corrispondenza dei limiti articolari rispetto ai precedenti autori descritti.

articolazione arto superiore	Autore e anno	G D L	Movimenti analizzati	ROM	Formulazione analitica (esponenziale)	Modulo della rigidità
SPALLA	Wight (2020)	1	rotazione esterna	-120° 0°	$y = 0.0040 \cdot \exp(-0.068 \cdot \theta)$	
	Engin (1979)	3	<i>estensione – flessione</i>	-20° 180°	$y = 2.8 \cdot \exp(-0.07 \cdot \theta)$ $-18e(-5) \cdot \exp(0.066 \cdot \theta)$	
			<i>abduzione – adduzione</i>	-150° 60°	$y = 0.19 \cdot \exp(0.07 \cdot \theta)$ $-7e(-5) \cdot \exp(-0.078 \cdot \theta)$	
			<i>rotazione interna – esterna</i>	-110° 75°	$y = 0.22 \cdot \exp(-0.036 \cdot \theta)$ $-0.5 \cdot \exp(0.06 \cdot \theta)$	
	Scielicky (2018)	2	<i>estensione – flessione</i>	-70° 150°	$y = 0.91 \exp(-0.07 \cdot \theta)$ $-0.0041 \cdot \exp(0.071 \cdot \theta)$	
			abduzione	-160° 0°	$y = 1.9 \cdot \exp(3.7 \cdot \theta)$ $-0.1 \cdot \exp(-0.041 \cdot \theta)$	
	Yang (1997)			<i>estensione – flessione</i>	-105° 235°	$y = 2.1 \cdot \exp(-0.05 \cdot \theta)$ $-0.13 \cdot \exp(0.034 \cdot \theta)$

	3	abduzione – adduzione	-195° 135°	$y = 0.95 \cdot \exp(0.045 \cdot \theta)$ $-0.12 \cdot \exp(-0.04 \cdot \theta)$	0.3Nm/° /
		rotazione interna – esterna	-130° 130°	$y = 0.82 \cdot \exp(-0.05 \cdot \theta)$ $-0.11 \cdot \exp(0.064 \cdot \theta)$	0.3Nm/° 0.3Nm/°
Kapandk -y(1974)	2	estensione – flessione	-50° 180°		0,3Nm/° 0,2Nm/°
		Abduzione	-140° 45°		0,3Nm/°
Frankel e Nordin (1980)	1	rotazione interna – esterna	-95° 80°		0,3Nm/°
GOMITO					
Lemay (1996)	2	flessione – estensione	0° 155°	$y = + 171 \cdot \exp(-0.45 \cdot \theta)$ $-2e(-11) \cdot \exp(0.19 \cdot \theta)$	0.013Nm/ °
		pronazione – supinazione	-90° 90°	$y = +1.8 \cdot \exp(-0.05 \cdot \theta)$ $-5 \cdot \exp(0.039 \cdot \theta)$	
Scielicky (2018)	1	flessione – estensione	0° 150°	$y = 154 \cdot \exp(-0.1 \cdot \theta)$ $-2e(-5) \cdot \exp(0.105 \cdot \theta)$	
Yang (1997)	2	flessione – estensione	-10° 190°	$y = 16.5 \cdot \exp(-0.25 \cdot \theta)$ $-0.19 \cdot \exp(+0.038 \cdot \theta)$	0,3Nm/° 0,2Nm/°
		pronazione – supinazione	-100° 120°	$y = 0.12 \cdot \exp(-0.065 \cdot \theta)$ $-0.072 \cdot \exp(0.075 \cdot \theta)$	0.2Nm/° 0.2Nm/°
Engin (1979)	2	flessione – estensione	5° 160°	$y = + 30 \cdot \exp(-0.11 \cdot \theta)$ $-2.2e(-7) \cdot \exp(0.11 \cdot \theta)$	
		pronazione – supinazione	-120° 105°	$y = -0.24 \cdot \exp(0.047 \cdot \theta)$ $+0.15 \cdot \exp(-0.034 \cdot \theta)$	
Kapandk -y(1974)	2	flessione – estensione	0° 160°		0,2Nm/°
		pronazione – supinazione	-90° 85°		0,2Nm/° 0,2Nm/°
POLSO					
Crouch (2016)	1	flessione – estensione	-70° 70°	$y = 0.003 \exp(-0.1 \cdot \theta)$ $-0.22 \exp(0.032 \cdot \theta)$	
Buchana -n(1996)	1	flessione – estensione	-90° 90°	$y = 5.8e(-5) \exp(-0.12 \cdot \theta)$ $-0.03 \exp(0.043 \cdot \theta)$	
Lemay (1996)	1	flessione – estensione	-50° 60°	$y = 0.61 \cdot \exp(-0.08 \cdot \theta)$ $-1.6 \cdot \exp(0.048 \cdot \theta)$	
Krebs (2007)	1	flessione – estensione	-70° 70°		0,007Nm/° 0,014Nm/°

Tabella 3.5.2: Riepilogo dei modelli di momento di resistenza passiva articolare che sono state presentate nei paragrafi precedenti per le tre articolazioni dell'arto superiore; in particolare, per ciascuna articolazione sono stati definiti (nel seguente ordine) autore del modello, gradi di libertà, relativi movimenti modellizzati, range of motion, legge di resistenza passiva e rigidità. Le leggi di resistenza o i valori di rigidità più rappresentativi della resistenza che l'articolazione incontra durante lo svolgimento del movimento considerato, sono riportati in *corsivo e grassetto* nella tabella sopra.

In termini ingegneristici ad avvalorare e confermare le scelte effettuate ci pensano i numeri; infatti in questa tabella sono state raccolte le formulazioni bi-esponenziali di tutti i modelli incontrati fino ad ora con un'espressione del tipo: $y = a \cdot \exp(b \cdot \theta) + c \cdot \exp(d \cdot \theta)$; dove a, b, c, d sono dei coefficienti espressi in decimali. Il senso di avere un'espressione esponenziale comune per ogni modello è quello di avere dei parametri di confronto tra le curve in termini di rigidità tramite i coefficienti dell'espressione (a,b,c,d) stessa.

Prendendo solo un pezzo dell'esponenziale ($y = a \cdot \exp(b \cdot x)$), quello che possiamo sicuramente affermare è che, 'a' e 'b', così come 'c' e 'd', definiscono la rigidità della curva, ossia "quanto velocemente la curva cresce o decresce".

Se 'b' è $\ll 1$, la curva si allarga, ossia si allontana dall'asse y, crescendo più lentamente; mentre il segno indica solo se l'esponenziale (e^x) è specchiata rispetto all'asse y (vale lo stesso per 'd').

Per quanto riguarda il termine di rigidità 'a' (vale lo stesso per 'c'), esso è semplicemente un coefficiente che moltiplica la curva esponenziale e che ne determina l'intercetta sull'asse y, pari al valore del coefficiente stesso. Inoltre se 'a' è un valore piccolo la curva si gonfierà, ossia si allontanerà dall'asse y, mentre tanto più è grande questo valore tanto più la curva crescerà velocemente, tendendo a infinito già a bassi valori angolari.

Alla luce di queste considerazioni sono state effettuate delle scelte; il nostro scopo è scegliere dei modelli quanto più realistici possibili per cui avremmo una condizione prossima allo 0 nel range of motion consentito e un'esponenziale che cresce o decresce all'infinito in prossimità dei limiti articolari definiti per ogni modello.

Quello che occorre trovare in questo sottoparagrafo è un compromesso, tra i modelli in base alla curva che meglio approssima i grafici ed i confronti effettuati precedentemente.

Ad esempio osservando attentamente le formulazioni dei modelli riferiti al polso, possiamo osservare i coefficienti 'b' e 'd' sono quasi uguali, mentre 'a' e 'c' di Lemay sono, di diversi ordini di grandezza, maggiori delle altre due elencate. A fare la differenza sono quindi questi ultimi coefficienti, anche se nella fase di flessione il modello di Buchanan risulta più rigido crescendo all'infinito molto più velocemente e per questo motivo è stato preferito alla formulazione di Lemay, nonostante la crescita in fase di estensione fosse superiore alle altre due.

Il modello di Crouch, essendo simile a quello di Buchanan, è stato selezionato per essere provato durante la fase successiva di simulazione.

Allo stesso modo per il gomito è possibile notare che, relativamente al movimento di estensione, tutti i coefficienti 'a' sono dei valori molto piccoli ($\ll 1$) e al contrario i valori di 'c' risultano elevati ($\gg 1$). Questo ci fa comprendere innanzitutto il posizionamento della curva, ossia molto vicina all'asse y in massima estensione e lontana da essa in flessione; ma consapevolmente con

quanto detto nel paragrafo 3.3.2 (confronto relativo al gomito), notiamo che la curva di Lemay risulta essere la più rigida, soprattutto in fase di flessione con andamento parallelo all'asse y già per valori di coppia non elevati; lo notiamo dal valore dei coefficienti che risultano i più alti tra le formulazioni enunciate. Dopo di che, sempre in termini di rigidità, troviamo il modello di Scielicky, Yang e Engin (di fatto quest'ultimo non è stato selezionato per i nostri scopi).

Infine in riferimento alle scelte effettuate per l'articolazione della spalla, i modelli di Engin e Yang, quest'ultimo in maniera ancora più significativa, presentano dei valori di rigidità almeno di un ordine di grandezza maggiori crescendo più velocemente all'infinito rispetto al modello di Wight di cui propone solo la rotazione esterna.

In abduzione-adduzione, al contrario è il modello di Engin che presenta dei coefficienti migliori presentando una curva molto più rigida di quella di Yang soprattutto per angoli positivi.

Nella flessione ed estensione della spalla ancora una volta è la curva di Engin ad ottenere dei parametri di confronto relativi alla rigidità migliori presentando un coefficiente 'a' maggiore degli altri e una crescita proporzionale a quella di Scielicky durante la flessione (infatti presentano lo stesso valore di rigidità 'b'). Durante l'estensione Yang ha un coefficiente di rigidità di due o addirittura 3 ordini di grandezza superiore ai due precedenti, quindi crescerà all'infinito più lentamente e sarà scartato.

CAPITOLO 4: MODELLI MULTIBODY PER IL CORPO UMANO

I modelli multi-body sono dei sistemi meccanici costituiti da un insieme di corpi rigidi collegati tra loro mediante coppie cinematiche o giunti, in modo da avere un moto relativo. Essi hanno numerose utilità tra cui la capacità di simulare i movimenti umani, semplici o complessi, mettendo insieme le varie leggi che abbiamo precedentemente studiato.

Per questo motivo l'efficacia di questi modelli dipende principalmente dalla corretta modellazione delle articolazioni e da una loro efficiente descrizione biomeccanica, sia dal punto di vista della forza di resistenza passiva, sia dei valori di momento agenti nei giunti di articolazione.

Come abbiamo visto nei capitoli precedenti, l'arto superiore è composto dal braccio, avambraccio e mano collegati tra loro da 3 articolazioni, rispettivamente spalla, gomito e polso. Pertanto, questi sistemi possono essere considerati come un insieme di corpi (3 segmenti rigidi) connessi tra di loro da articolazioni (tre pallini bianchi in figura 4.1). La modellazione dei vincoli, in particolare, rappresenta uno step fondamentale nella definizione di un modello poiché contribuisce ad assicurare coerenza cinematica e dinamica al sistema.

La figura 4.1 mostra l'equivalenza tra il modello multi-body utilizzato nello studio e il modello anatomico dell'arto superiore. In particolare, le masse dei segmenti sono concentrate nel centro di massa del relativo segmento, solitamente circa a metà della lunghezza.

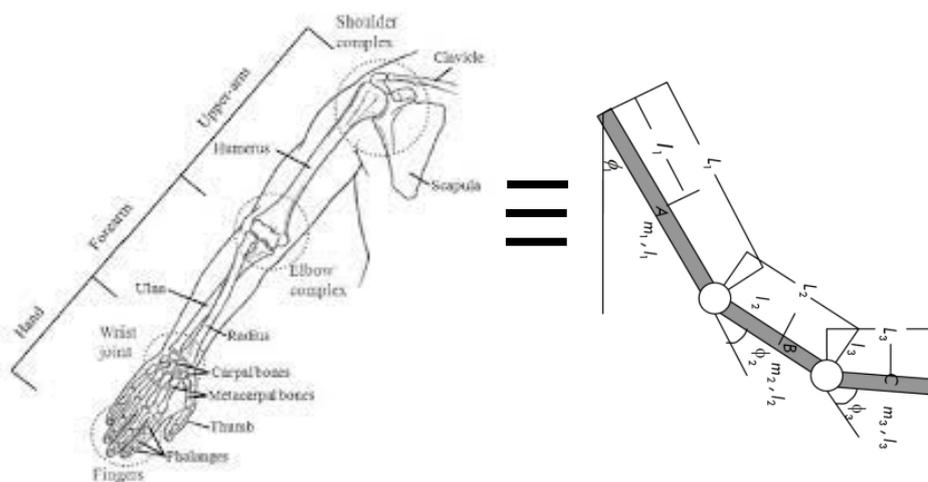


Figura 4.1: modello anatomico semplificato in ogni sua forma

Ovviamente il tipo di giunzione che va a rappresentare l'articolazione della spalla sarà anatomicamente differente rispetto a quello di gomito e polso: per la spalla si utilizzerà una giunzione a sfera che permetterà 3 gradi libertà, mentre gomito e polso una a cerniera con un solo 1 grado di libertà.

I modelli matematici svolgono un ruolo significativo nella comprensione della risposta biodinamica del corpo umano sottoposto a previste e/o impreviste condizioni di carico esterno.

Le versioni più sofisticate di questi modelli total body sono articolati e multi-segmentati e sono in grado di simulare tutte le principali articolazioni e segmenti articolari dell'essere umano.

Tra i mezzi più diffusi, infatti, vi è l'utilizzo di modelli umani numerici per la ricostruzione di incidenti (mediante la modellazione dei passeggeri) o per l'analisi della risposta all'impatto in seguito a scontri tra veicoli.

Indipendentemente da questo, l'utilizzo di approcci numerici invece di metodi antropometrici (sistemi antecedenti agli approcci numerici, come ad esempio manichini), comporta numerosi vantaggi come ad esempio la possibilità di adattare il modello a specifici valori di peso e altezza, riduzione dei tempi di esecuzione, ripetibilità degli esperimenti con possibilità di realizzazione di un elevato numero di prove con altrettante elevate combinazioni di parametri.

È possibile, tra l'altro, utilizzare questi strumenti per usi di tipo biomedico, come ad esempio studio, progettazione e realizzazione di protesi, simulandone le condizioni di carico giornaliera.

Tutto questo è possibile attuarlo grazie numerosi software di calcolo, ne è un esempio il software **MSC ADAMS** (Multi-body Dynamics (MBD)), il più famoso e diffuso al mondo. Questo software migliora l'efficienza della progettazione, riducendone così i costi di sviluppo del prodotto, consentendo una prima convalida della progettazione a livello di sistema.

Gli ingegneri possono valutare e gestire le complesse interazioni tra discipline come il movimento, le strutture, l'azionamento e i controlli per ottimizzare i progetti dei prodotti in termini di prestazioni, sicurezza e comfort. Oltre alle ampie capacità di analisi, Adams è ottimizzato per affrontare problemi su larga scala, sfruttando gli ambienti di calcolo ad alte prestazioni. I modelli multi-body, più in generale, sono nati per rappresentare corpi rigidi o deformabili, spostamenti o rotazioni nello spazio.

4.1 Tipi di modelli e modello ATB utilizzato

Con il termine “**sistema multibody**” si intende un sistema meccanico costituito da un insieme di corpi rigidi collegati tra loro in modo da avere un moto relativo attraverso coppie cinematiche o giunti. Un giunto può consentire un moto tra due elementi in certe direzioni e impedirlo in altre.

Le simulazioni dinamiche multi-body permettono di considerare contemporaneamente il movimento dei corpi (modello rigido), il loro comportamento elastico (modello FEM) e la logica di controllo (co-simulazione). Gli elementi fondamentali che ne costituiscono il funzionamento

sono: corpi (in genere rigidi), vincoli, coppie cinematiche e le forze (esterne) agenti sul sistema, un sistema di riferimento globale e locale in grado di modellare i corpi in una geometria 3D.

È evidente che un software di questo tipo può abbattere i costi di prototipazione e al contempo migliorare la confidenza sul funzionamento del prodotto, attraverso miglioramenti in termini di tempi e costi di sviluppo.

In particolare, il modello da noi utilizzato Total Body Model (ATB) è un modello computerizzato del corpo umano utilizzato per la previsione di una grossolana risposta corporea segmentata in vari ambienti dinamici, ambientando l'androide in una situazione reale.

"Il Modello Articolato Total Body (ATB) è concepito principalmente per valutare la risposta dinamica tridimensionale di un sistema di corpi rigidi quando sottoposto ad un ambiente dinamico costituito da forze applicate e forze di contatto interattive."[19]

Un esempio di modello del corpo umano è quello di Chandler che prevede 15 segmenti e 14 articolazioni; in particolare nel nostro caso studio, un modello di braccio a 3 segmenti e 3 articolazioni (rappresentati nella Figura 4.4.1).

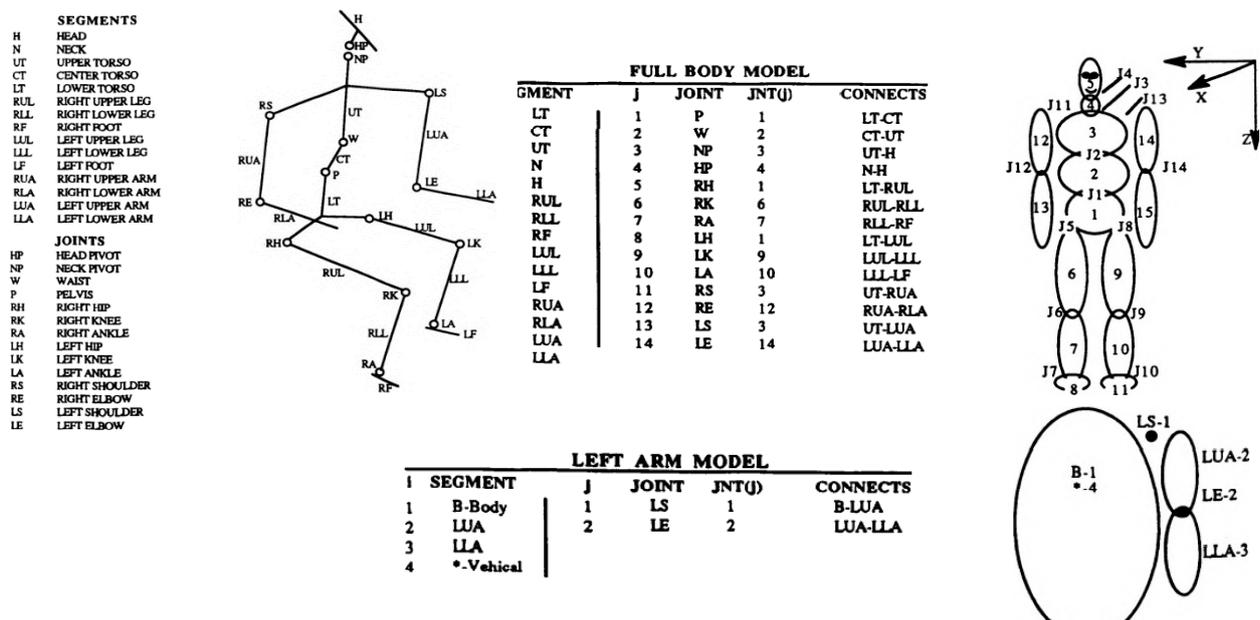


Figura 4.1.1: tipi di modelli ATB dei vari segmenti corporei con i giunti ad essi collegati

Esistono anche delle distinzioni in base alla geometria con le quali si sceglie di modellizzare i segmenti corporei, come ad esempio i modelli presenti in commercio (soprattutto per svolgere analisi numeriche di crash test nel campo automobilistico) *a geometria ellissoidale* (Figura 4.1.1) [27]. Come è possibile dedurre dal nome, questi modelli replicano tutti i segmenti corporei

mediante una geometria ad ellissoide con proprietà geometriche ed inerziali opportunamente calcolate.

Ciascuna ellisse è caratterizzata da rispettivi semiassi, da un sistema di coordinate associato al baricentro e da due sistemi di coordinate in corrispondenza delle estremità prossimali e distali del segmento, assegnando loro valori di massa e proprietà inerziali.

Ciascun segmento del modello è articolato con i segmenti adiacenti per mezzo di vincoli (o giunti), ad esempio a sfera, a cerniera o fisse a cui sono assegnate le proprietà di resistenza passiva trovate precedentemente, al fine di garantire lo svolgimento dei movimenti nei limiti articolari fisiologici. Per far ciò vengono utilizzati dei modelli fittizi (modelli numerici con dei manichini meccanici, solitamente utilizzati nei crash test) al fine di simulare prove di impatto regolamentate, con dei modelli umani appositamente sviluppati per ottimizzare i sistemi di ritenuta attivi e passivi, garantendo la valutazione delle prove d'urto durante un impatto improvviso.

Nonostante i modelli ATB a geometria ellissoidale si ottengono selezionando età, sesso, giunti (caratterizzati da una certa rigidità e smorzamento), diversi parametri e modelli di regressione, essi riescono a modellizzare tutti i segmenti corporei con la stessa morfologia (ellissoidale) mentre nella realtà soggetti con uguale peso e altezza sicuramente avranno morfologie differenti.

L'incapacità di tali modelli di tenere conto di questo aspetto ha favorito lo sviluppo del **modello antropomorfo totale articolato (ATB)**[29], il quale richiede l'importazione della geometria e dei segmenti di un corpo nel codice Adams definendone le rispettive proprietà inerziali e con la creazione di giunti che rappresentano le articolazioni anatomiche. Essi risultano particolarmente utili per applicazioni più specifiche, in quanto modellizzano meglio la morfologia del soggetto.

Per questi tipi di modelli bisogna definire la geometria del soggetto utilizzando un modello statistico di forma (imitando geometrie molto vicine ad un soggetto reale), aggiungendo in input alcune sue caratteristiche antropometriche, e successivamente la geometria di ogni singolo segmento corporeo, mediante un processo di segmentazione.

Per questa simulazione è stato utilizzato un modello ATB avente densità costante in tutto il corpo pari a 1031.56 Kg/m³ (di tipo isotropico, modulo di Young pari a 1N/m² e coefficiente di Poisson 0.3) su un soggetto normopeso di 72 Kg, attraverso il quale è stato possibile calcolare il volume corporeo come somma di 17 segmenti. Ciascun segmento è un volume chiuso e tutti i segmenti sono uniti tra loro per mezzo di giunti che rappresentano le articolazioni umane, così da definire anche il tipo di movimento garantito dalla giunzione stessa. I giunti utilizzati sono di due tipi:

- **Giunti a sfera:** utilizzati per la spalla e permettono tutti e tre i gradi di libertà;
- **Giunti a cerniera:** utilizzati per il polso e gomito e permettono solo un grado di libertà.

Per mettere in contatto tutti i corpi rigidi tra loro sono state utilizzate forze di contatto tra ogni segmento corporeo (in modo che ognuno sappia dell'esistenza dell'altro in caso di urti o rotazioni). A seconda della simulazione scelta occorre inserire le forze di contatto dei segmenti corporei interessati agli urti affinché essi avvengano. Ad esempio sono state create delle forze di contatto tra il pavimento e il soggetto in modo tale da simularne una collisione con esso, utilizzando dei valori di rigidità, smorzamento e attrito impostati (avendo in principio correttamente fissato sul ground l'ambiente circostante all'androide che altrimenti cadrebbe insieme ad esso) e forze di contatto tra il soggetto e la pedana per poter sviluppare correttamente la simulazione.

In figura 4.1.2 possiamo vedere l'androide creato dalla dottoressa Giulia Pascoletti [32][33] (co-relatrice della tesi), costituito da 16 articolazioni e 17 segmenti ottenendo la misurazione come movimenti relativi tra i marker posizionati su ogni estremità articolare.

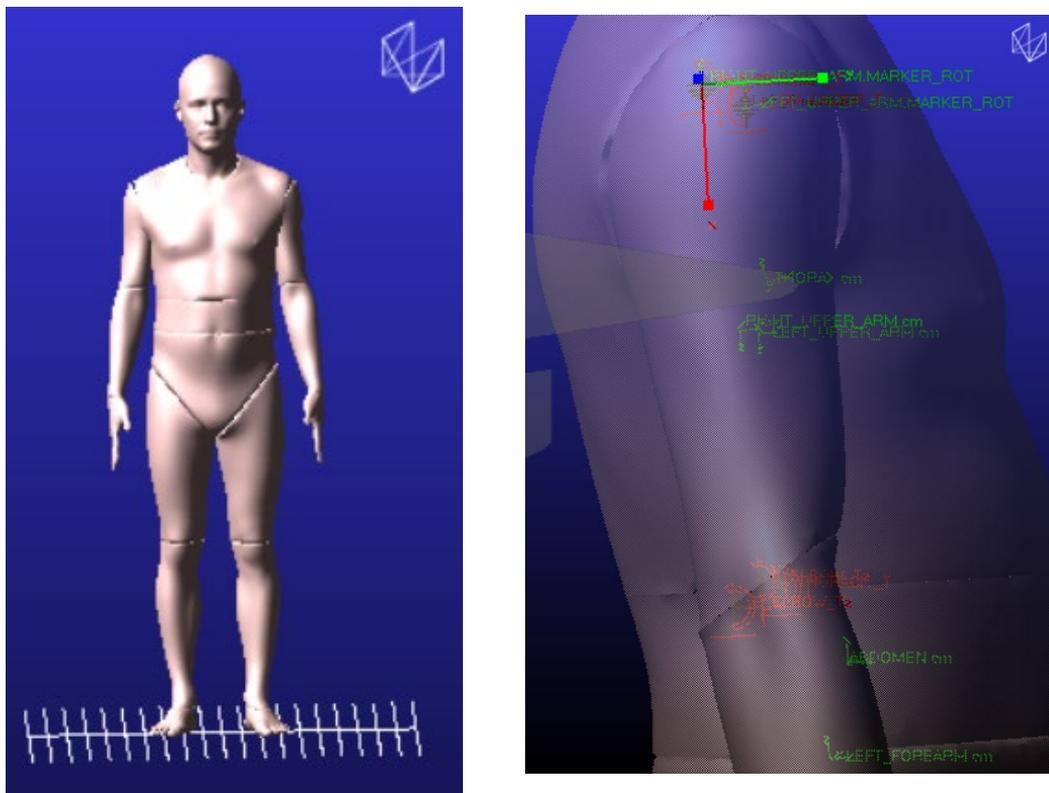


Figura 4.1.2: esempio androide sul software MSC Adams con 17 segmenti chiusi e 16 articolazioni ed esempio dell'articolazioni dell'arto superiore.

4.2 Modellazione delle leggi di resistenza passiva e condizione di “hard stop”

Giunti a questo punto, per poter replicare le articolazioni umane in maniera più realistica possibile, è necessario definire le proprietà di resistenza passiva che sono state ricavate nel terzo capitolo e poi importarle in Adams, limitando i gradi di libertà permessi mediante la scelta di opportuni vincoli e definendo il movimento nel range of motion garantito dall’articolazione in esame.

In generale, le leggi di resistenza passiva sono delle formulazioni di momento da implementare sul software Adams, possono essere lineari o non lineari e in funzione di uno o più angoli articolari. Tale angolo è detto angolo di rotazione, ed è l’angolo compreso tra i due segmenti durante la simulazione, del quale è possibile ottenerne il valore istante per istante.

Queste leggi definiscono l’andamento della resistenza passiva all’interno del ROM dell’articolazione, tale per cui è minima nella zona garantita dal tipo di giunto e dall’articolazione stessa e massima all’avvicinarsi degli estremi angolari per cui raggiunge, in genere, dei valori elevati. Nonostante ciò, questi valori di coppia resistente non sono sufficientemente elevati da impedire un’ulteriore rotazione e/o movimento oltre al limite fisiologico durante la simulazione sul software. Di conseguenza, per replicare le articolazioni umane nella maniera più fedele possibile alla realtà, è necessario superare questo ostacolo rappresentando la condizione di **hard stop**. Occorre modificare le leggi di resistenza passiva trovate in letteratura in modo da aumentare molto più rapidamente la coppia resistente in corrispondenza degli estremi articolari.

In particolare, è stato imposto che, nell’arco di due gradi di rotazione oltre la fine del ROM consentito, il valore di momento resistente dovrà aumentare fino a 1000 volte il valore assunto in corrispondenza delle estremità angolari raggiungendo dei valori di momento superiori alle decine di migliaia di Nm, facendo solo attenzione a non creare punti angolosi.

Per implementare queste leggi su Adams è stato utile conservare su Matlab i dati delle variabili x e y dei grafici per trovare la funzione bi-esponenziale che, con una confidenza del 95%, meglio approssima la curva, creando una nuova coppia di punti (circa più di 150 per ogni modello).

Per attuare la condizione di hard stop si è pensato di aggiungere altri 2° al range of motion consentito ed ottenuto dagli autori, suddividerli in intervalli più piccoli (intervalli da 0.1°) e moltiplicare il valore di coppia articolare ottenuto per delle costanti via via crescenti (5, 10, 20, 30, ..., 100, 200, ..., 1000). Questa procedura è stata pensata al fine di evitare la formazione di punti angolosi che potrebbero generare problemi o errori di predizione su Adams durante l’ultima e successiva fase di simulazione creata.

Una volta inserita questa condizione, si è proceduto importando su Adams due colonne: nella prima colonna sono contenuti i dati angolari (variabile indipendente) mentre nella seconda sono presenti i dati di momento resistente (variabile dipendente) sottoforma di spline (con i punti che abbiamo fornito in ingresso in formato .txt).

La spline è utile per conoscere il valore della resistenza articolare per qualsiasi angolo di rotazione, che sia di flessione o abduzione o rotazione esterna, trovando così i valori di coppia per qualsiasi angolo di movimento dell'articolazione.

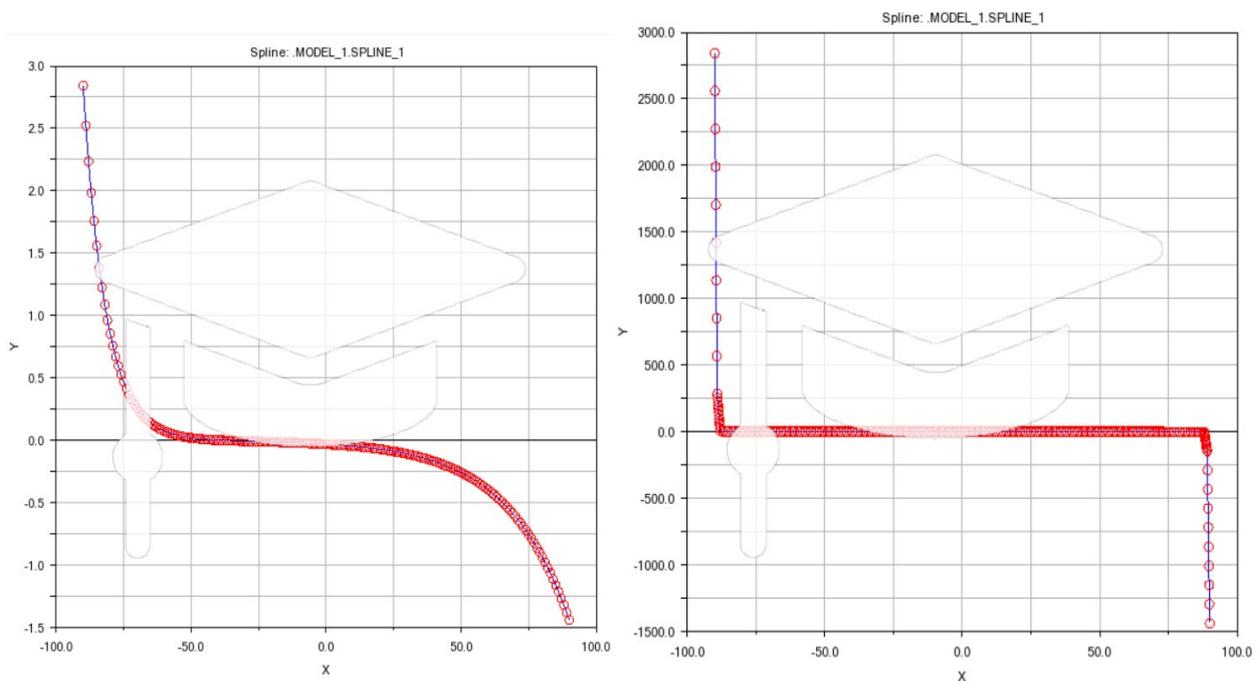


Figura 4.2: esempio di legge di resistenza passiva implementata su Adams senza la condizione di hard stop (a sinistra) e con condizione di hard stop (a destra).

Dalla figura 4.2 è possibile notare la nettissima differenza tra la legge priva della condizione di hard stop e l'implementazione di essa (a destra), sia a livello visivo sia per quanto riguarda la scala utilizzata per la rappresentazione del valore di momento raggiunto (siamo nell'ordine di 10^3 o addirittura 10^5 con valori fino a 1000 volte più grandi del momento effettivamente riscontrato dall'estesa analisi bibliografica svolta in precedenza).

Ogni volta che le suddette leggi sono state implementate, si sono svolte delle simulazioni di prova per controllare che il modello multibody seguisse correttamente la legge impostata e che l'arto non superasse i limiti fisiologici umani o, più semplicemente, che l'androide non collassasse su se stesso per effetto della gravità. Infine, la correttezza della legge è stata verificata sia visivamente (osservando il movimento del modello durante la simulazione), sia sul software controllando frame

per frame la corretta rotazione dell'arto e l'andamento della coppia al variare dell'angolo nel post-processor di Adams.

Durante queste simulazioni possono sopraggiungere alcuni errori tali per cui occorre effettuare delle modifiche per colmare e/o correggere almeno in parte queste problematiche. Ad esempio, come abbiamo già detto in precedenza, la presenza di punti angolosi all'interno delle curve riportate su Adams possono dar vita a problemi numerici, tali per cui un software potrebbe erroneamente fare interpolazione e riconoscere una discontinuità.

Al fine di correggere ogni tipo di problematiche che possono verificarsi durante questo tipo di simulazione, prima di procedere con la fase di estrapolazione dei dati (i risultati) vera e propria, in questa sede si è provveduto nella modifica di alcuni parametri per portare a conclusione ogni legge implementata e per effettuare dei confronti significativi senza più variare queste condizioni di smorzamento e rigidezza (per simulare un corretto impatto del soggetto sul suolo).

Quindi dopo aver creato le condizioni al contorno è stata verificata la validità della simulazione andando a variare la legge implementata da ogni autore accertandosi che essa arrivi al termine, o qualora non arrivasse modificando i parametri di contatto più importanti per far sì che la simulazione possa concludersi coerentemente con quello che ci si aspetta.

Tutto ciò è stato fatto prima che le prove venissero salvate perché per poter effettuare dei confronti efficaci è necessario avere tutte le condizioni al contorno uguali al variare della sola legge articolare. Una volta trovati i parametri che riuscissero a portare le simulazioni al termine per le leggi già presenti sul modello, esse rimarranno fisse per tutte le leggi che saranno implementate e salvate in modo da effettuare dei confronti con le stesse condizioni al contorno impostate.

4.3 Simulazione di caduta da un trampolino del modello ATB in MSC Adams

Al termine del processo di modifica delle leggi (attraverso l'utilizzo della condizione di hard stop) da applicare all'androide, bisogna passare alla fase di realizzazione dell'ambiente circostante per poter effettuare delle simulazioni attendibili con l'obiettivo di confrontare ulteriormente le leggi di resistenza passiva trovate in letteratura. In particolare, per valutare e effettuare questo confronto, dopo l'estesa analisi bibliografica prima presentata, si è scelto di effettuare una simulazione di caduta da una pedana posta ad altezza di 5m, osservando come cambia la risposta angolare del modello multi-body in funzione delle leggi di resistenza applicate, senza fermarsi al confronto qualitativo e visivo svolto precedentemente.

Per questa simulazione di caduta si è scelto di non applicare una forza esterna che agisse sul braccio o sul torace dell'androide (situazioni comunque testate ma che non comportavano significative rotazioni delle articolazione dell'arto superiore), ma si è voluto utilizzare semplicemente la forza

di gravità per far in modo che l'androide impattasse in un primo momento sulla pedana con il braccio sinistro, in modo da generare rotazioni significative del braccio, e successivamente sul terreno, portando al termine la simulazione, restituendo in questo modo un caso di caduta che non fa utilizzo di forze muscolari, ma allo stesso modo è in grado di generare rotazioni significative delle articolazioni dell'arto superiore.

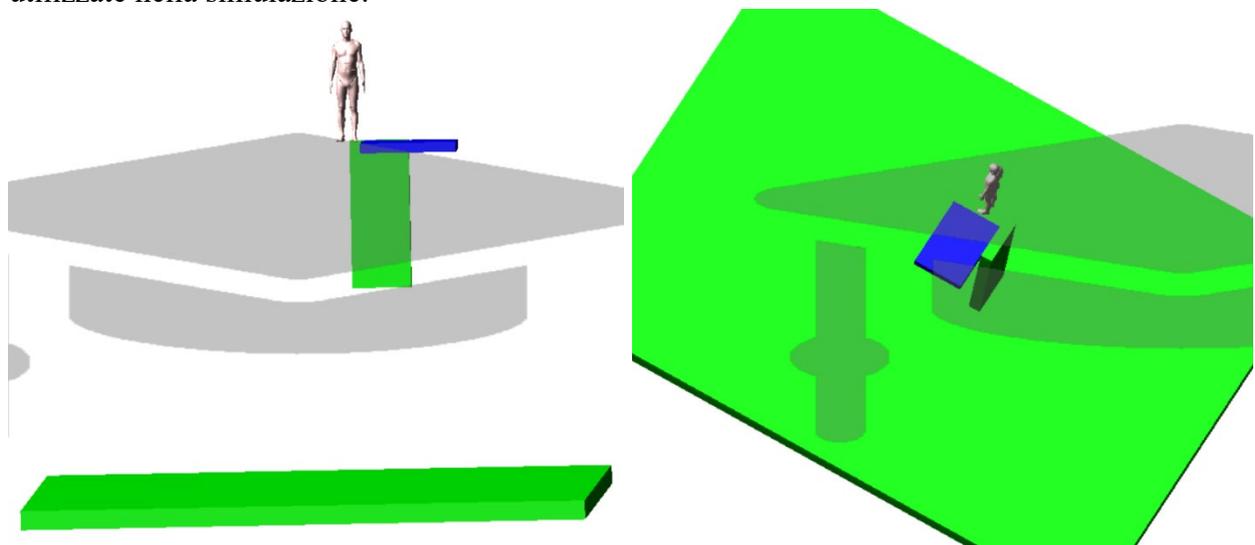
Per questo motivo è stato scelto l'urto con la pedana con il braccio sinistro, in modo che porti ad un'immediata rotazione dell'articolazione della spalla e conseguentemente anche del resto del corpo durante la collisione con il terreno.

La scelta di questa simulazione non è stata una casualità, bensì una scelta ragionata di quelle che potrebbero essere delle situazioni realmente verificabili. Infatti, questa situazione potrebbe benissimo manifestarsi nella realtà: ad esempio un tuffatore potrebbe sbagliare il salto o non calcolare bene la posizione dell'acqua al di sotto impattando dapprima con la pedana e successivamente al suolo. Proprio per questo motivo si rendono importanti queste simulazioni, al fine di salvaguardare la salute delle persone con metodi di prevenzione.

Lasciate inalterate le condizioni al contorno e la simulazione si è osservata, al variare delle sole resistenze passive articolari applicate, la risposta del modello multi-body in funzione delle leggi di resistenza passiva applicate.

Entrando nello specifico nel modello, esso è stato testato applicando una per volta tutte le leggi di resistenza passiva trovate in letteratura e, al termine di ciascuna simulazione, sono stati estratti i dati e l'andamento dell'angolo di rotazione dell'articolazione principale nel tempo oltre alla coppia articolare sviluppata in seguito agli urti.

Sono state considerate le leggi di resistenza più rilevanti trovate in letteratura (quelle evidenziate in grassetto nel capitolo 3.6), cercando di prendere in considerazione leggi di diversa tipologia (lineari o esponenziali) in modo da verificare, qualora ci fossero, differenze tra le due leggi utilizzate nella simulazione.



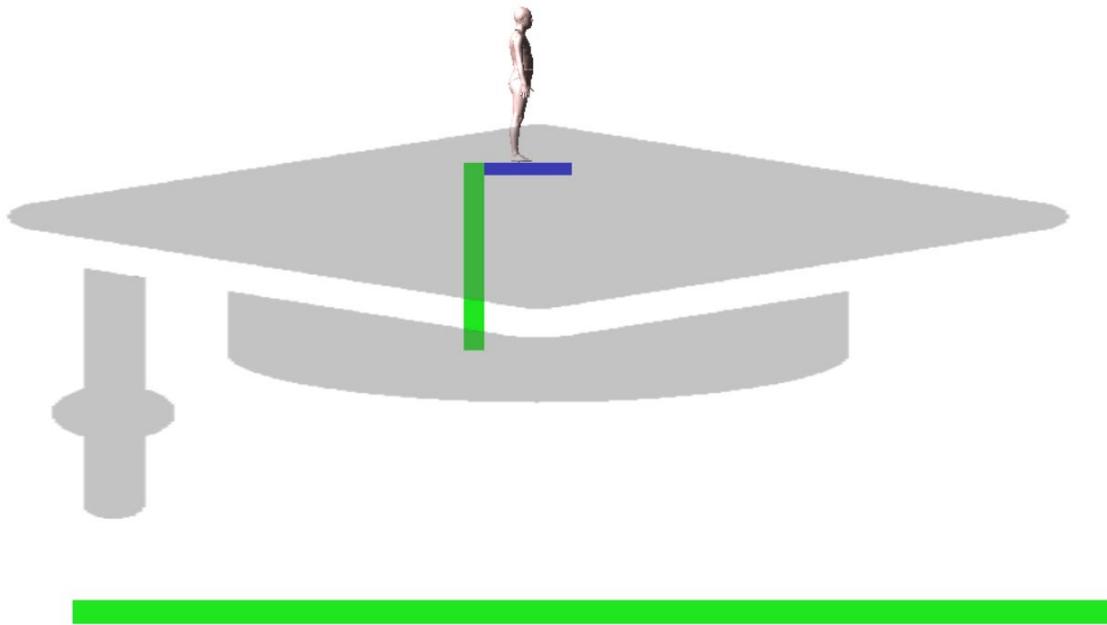


Figura 4.3: simulazione di caduta nel vuoto dell'androide da una pedana posta ad un'altezza di 5 metri. Un primo impatto del braccio sinistro con la pedana e successiva collisione al suolo, vista da tre piani differenti.

I dati così raccolti sono stati poi esportati in Matlab in modo da poter effettuare il confronto tra i diversi autori e capire quali sono le differenze più significative.

In occasione di questo studio ci occorre studiare e definire anche quelle che sono le differenze relative al range of motion ricoperto nel tempo durante la caduta e al momento massimo che agisce sull'articolazione, sempre nel tempo.

Da come è stata sviluppata la seguente simulazione ci si aspetta che il soggetto cada sotto l'azione della forza di gravità, impatti solo con il braccio sinistro con la pedana (posta a 5m di altezza) portando ad una rotazione significativa dello stesso. Dopo di che, un'altra caduta sotto effetto della gravità porterà il soggetto ad impattare prima con la parte destra della schiena e poi con la sinistra sul pavimento, portando al termine la simulazione. Ogni volta che sarà modificata la formulazione sul modello potrebbero verificarsi delle differenze dal punto di vista della simulazione, in quanto potrebbe cambiare il modo in cui avviene la caduta (modificando la legge e quindi anche la posizione iniziale del braccio) o la stabilizzazione del corpo dopo la caduta sul terreno.

Tutti questi aspetti e le conseguenti discussioni verranno approfondite nel successivo capitolo.

CAPITOLO 5: DISCUSSIONE E CONFRONTI

Le leggi di resistenza passiva più rilevanti, dopo essere state testate su Adams con la simulazione di caduta da una pedana, sono state utilizzate per ottenere alcuni dati e estrarre l'andamento dell'angolo di rotazione attorno all'asse dell'articolazione principale nel tempo. Inoltre si è deciso di estrarre anche i valori di coppia articolare nel tempo per osservare il valore massimo ottenibile durante la simulazione e capire di quanto si discosta dai valori trovati dai vari autori sui soggetti che hanno analizzato con esperimenti in vivo.

Per quanto riguarda l'articolazione della spalla, i gradi di libertà sono 2: flessione-estensione e adduzione-abduzione, mentre per l'articolazione del gomito e del polso è stato considerato solo il grado di libertà relativo alla flessione-estensione.

È importante ricordare che tutte le considerazioni effettuate nei paragrafi successivi sono affermazioni relative e non assolute. Non essendoci ancora degli studi a riguardo con cui confrontare i grafici ottenuti ed avere un riscontro di quello che verrà commentato.

Tutte le simulazioni sono state effettuate a parità sia di condizioni al contorno che di simulazione, variando solo una legge di resistenza passiva per volta. In questo modo si è cercato di osservare come cambia la risposta del modello multibody in base alle leggi di resistenza applicate.

A parità di condizioni al contorno si possono notare le differenze relative tra le diverse formulazioni in termini qualitativi (sulla simulazione e sull'androide), angolari e di momento agente sulla giunzione.

Questo passaggio risulta fondamentale per poter effettuare un confronto significativo tra i vari autori scelti per l'ultima fase di questo lavoro di tesi.

Nelle simulazioni che andremo ad analizzare nei sottoparagrafi successivi, attraverso grafici di confronto, è possibile osservare il momento e i valori angolari angolo assunti, istante per istante, durante la caduta in base all'implementazione delle leggi di diversi autori.

Le simulazioni sono state registrate con un tempo pari a 5 secondi andando a campionare la caduta ogni 10 ms in modo da ottenere valori angolari o di coppia in intervalli molto piccoli, interpolando i dati in maniera molto più precisa.

Nei paragrafi successivi sono stati analizzati più nel dettaglio gli andamenti angolari di ciascun movimento di ciascuna articolazione e sono state indagate le somiglianze e le differenze tra le curve dovute all'implementazione di diverse leggi di resistenza; singolarmente in ogni sottoparagrafo, e in maniera più generica nell'ultimo paragrafo del capitolo (paragrafo 5.4), sia dal punto di vista qualitativo sia da quello quantitativo (differenze di angoli [°] e momento [Nm] tra le varie formulazioni analizzate).

5.1 Articolazione della spalla

In questo paragrafo sono riportati i risultati delle simulazioni svolte in MSC ADAMS del modello multibody durante la caduta dell'androide dopo l'iniziale urto con la pedana e successivo impatto con il terreno, svolte implementando le leggi di resistenza passiva all'articolazione della spalla (esponenziali o lineari che siano) per i movimenti di flessione/estensione e abduzione/adduzione.

Il movimento di rotazione interna-esterna, invece, è stato limitato aggiungendo solo la componente viscosa e non modificabile (trascurabile rispetto alle altre rotazioni).

In particolare sono stati estratti gli angoli articolari relativamente ai movimenti studiati (flessione-estensione e adduzione-abduzione) e la coppia sviluppata dalla stessa articolazione, nel tempo.

Queste informazioni sono risultate significative per poter effettuare dei confronti relativi sulle leggi di resistenza passive applicate nei successivi paragrafi.

Per il movimento di flessione ed estensione è stato estratto l'andamento dell'angolo attorno all'asse z, mentre per il movimento di abduzione ed adduzione è stato estratto l'angolo di rotazione attorno all'asse y rispetto all'articolazione principale della spalla.

Per osservare meglio il confronto dei risultati si sono evidenziati alcuni punti caratteristici sui grafici, rispetto all'andamento temporale, mediante delle rette verticali verdi tratteggiate in corrispondenza degli istanti di tempo in cui si verificano gli impatti: il primo istante significativo è la collisione con la pedana dopo 0.42 s, mentre il secondo con il suolo avviene dopo 1.22 s.

5.1.1 Risposta della spalla durante la caduta dalla pedana

In figura 5.1.1 sono riportati gli andamenti angolari di flessione-estensione dell'articolazione della spalla nel corso del tempo durante l'implementazione di leggi di resistenza mono-articolari, mentre nella figura 5.1.2 sono riportati gli andamenti relativi al movimento di abduzione/adduzione, sempre nel tempo.

Durante la simulazione per la flessione-estensione, si verifica subito un rapido incremento verso il massimo del range of motion consentito in fase di flessione per tutte le formulazioni tranne per quella di Kapandji (formulazione lineare).

Questo perché il modo in cui avviene il primo impatto con la pedana, porta ad una abduzione completa (o quasi) del braccio ed anche una flessione dalla posizione neutra di partenza.

L'androide a cui è stata applicata la legge di Scielicky, dopo 70 frame (nel momento di caduta libera del corpo), inizia a flettere la spalla molto più rapidamente rispetto al grafico di Engin in figura 5.1.1, che dopo l'impatto con il terreno ritorna quasi direttamente alla posizione di partenza.

Per Engin invece, il braccio rimane comunque flessso e termina la simulazione con il braccio nella stessa posizione angolare del primo impatto con la pedana, al contrario di Scielicky e Kapandji che la terminano intorno alla posizione neutra con delle discrepanze di oltre 100°.

A tal proposito, nel grafico, la sua formulazione risulta più statica rispetto a quella del suo corrispondente (Scielicky) perchè non cambia radicalmente tale posizionamento.

In abduzione, invece, avviene esattamente quello che ci si aspetta ovvero un aumento angolare (angoli negativi) provocato dal sollevamento del braccio dovuto all'urto tra polso e pedana (circa a -50°), con un secondo e successivo aumento, dopo aver raggiunto l'angolo neutro, dovuto principalmente al posizionamento dei marker durante la caduta dell'androide. Dopo di che sono visibili delle piccole oscillazioni attorno a questo valore fino alla successiva stabilizzazione in quanto il braccio rimane in abduzione anche dopo l'impatto con il terreno.

Per quanto riguarda la coppia, essa avrà più o meno lo stesso andamento, ossia aumenterà subito dopo la prima collisione tra pedana e polso e nel momento del distacco avrà il suo massimo locale; ne presenterà un altro nel momento della collisione dell'androide con il terreno proprio come ci si aspetta. Troviamo infatti un valore medio di 50 Nm per il movimento di flessso-estensione ed anche quasi 100 Nm nel momento di contatto con il terreno così come in abduzione.

È stato osservato una grandezza di momento anomala durante la simulazione di flessso-estensione di Kapandji dovuta principalmente al diverso tipo di impatto con la pedana e dalla formulazione lineare che ne descrive il comportamento passivo.

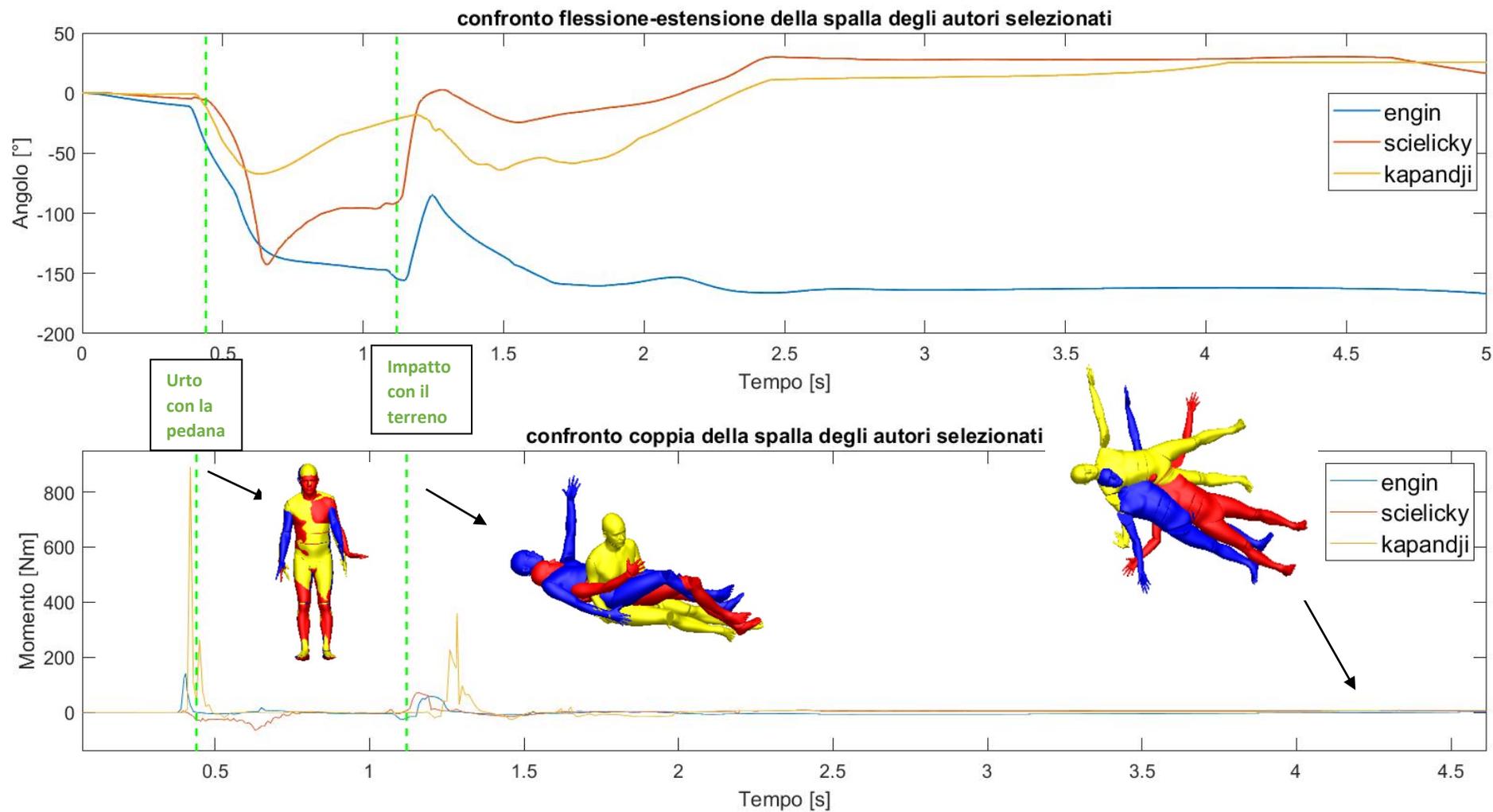


Figura 5.1.1: risultati ottenuti dalla risposta dell'articolazione della spalla (movimento di flessione ed estensione) in termini di angolo di rotazione e coppia applicata alla stessa durante la caduta da una pedana posta a cinque metri di altezza, confronto tra i vari autori selezionati con rappresentazione delle figure in overlay.

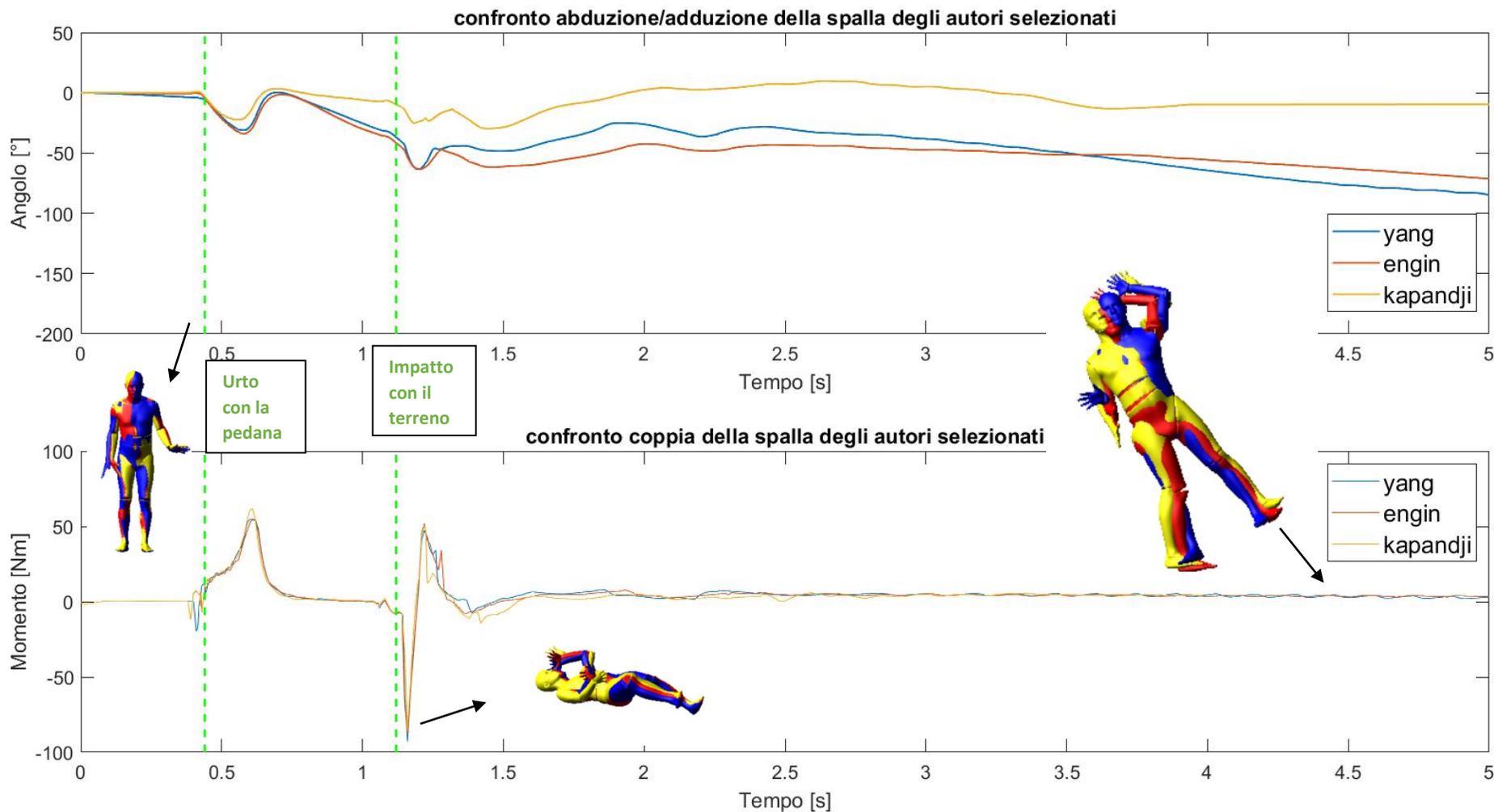


Figura 5.1.2: risultati ottenuti dalla risposta dell'articolazione della spalla (movimento di abduzione-adduzione) in termini di angolo di rotazione e coppia applicata alla stessa durante la caduta da una pedana posta a cinque metri di altezza, confronto tra i vari autori selezionati con rappresentazione delle figure in overlay.

5.2 Articolazione del gomito

Di seguito sono riportati i risultati delle simulazioni svolte in MSC ADAMS del modello multibody in caduta dalla pedana dopo l'urto con il braccio sinistro e successivo impatto sul terreno, svolte implementando sull'articolazione del gomito (esponenziali o lineari che siano) le leggi di resistenza passiva scelte nel paragrafo 3.6 per il movimento di flesso-estensione.

In particolare sono stati estratti gli angoli articolari relativamente al movimento studiato e la coppia sviluppata dal gomito, sempre nel tempo. Queste informazioni sono state rilevanti per effettuare dei confronti sulle leggi di resistenza passive applicate.

Per facilitare il confronto dei risultati ottenuti sono stati evidenziati su di essi alcuni punti caratteristici mediante delle rette verticali tratteggiate verdi in corrispondenza dei quali si verificano gli impatti: prima con la pedana (0.42 s) e dopo con il suolo (1.22 s).

5.2.1 Risposta del gomito durante la caduta dalla pedana

Da una prima e rapida occhiata si nota subito che gli andamenti angolari più simili risultano essere quelle di Lemay e Yang (ossia gli autori che forniscono un range of motion maggiore).

In entrambi, insieme a Kapandji (formulazione lineare), il valore di flessione del gomito durante il secondo impatto con il terreno è maggiore o uguale al valore assunto nel primo urto con la pedana. Avviene esattamente il contrario con la formulazione di Scielicky.

Dai grafici riportati (figura 5.2.1) possiamo effettuare alcune considerazioni riguardo coppia e angolo: a 0.42 s, ossia il tempo in cui si verifica il primo urto tra il polso e la pedana, si avvia la fase di flessione del gomito, diversa per ciascun autore e che incontra il suo massimo (locale) nel momento in cui il polso ruota attorno alla pedana. Il momento articolare massimo lo troviamo invece nell'istante in cui l'angolo di flessione decresce (0.65 s), ossia nell'istante in cui terminano le forze di contatto dovute all'urto tra polso e pedana, il polso smette di ruotare attorno alla pedana, staccandosi.

Dopo 1.2 secondi dall'inizio della simulazione avviene il successivo impatto con il terreno e lo si deduce dai numerosi e piccoli incrementi di momento articolare per cui il braccio va ad impattare più volte col terreno. Allo stesso modo, questo si traduce in un aumento della flessione del gomito nel momento in cui il soggetto finisce al suolo, dovuto al fatto che l'androide cade impattando con la parte destra della spalla e successivamente anche con quella sinistra. Questo provocherà una rotazione del corpo a sinistra fino a portare il soggetto a fermarsi sul fianco sinistro continuando a ruotare l'articolazione del gomito fino a quando non si stabilizzerà ad un valore angolare di flessione fisso, differente per ogni autore

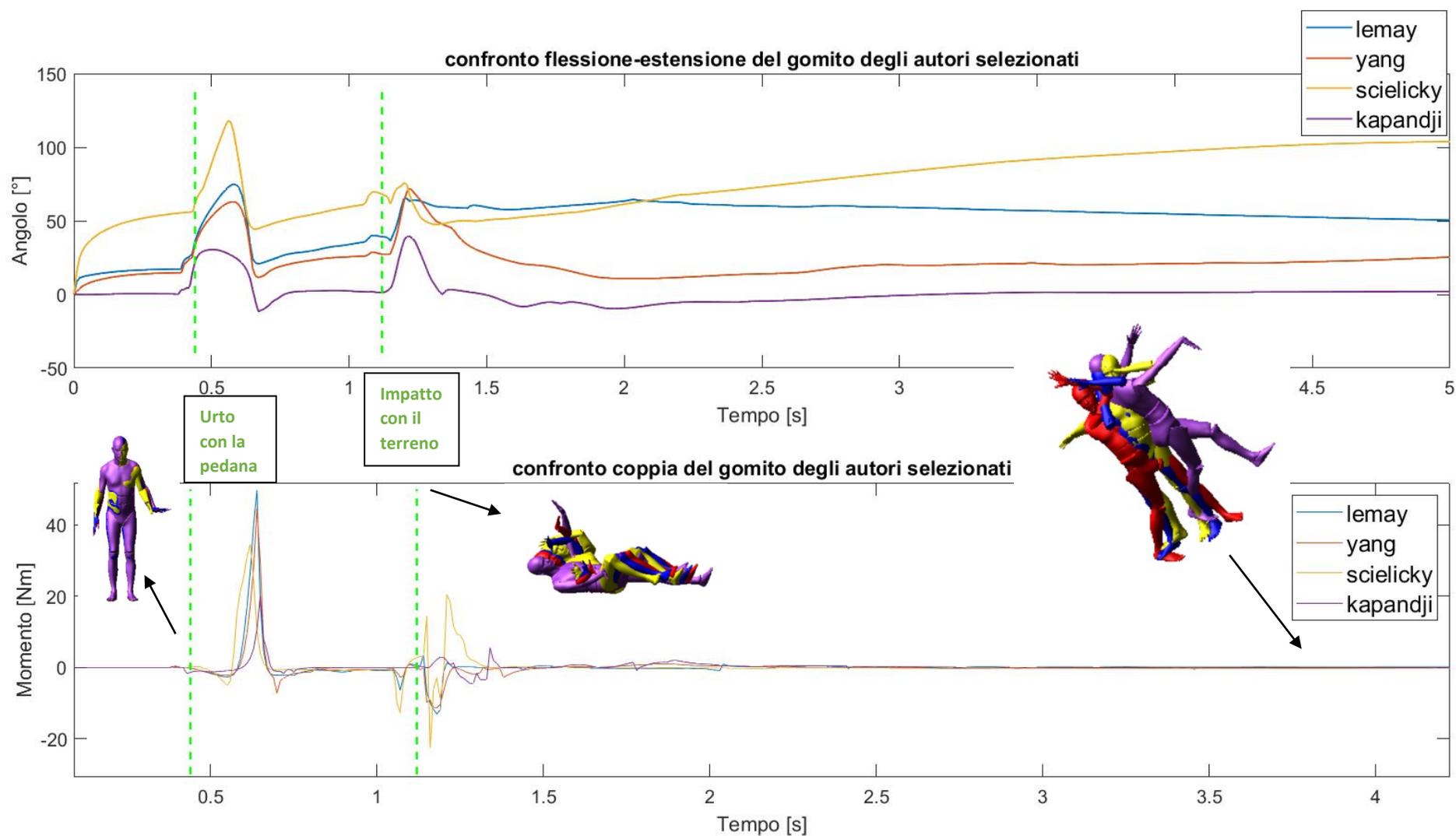


Figura 5.2.1: risultati ottenuti dalla risposta dell'articolazione del gomito (movimento di flessione ed estensione) in termini di angolo di rotazione e coppia applicata alla stessa durante la caduta da una pedana posta a cinque metri di altezza, confronto tra i vari autori selezionati con rappresentazione delle figure in overlay.

5.3 Articolazione del polso

Nell' ultimo paragrafo di confronto sono riportati i risultati delle simulazioni svolte in MSC ADAMS del modello multi-body in caduta dalla pedana dopo l' impatto del braccio sinistro con essa e successiva collisione al terreno, svolte implementando all' articolazione del polso le leggi di resistenza passiva (esponenziali o lineari che siano) scelte nel paragrafo 3.6 per il movimento di flessione ed estensione.

In particolare sono stati estratti gli angoli articolari relativamente al movimento studiato e la coppia articolare sviluppata nel tempo. Queste informazioni sono state rilevanti per effettuare dei confronti sulle leggi di resistenza passive applicate.

Per facilitare il confronto dei risultati ottenuti sono stati evidenziati su di essi alcuni punti caratteristici mediante delle rette verticali tratteggiate verdi in corrispondenza degli istanti di tempo in cui si verificano gli impatti.

5.3.1 Risposta del polso durante la caduta dalla pedana

In figura 5.3.1 sono riportati gli andamenti angolari di flesso-estensione del polso nel corso del tempo e che si sono resi visibili durante l' implementazione di leggi di resistenza mono-articolari. Da ciò possiamo effettuare alcune considerazioni.

Il polso presenta un grafico di momento quasi piatto, tranne per il primo urto. Avendo eliminato le forze di contatto tra avambraccio e braccio con la pedana, tutte le forze impulsive dovute al contatto sono scaricate sul polso. Esattamente in questo istante si presentano i picchi per tutti e tre gli autori selezionati proprio, con alcune coppie che raggiungono addirittura valori di 250 Nm.

Questa articolazione però è l' unica che non risente della collisione con il suolo presentato lo stesso grafico piatto per tutti gli istanti temporali successivi alla prima collisione.

Per quanto riguarda la variazione angolare del polso, esso risulta quello più sollecitato, ma con valori di angolo che non superano mai il range of motion consentito.

Arrivano facilmente a ridosso del limite, nella zona dove è stata implementata la condizione di hard stop, terminando la simulazione in posizioni angolari di leggera flessione.

In generale, nel polso i valori angolari variano molto più frequentemente rispetto alle altre articolazioni e presenta dei picchi subito dopo le due collisioni, fino a quando non andrà a stabilizzarsi sul terreno in diverse posizioni di flessione (angoli positivi) in base alla legge utilizzata.

Notiamo che per quanto riguarda il polso l' utilizzo di una formulazione lineare (Krebs) porta ad avere dei risultati completamente diversi (a tratti opposti) rispetto alle altre due implementate.

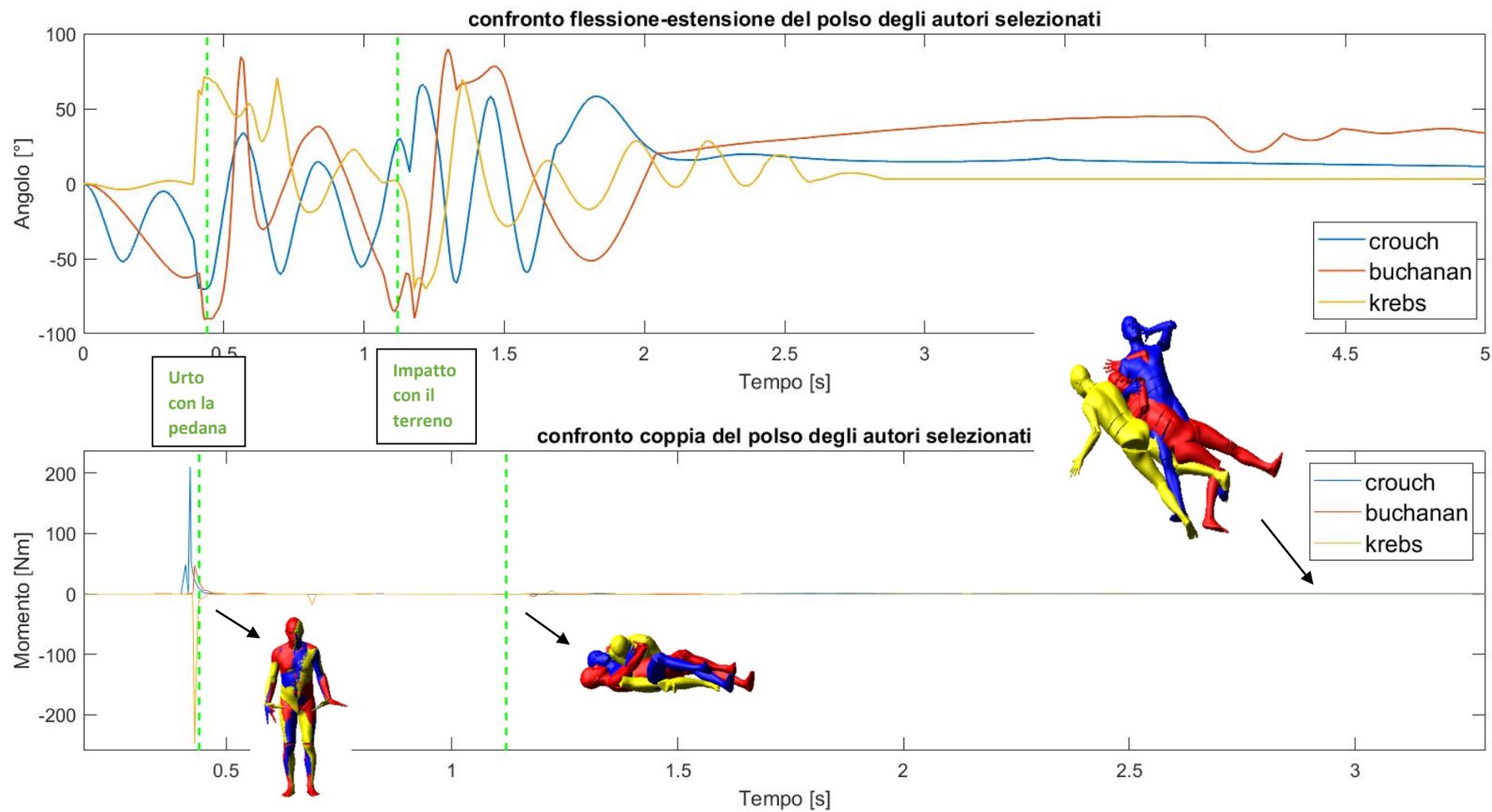


Figura 5.3.1: risultati ottenuti dalla risposta dell'articolazione del polso in termini di angolo di rotazione e coppia applicata alla stessa durante la caduta da una pedana posta a cinque metri di altezza, confronto tra i vari autori selezionati con rappresentazione delle figure in overlay.

5.4 Considerazioni finali

In questo paragrafo sono state raccolte le informazioni principali per ogni movimento di ciascun articolazione studiata e sono state enunciate delle comparazioni generali tra gli stessi grafici commentati precedentemente, precisamente in figura 5.1.1; 5.1.2; 5.2.1; 5.3.1.

Dai risultati pervenuti da questi grafici, si può osservare che implementando diverse leggi di resistenza passiva (lineari o esponenziali che siano), non si viene a sconvolgere in alcun modo la cinematica. Infatti, gli andamenti articolari (rispetto alla sola articolazione considerata) sono molto simili tra loro e differiscono principalmente per l'ampiezza angolare massima raggiunta o per le tempistiche e ritardi di volo.

Differente invece, quello che accade, quando il soggetto impatta con il terreno, in quanto gli andamenti angolari, come abbiamo visto per ogni grafico presentato, si stabilizzano e assumono grandezze angolari dissimili tra loro.

Questo è dovuto a delle piccole variazioni durante la caduta, che alla fine portano il soggetto a terminare la simulazione in una posizione differente, fermando la simulazione a valori angolari pari all'ultimo grado misurato prima dell'arresto del corpo sul terreno dovuto sicuramente alla differente legge implementata per i vari autori selezionati.

Ovviamente il polso risulta essere l'articolazione maggiormente sollecitata in quanto, essendo state eliminate le forze di contatto tra avambraccio/braccio e pedana, tutto il peso dell'androide scarica la forza peso durante l'impatto con l'articolazione condiloidea.

Presentando inoltre dei valori di coppia molto bassi (< 10 Nm) all'interno del ROM definito dai vari autori, questa articolazione risulta quella più instabile a livello angolare passando rapidamente dal movimento di flessione a quello di estensione durante la caduta libera.

Inoltre la conferma di tale affermazione la riscontriamo dando un'occhiata ai valori assunti dall'articolazione nel secondo grafico relativamente alla momento sviluppato, nella figura 5.3.1. Tenendo conto che il momento massimo esplicitato dalle formulazioni di Crouch, Buchanan e Krebs nel capitolo 3 è di pochi Nm (al massimo decine di Nm). Potremmo affermare che probabilmente, con una simulazione di caduta di questo tipo, l'articolazione del polso risulta quella più colpita e probabilmente potrebbe andare incontro a rottura, in quanto potrebbe non supportare grandezze articolari nell'ordine di 250 Nm durante la prima rotazione con la pedana.

Dal punto di vista del range of motion invece, la giunzione che maggiormente varia il suo angolo è l'articolazione della spalla, nonché la stessa ad avere più possibilità di movimento tra le 3 studiate, essendo rappresentata da una giunzione a sfera come nella realtà.

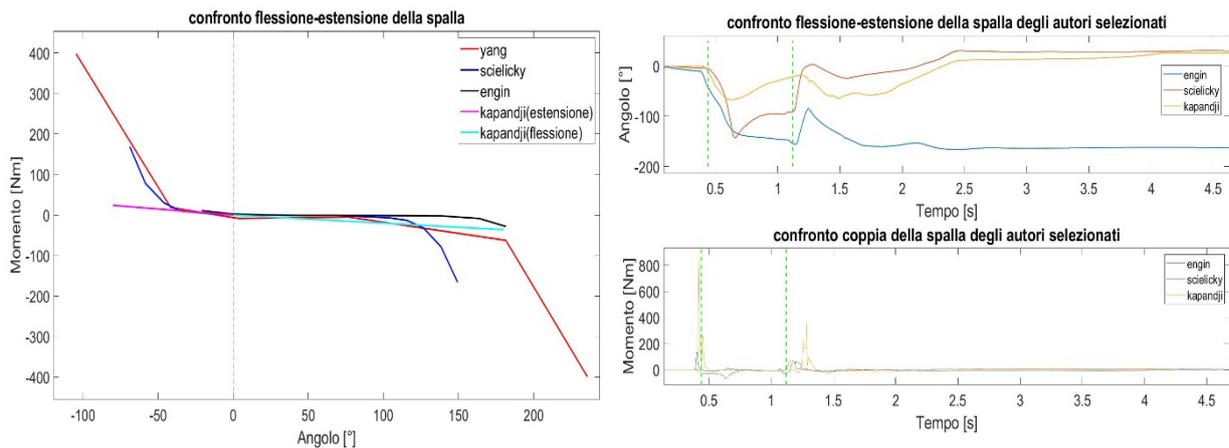


Figura 5.4.1: confronto tra i grafici ottenuti in base alle formulazioni originarie

La spalla, durante questo movimento, ruota dai 50° ai 160° in flessione durante la prima rotazione con la pedana, per poi iniziare a flettere il braccio durante la caduta ed in maniera più significativa dopo l'impatto con il terreno. Essendo Scielicky andato oltre il range of motion consentito (quindi già nella condizione di hard stop a 150°) in fase di flessione, esso inizia subito a flettere il braccio ritornando, al termine della simulazione, in posizione quasi neutra a causa della condizione di stop. La condizione risulta visibilmente necessaria per effettuare tale simulazione. L'androide, andando incontro a delle collisioni così elevate, avrebbe sicuramente oltrepassato i limiti articolari rendendo la simulazione inefficace e poco realistica.

Risulta un comportamento simile anche da parte di Kapandji che segue bene o male lo stesso andamento di Scielicky, ma non estende mai il braccio in maniera significativa (formulazione lineare); dove il comportamento dell'androide differisce durante la caduta. Esso infatti impatta in maniera diversa con la pedana, facendo ruotare il braccio solo in abduzione e poco in estensione ed è proprio per questo motivo che troviamo dei valori molto discordanti rispetto ad Engin.

Quest'ultimo al contrario, non raggiunge mai la condizione di hard stop data l'ampio range of motion definito in fase di estensione, ma incrementa tale grandezza angolare dopo la caduta per poi restare fisso in quella posizione con la quale conclude la simulazione.

Si può subito notare che le differenze di formulazione e range of motion portano delle significative disuguaglianze nel comportamento dell'articolazione. Infatti risulta chiaramente visibile come l'arto subito dopo il contatto con il terreno cerca di stabilizzarsi in una posizione a lui comoda, ossia in corrispondenza di un valore di flesso-estensione basso.

Come si può notare dalla figura 5.4.1 la formulazione lineare di Kapandji termina la simulazione nell'intorno della posizione neutra, trovando in 0° il valore di coppia minimo, così come in quella

esponenziale di Scielicky. Con la legge di Engin al contrario, presentando un andamento disuguale rispetto alle precedenti due e un range of motion tale per cui presenta una coppia quasi nulla per tutta la durata dell'estensione, la simulazione terminerà con un valore angolare molto maggiore degli altri.

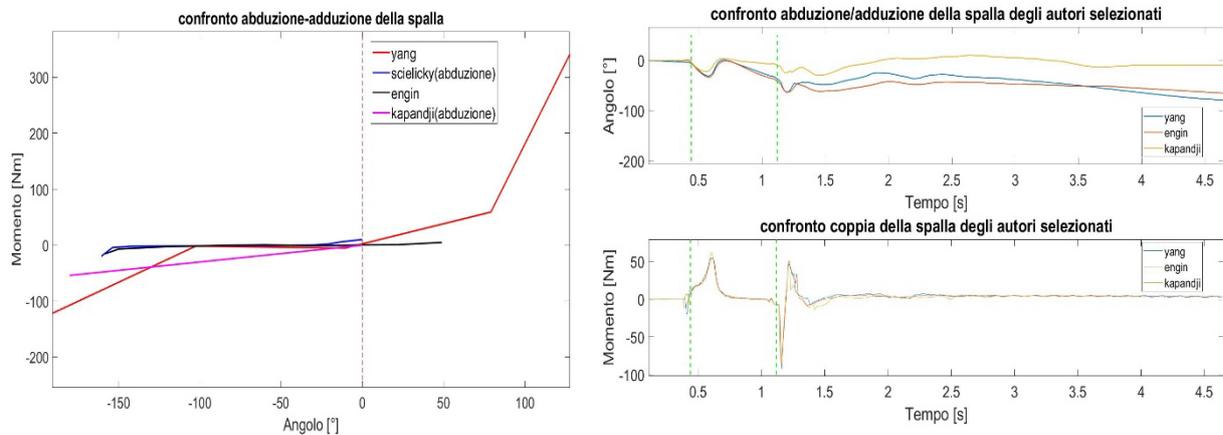


Figura 5.4.2: confronto tra i grafici ottenuti in base alle formulazioni originarie

In abduzione, similmente, il braccio viene ruotato dopo il primo urto tra l'avambraccio e la pedana (posta ad altezza pari a 5 m) che ruotando attorno ad essa, comporta una rotazione attorno all'asse y del braccio.

In questo grafico, come già detto in precedenza si nota subito una prima fase di abduzione e subito dopo una adduzione che nella simulazione non è presente. Questo è causato dai marker posizionati sull'androide, in particolare gli assi z e x dei due marker adiacenti (ne definiscono la rotazione), che tornano ad essere allineati nel piano frontale, a causa delle altre rotazioni che sta subendo la spalla.

Dopo aver nuovamente raggiunto il valore neutro, vi è un di nuovo un rapido aumento angolare dell'angolo di abduzione fino a quando l'arto non si stabilizzerà, sempre nell'intorno dell'angolo dove cade in cui è presente un valore di coppia relativamente basso.

Anche questa volta la formulazione di Kapandji rispetta la cinematica delle altre due curve, ma differisce per il range of motion che risulta il minore tra i tre visualizzabili. Al contrario, Scielicky ed Engin nonostante abbiamo fornito un range of motion minore, ma comunque molto piatto nella fase di abduzione, permette di spaziare più angoli e terminare la simulazione con un'apertura del braccio maggiore (70-80°). Questo dimostra una minore mobilità articolare dopo la caduta sul terreno, dovuto principalmente alla tipologia di formulazione, da parte di chi ha fornito un range of motion maggiore.

Ovviamente in questo caso entra in gioco anche la componente di rotazione interna-esterna, tale per cui il braccio potrebbe sembrare che termini con un'angolazione maggiore (in abduzione) rispetto ai valori riscontrabili da questi grafici.

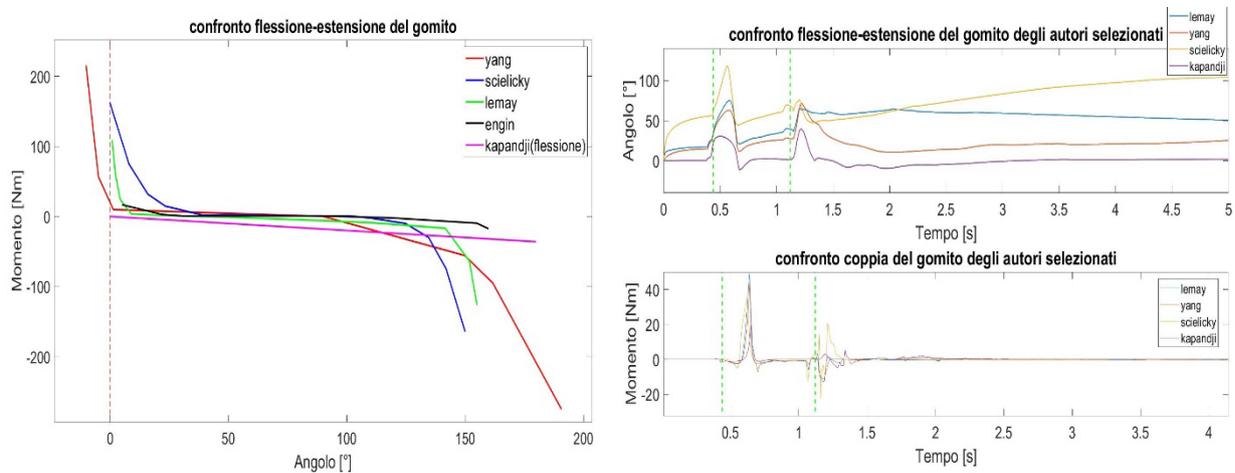


Figura 5.4.3: confronto tra i grafici ottenuti in base alle formulazioni originarie

Gomito e polso invece, da questo punto di vista non oltrepassano mai i range o motion consentiti dalla giunzione e dalla formulazione trovata in letteratura, che tra l'altro garantisce solo per il movimento di flessione, permettendo di spaziare a valori differenti per tutta la durata della simulazione senza mai entrare nella condizione di hard stop.

Per quanto riguarda questa giunzione a cerniera si nota subito che Scielicky, essendo la formulazione che presenta un range of motion minore tra quelli presenti nei grafici di confronto e considerando che manifesta dei valori di coppia nulli nel range tra 50° e 100° , fletterà il gomito velocemente all'interno di questi valori angolari, favorendo una maggiore mobilità per tali valori. Al contrario Yang e Lemay, aumentando solo in prossimità degli estremi articolari, fletteranno l'articolazione molto meno (circa il 50% in meno), presentano dei valori simili anche in prossimità del secondo impatto con il suolo. Un'ultima, ma non meno significativa osservazione, riguarda la stabilizzazione del gomito nell'intervallo di valori, intorno al quale sono presenti le quantità di momento più basse. Ad esempio, la formulazione lineare di Kapandji si stabilizzerà nell'intorno di 0° dove presenta il suo momento minore, oppure Scielicky a 100° dove presenta il momento più basso come osservabile nella figura di confronto 5.4.3.

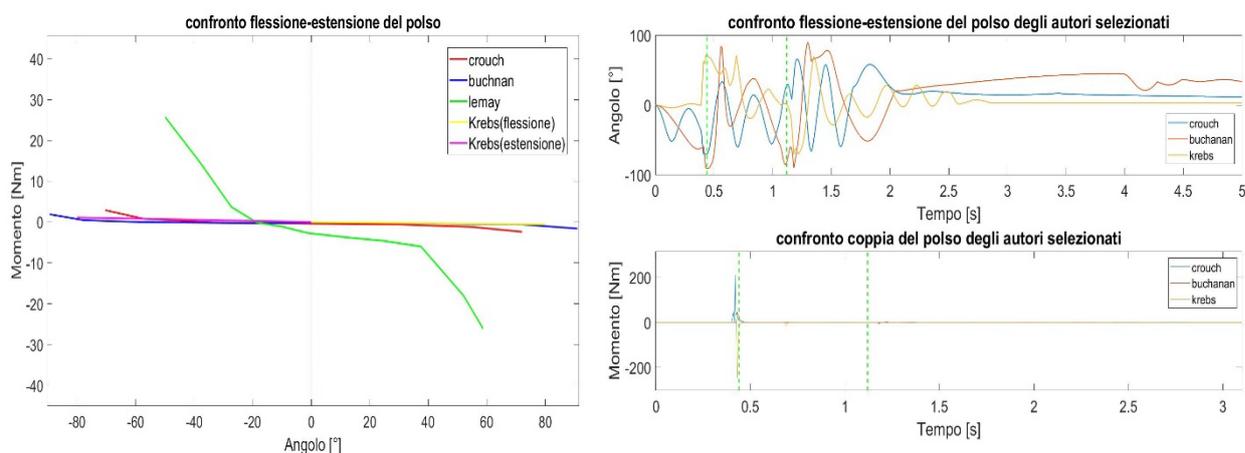


Figura 5.4.4: confronto tra i grafici ottenuti in base alle formulazioni originarie

Nell'ultima articolazione a cerniera rappresentata dal polso troviamo due formulazioni molto simili tra loro, Crouch e Buchanan, che differiscono semplicemente per il range of motion. Osservando le loro leggi notiamo che Buchanan permette maggiore libertà di movimento (curva rossa grafico a destra e curva blu nel grafico a sinistra), ritrovando la stessa informazione anche nei grafici estratti dalla simulazione. Krebs, al contrario rispetta sempre il range of motion, ma presenta dei valori angolari completamente opposti rispetto ai precedenti due, in particolare troviamo un massimo dove le altre formulazione presentano un minimo e viceversa. La stessa informazione è confermata dalle immagini in overlay, che è possibile vedere in figura 5.3.1, in cui si nota la differenza in tutti i fermo immagini nel posizionamento della mano tra i 3 soggetti.

Per il polso può essere effettuato lo stesso discorso di stabilizzazione effettuato precedentemente, anche se risulta meno visibile in quanto le grandezze di momento sono più basse rispetto alle precedenti giunzioni analizzate. Ad esempio Krebs (formulazione lineare) terminerà posizionato nell'intorno della posizione neutra perché li presenta un momento nullo, mentre Crouch e Buchanan per dei valori poco maggiori.

Al termine di questi confronti tra i 4 movimenti studiati sulle 3 articolazioni, è possibile notare che l'articolazione più sollecitata dal punto di vista del momento generato è quella del polso che nell'esatto momento di impatto (0.42s) assume un valore di coppia circa 3-5 volte maggiore rispetto alle altre due giunzioni.

In ordine di tempo la prima articolazione coinvolta risulta essere quella del polso (dopo 0.42 s), proprio nel momento di primo impatto con la pedana, che assumendo una distanza tra polso e pedana di 0.90 m (come riportato dalle tabelle relative alla lunghezza di ciascun segmento corporeo in base all'altezza del soggetto), arriverebbe ad impattare con la pedana ad una velocità di 4.2 m/s.

Successivamente viene coinvolta l'articolazione della spalla per cui troviamo il picco di coppia articolare dopo 0.61s in fase di abduzione e 0.63 s in fase di estensione, infine il gomito dopo 0.64s che risulta essere l'ultima articolazione a risentire di una coppia (in questo caso si tratta quasi sempre di un massimo globale per questa articolazione) prima dell'impatto successivo con il terreno.

Da questo punto in poi l'androide infatti risulta sempre più statico, cadendo sul terreno come se fosse un pezzo unico, in cui le articolazioni restano nella stessa posizione angolare o continuano il loro movimento in con una velocità relativamente inferiore rispetto al precedente impatto (tra 0.7s e 1s), confermata leggendo un valore di momento delle articolazioni nullo.

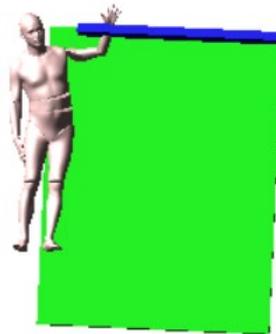


Figura 5.4.5: istante significativo nella simulazione in cui il polso ruota attorno alla pedana (in blu) portando ad una importante rotazione dell'articolazione del spalla prima del successivo impatto con il terreno.

Durante l'ultima collisione con il terreno invece, il polso è risultato l'unica giunzione a non venire praticamente mai coinvolta, in quanto tutta la forza dovuta all'impatto viene scaricata su spalla e gomito che sono i primi ad scontrarsi con il terreno quasi contemporaneamente dopo 1.15 s e per più volte fino alla successiva stabilizzazione dell'arto e dell'androide.

Al termine di questo studio possiamo affermare che uno sviluppo importante riguarda sicuramente la stabilizzazione dell'articolazione. In particolare per questo tipo di simulazione è stato notato che ogni articolazione, al termine dell'analisi di caduta, cerca di stabilizzarsi nel punto in cui la formulazione esposta dai vari autori presenta una coppia articolare bassa (quindi risulta più facilitata a mantenere quell'angolo). Questo comportamento vale per tutte le leggi implementate e per ogni articolazione analizzata precedentemente.

Tutte le leggi seguono lo stesso andamento e le uniche differenze sono causate dal range of motion fornito dai vari autori. L'implementazione di diverse leggi di resistenza hanno principalmente influenzato le ampiezze angolari massime raggiunte e sulle corrispondenti tempistiche. Tutte le formulazioni lineari implementate nella fase di simulazione ha portato ad avere dei movimenti angolari minori, per ogni articolazione trattata, rispetto all'utilizzo di leggi bi-esponenziali.

CAPITOLO 6: CONCLUSIONI E SVILUPPI FUTURI

Durante questa attività di ricerca sono state effettuate simulazioni specifiche di un soggetto di 72 kg e un'altezza di 1,7 m su un appropriato software multibody. L'attenzione dello studio è stata focalizzata sulle articolazioni che fanno parte dell'arto superiore e in base alla discussione dei risultati è possibile concludere che nonostante l'implementazione di leggi differenti, prima dell'urto con la pedana e prima dell'impatto con il terreno, gli andamenti risultano simili tra loro, quindi la cinematica dei grafici 5.1.1, 5.1.2, 5.2.1, 5.3.1 è sempre la stessa. Ciò che cambia sono i valori massimi raggiunti e le posizioni finali delle articolazioni in base alla legge implementata.

Nonostante queste premesse, il comportamento del modello sia in termini di cinematica globale che locale, ha evidenziato la sua capacità di replicare bene la risposta del corpo umano in caduta. L'utilizzo di diverse leggi (lineari o esponenziali) per la formulazione della rigidità passiva delle tre articolazioni principali dell'arto non hanno comportato dei particolari effetti sul movimento dell'arto in esame che in ogni caso risulta seguire lo stesso andamento.

In particolare dalle figure di confronto emerge che qualora l'androide entrasse nella condizione di hard stop, cercherà subito di uscirne ruotando il braccio nel verso opposto con cui è entrato.

La condizione di hard stop garantisce che l'articolazione, durante la simulazione, non vada oltre il range of motion consentito per la stessa.

Inoltre, la posizione finale dell'arto per ogni articolazione, viene raggiunta per angoli articolari corrispondenti ad un valore di momento molto basso se non minimo per la formulazione di rigidità passiva implementata.

Questa ricerca ha permesso in ultimo di ottenere una modellazione più accurata dell'arto superiore. In particolare per la spalla, la simulazione che sembra comportarsi in maniera più fedele alla realtà e conseguentemente anche la formulazione che ha fornito un ROM e rigidità più simile a quello fisiologico rispetto alle altre, risulta l'andamento dettato dalla formulazione di Engin, per il gomito la formulazione di Lemay, mentre per il polso quella di Buchanan.

Questo, insieme con altri segmenti corporei, costituisce un modello numerico multibody che può fungere da supporto per tutte le attività ingegneristiche finalizzate alla sicurezza, all'ergonomia o all'ottimizzazione di una prestazione sportiva.

Negli sviluppi futuri del modello antropomorfo, una caratteristica fondamentale che probabilmente dovrebbe essere presa in considerazione è la deformabilità dei tessuti molli e dei segmenti corporei che potrebbe anche essere diversa tra un soggetto e l'altro a seconda del rapporto tra massa muscolare e massa grassa.

Si potrebbero studiare anche formulazioni di rigidità passiva più complesse, dette bi-articolari, in quanto utilizzano due variabili indipendenti corrispondenti alla posizione angolare di due articolazioni.

Le proprietà inerziali per ogni segmento corporeo sono state calcolate sotto l'ipotesi di densità costante valutata come somma dei 17 segmenti chiusi che compongono l'androide a partire da dati di volume e massa; anche se questo rappresenta una semplificazione ragionevole; in un futuro si potrebbero considerare diverse proprietà di densità tra i segmenti corporei nel calcolo delle rispettive proprietà inerziali.

La formulazione di resistenza passiva delle articolazioni umane può essere migliorata introducendo parametri specifici di ciascun soggetto esaminato.

Per poter utilizzare modelli più complessi è bene però rimarcare che è necessario che vengano compiute estese campagne di validazione di ricerca in quest'ambito.

RINGRAZIAMENTI

A conclusione di questo lavoro di tesi, e conseguentemente anche del percorso universitario; è doveroso porre i miei più sentiti ringraziamenti alle persone che ho avuto modo di conoscere in questo importante periodo della mia vita o che mi hanno aiutato a crescere sia dal punto di vista professionale che umano.

Alla mia FAMIGLIA: papà, mamma e fratello che sono il mio punto di riferimento, mi hanno sostenuto sia economicamente che emotivamente e mi hanno permesso di percorrere e concludere questo cammino. Vorrei che questo mio traguardo raggiunto, per quanto possibile, fosse un premio anche per voi e per i sacrifici che avete fatto. Grazie perché senza di voi non sarei mai arrivato fino in fondo a questo difficile, lungo e tortuoso cammino.

Questa tesi la dedico a voi che siete la mia famiglia, il mio più grande sostegno e la mia guida.

Voglio ringraziare una persona unica e speciale, Elena, la mia ragazza. Abbiamo affrontato insieme questo cammino, passo dopo passo, giorno dopo giorno, superando tutte le difficoltà, festeggiando insieme ogni vittoria e rialzandoci più forti di prima dopo ogni sconfitta. In questi anni ci siamo sempre sostenuti l'un l'altro, ci siamo incoraggiati, ci siamo confrontati e abbiamo fatto tanti sacrifici. Grazie per essere stata sempre al mio fianco in ogni momento e anche oggi, in questo giorno importante, sei qui con me a festeggiare insieme questo NOSTRO traguardo, questa NOSTRA vittoria!

Grazie alle mie nonne Anna e Cesarina e ai miei parenti tutti per l'affetto che non mi hanno mai fatto mancare e per avermi spronato a terminare questo, a tratti interminabile, percorso.

Vorrei rivolgere un sentito ringraziamento anche ai miei amici di università con i quali ho trascorso questi bellissimi anni e condiviso ore di studio, esami e sofferenze, ma anche grandi soddisfazioni! Questa data rimarrà per sempre impressa nella mia mente e sono felice che siate qui presenti in questo giorno così importante.

P.S Condividerò questo giorno con Andrea il 23/04/2023! AD MAIORA SEMPER!

BIBLIOGRAFIA

- [1] Articolazioni: <https://www.my-personaltrainer.it/fisiologia/articolazioni.html>.
- [2] Anatomia del muscolo scheletrico e delle fibre muscolari:
<https://www.mypersonaltrainer.it/fisiologia/anatomia-muscolo-scheletrico.html>.
- [3] Tendon Biomechanics: <https://musculoskeletalkey.com/tendon-biomechanics/>.
- [4] P.W. Sielicki & T. Gajewski, “Numerical assessment of the human body response to a ground-level explosion”, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol. 22, no. 2, pp. 180–205, 2019. doi: 10.1080/10255842.2018.1544628.
- [5] J. K. Yang & P. Lovsund, “Development and validation of a human-body mathematical model 182 for asimulation of car-pedestrian collisions”, no. 1320, 1997.
- [6] A.E. Engin, “Passive and active resistive force characteristics in major human joints”, 1985.
- [7] G. Pascoletti, “A morphable anthropomorphic articulated total body model for trauma and injury investigations: from parametrization to multibody analyses”.
- [8] Rijnveld N, Krebs HI (2007) Passive wrist joint impedance in flexion - Extension and abduction - Adduction. 2007 IEEE 10th Int Conf Rehabil Robot ICORR'07 00:43–47.
<https://doi.org/10.1109/ICORR.2007.4428404>
- [9] Michel A. Lemay, Patrick E. Crago, A dynamic model for simulating movements of the elbow, forearm, and wrist, *Journal of Biomechanics*, Volume 29, Issue 10, 1996, Pages 1319-1330, ISSN 0021-9290, [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(96\)00026-7](https://doi.org/10.1016/0021-9290(96)00026-7).
- [10] Jayme S Knutson, Kevin L Kilgore, Joseph M Mansour, Patrick E Crago, Intrinsic and extrinsic contributions to the passive moment at the metacarpophalangeal joint, *Journal of Biomechanics*, Volume 33, Issue 12, 2000, Pages 1675-1681, ISSN 0021-9290, [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(00\)00159-7](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(00)00159-7).
- [11] Dustin L. Crouch, He Huang, Lumped-parameter electromyogram-driven musculoskeletal hand model: A potential platform for real-time prosthesis control, *Journal of Biomechanics*, Volume 49, Issue 16, 2016, Pages 3901-3907, ISSN 0021-9290, <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.10.035>.
- [12] Giulia Pascoletti, Daniele Catelani, Paolo Conti, Filippo Cianetti, Elisabetta M. Zanetti, A multibody simulation of a human fall: model creation and validation, *Procedia Structural Integrity*, Volume 24, 2019, Pages 337-348, ISSN 2452-3216, <https://doi.org/10.1016/j.prostr.2020.02.031>.
- [13] VIANO, D.C. (1986). Biomechanics of bone and tissue: A review of material properties and failure characteristics. In: *Symposium on Biomechanics and Medical Aspects of Lower Limb Injuries* (San Diego, California), pp. 33–63. SAE 861923.
- [14] Eberhard Haug, Hyung-Yun Choi, Stéphane Robin, Muriel Beaugonin, *Human Models for Crash and Impact Simulation, Handbook of Numerical Analysis*, Elsevier, Volume 12, 2004, Pages 231-452, ISSN 1570-8659, ISBN 9780444515667, [https://doi.org/10.1016/S1570-8659\(03\)12004-2](https://doi.org/10.1016/S1570-8659(03)12004-2).
- [15] J. McConville & T. Churchill, “Anthropometric Relationships of Body and Body Segment Moments of Inertia” no. 105, pp. 7405–7409, 1980.
- [16] J. Young, R.F. Chandler, C.C. Snow, K. Robinette, G. Zehner & M. Lofberg, *Anthropometric and mass distribution characteristics*, 1983.
- [17] ENGIN, A.E. (1983). Dynamic modelling of human articulating joints. *Math. Modelling* **4**.
- [18] ENGIN, A.E. (1984). On the damping properties of the shoulder complex. *J. Biomech. Engrg.* **106**.
- [19] Laudon, M. F., "Implementation of the Articulated Total Body (ATB) Model on an Apollo Workstation" (1991). *Opportunities for Undergraduate Research Experience Program (OURE)*. 140.
<https://scholarsmine.mst.edu/oure/140>
- [20] Maria Luisa Zampagni, “Studio cinematico dell’ articolazione del gomito e valutazione del carrying angle durante l’ esercizio fisico.” [MariaLuisaZampagniDottoratoXIXCicloScienzeMotorie.pdf \(unibo.it\)](https://www.unibo.it/risorse/documenti/10131/101310001/MariaLuisaZampagniDottoratoXIXCicloScienzeMotorie.pdf)

- [21] Kodek, Timotej and Marko Muni, Marko. 'Quantification of Shoulder and Elbow Passive Moments in the Sagittal Plane as a Function of Adjacent Angle Fixations'. 1 Jan. 2003 : 89 – 103.
- [22] Dennis Landin, Melissa Thompson, The shoulder extension function of the triceps brachii, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Volume 21, Issue 1, 2011, Pages 161-165, ISSN 1050-6411, <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2010.09.005>.
- [23] H. -S. Park, Yupeng Ren and Li-Qun Zhang, "IntelliArm: An exoskeleton for diagnosis and treatment of patients with neurological impairments," 2008 2nd IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics, 2008, pp. 109-114, doi: 10.1109/BIOROB.2008.4762876.
- [24] Dennis Landin, Joseph Myers, Melissa Thompson, Ray Castle, Jared Porter, The role of the biceps brachii in shoulder elevation, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Volume 18, Issue 2, 2008, Pages 270-275, ISSN 1050-6411, <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2006.09.012>.
- [25] Landin D, Thompson M, Jackson MR. Actions of the Biceps Brachii at the Shoulder: A Review. *J Clin Med Res*. 2017 Aug;9(8):667-670. doi: 10.14740/jocmr2901w. Epub 2017 Jul 1. PMID: 28725314; PMCID: PMC5505302.
- [26] McPherson, J.G., Stienen, A.H.A., Schmit, B.D. et al. Biomechanical parameters of the elbow stretch reflex in chronic hemiparetic stroke. *Exp Brain Res* 237, 121–135 (2019). <https://doi.org/10.1007/s00221-018-5389-x>.
- [27] G. Pascoletti, D. Catelani, P. Conti, F. Cianetti & E. Zanetti, "Sviluppo di un modello biomeccanico multibody per l'analisi delle cadute in ambito forense," *Analisi. e Calcolo*, 2020. Online: <https://aec-analiscalcolo.it/publicazioni/aec/97/sviluppo-di-un-modello-biomeccanico-multibody-lana/>.
- [28] Sonia Duprey, Alexandre Naaim, Florent Moissenet, Mickaël Begon, Laurence Chèze, Kinematic models of the upper limb joints for multibody kinematics optimisation: An overview, *Journal of Biomechanics*, Volume 62, 2017, Pages 87-94, ISSN 0021-9290, <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.12.005>.
- [29] Laudon, M. F., "Implementation of the Articulated Total Body (ATB) Model on an Apollo Workstation" (1991). Opportunities for Undergraduate Research Experience Program (OURE). 140. <https://scholarsmine.mst.edu/oure/140>.
- [30] Andris Freivalds, Ints Kaleps, Computer-aided strength prediction using the articulated total body model, *Computers & Industrial Engineering*, Volume 8, Issue 2, 1984, Pages 107-118, ISSN 0360-8352, [https://doi.org/10.1016/0360-8352\(84\)90003-2](https://doi.org/10.1016/0360-8352(84)90003-2).
- [31] J. Young, R.F. Chandler, C.C. Snow, K. Robinette, G. Zehner & M. Lofberg, Anthropometric and mass distribution characteristics, 1983.
- [32] Pascoletti, G., Huysmans, T., Conti, P., Zanetti, E.M. (2022). Evaluation of a Morphable Anthropomorphic Articulated Total Body Model. In: Rizzi, C., Campana, F., Bici, M., Gherardini, F., Ingrassia, T., Cicconi, P. (eds) *Design Tools and Methods in Industrial Engineering II*. ADM 2021. Lecture Notes in Mechanical Engineering. Springer, Cham. https://doi.org/10.1007/978-3-030-91234-5_77
- [33] Pascoletti G, Catelani D, Conti P, Cianetti F, Zanetti EM. Multibody Models for the Analysis of a Fall From Height: Accident, Suicide, or Murder? *Front Bioeng Biotechnol*. 2019;7. doi:10.3389/fbioe.2019.00419