

Appendice B

Prove preliminari sui modelli

B.1 Prove sul modello ‘Scatola-Cilindri’

B.1.1 Curve caratteristiche

Di seguito sono riportate le curve caratteristiche di forza attiva e forza passiva del muscolo brachiale (Figura B.1) ottenute tramite lo strumento di plottaggio di OpenSim al variare dell'angolo di flessione del gomito.

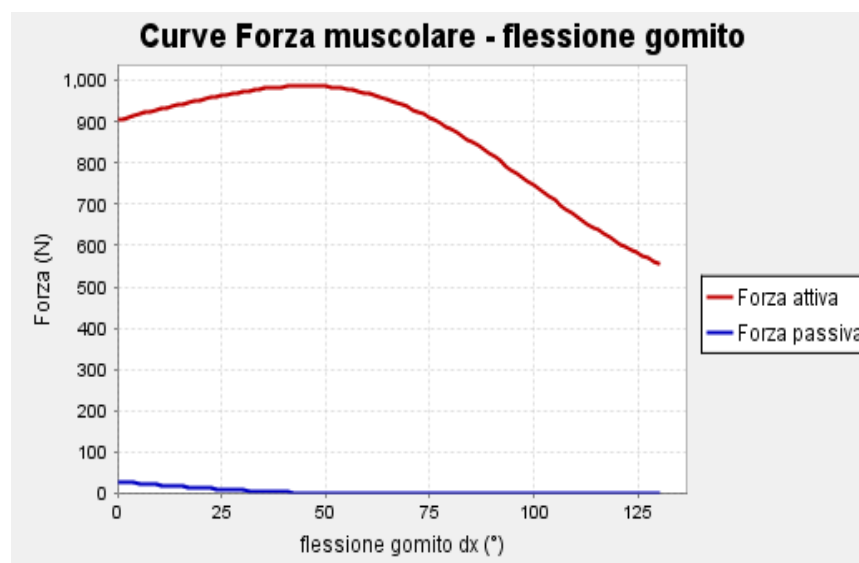


Figura B.1: Grafico delle curve Forza-flessione del gomito per il muscolo brachiale ottenute in OpenSim.

Dalla Figura B.1 si possono svolgere le seguenti osservazioni:

- Curva forza attiva-lunghezza delle fibre: la massima forza sviluppabile dal muscolo (F_0) è pari al valore di 987.26 N impostato nella definizione del muscolo brachiale e si ottiene per una flessione del gomito di 45°;
- Curva forza passiva-lunghezza delle fibre: la forza passiva inizia a svilupparsi a partire da una flessione del gomito pari a 45° fino a raggiungere il massimo (28.47 N) quando il gomito risulta completamente disteso (flessione di 0°).

Al fine di ricostruire le corrette curve caratteristiche con in ordinata la forza sviluppata dal muscolo e in ascissa la lunghezza delle fibre, sono stati esportati da OpenSim i valori di lunghezza e di forza muscolare al variare della flessione-estensione del gomito, e si sono plottati i grafici su Matlab, ottenendo le curve riportate in Figura B.2.

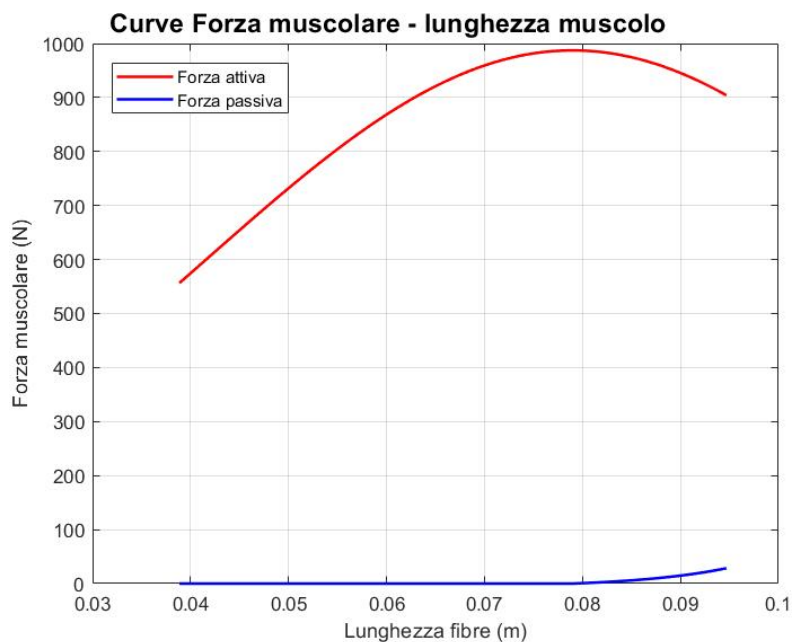


Figura B.2: Grafico delle curve caratteristiche Forza-lunghezza del muscolo brachiale ottenute in Matlab.

La lunghezza ottimale delle fibre muscolari, alla quale si ha la generazione della massima forza, risulta pari a $7.9 \cdot 10^{-2}$ m.

Le curve così costruite sono limitate al range di allungamento e accorciamento permesso dal muscolo in base all'intervallo di flessione-estensione del gomito del modello (da 0° a 130°). Per ottenere le curve complete del modello muscolare di Hill bisogna considerare i parametri inseriti per il muscolo specifico e le costanti che

dipendono dal modello di muscolo utilizzato in OpenSim (vedi par. 2.4). Il modello di muscolo scelto in questo caso si basa sugli studi di Thelen (2003) e i parametri implementati sono riportati in Figura B.3.

<u>max_isometric_force</u>	987.26
<u>optimal_fiber_length</u>	0.0882012
<u>tendon_slack_length</u>	0.0540588
<u>pennation_angle_at_optimal</u>	0.0
max_contraction_velocity	10.0
ignore_tendon_compliance	<input type="checkbox"/>
ignore_activation_dynamics	<input type="checkbox"/>
default_activation	0.05
default_fiber_length	0.1
activation_time_constant	0.015
deactivation_time_constant	0.05
<u>FmaxTendonStrain</u>	0.04
<u>FmaxMuscleStrain</u>	0.6
<u>KshapeActive</u>	0.45
<u>KshapePassive</u>	5.0
<u>Af</u>	0.25
<u>Flen</u>	1.4
<u>fv_linear_extrap_threshold</u>	0.95

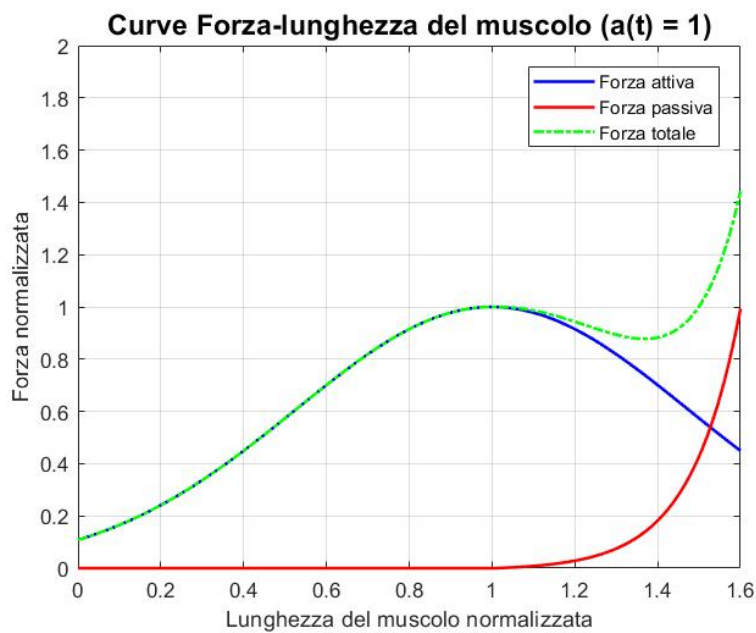
Figura B.3: Parametri caratteristici impostati nel modello per il muscolo brachiale.

In Figura B.3 sono sottolineati quei parametri che vanno a definire le curve caratteristiche del muscolo brachiale: in rosso i parametri che variano a seconda del muscolo, in azzurro quelli costanti tra i muscoli del modello. In particolare:

- Max_isometric_force: massima forza isometrica specifica del muscolo;
- Optimal_fiber_length: lunghezza ottimale delle fibre;
- Tendon_slack_length: lunghezza a riposo del tendine;
- Pennation_angle_at_optimal: angolo di pennatura delle fibre alla lunghezza ottimale del muscolo;
- FmaxTendonStrain: deformazione del tendine dovuta alla massima forza isometrica;
- FmaxMuscleStrain: deformazione passiva delle fibre dovuta alla massima forza isometrica;
- KShapeActive: fattore di forma della curva gaussiana forza attiva-lunghezza del muscolo;

- KShapePassive: fattore di forma della curva esponenziale forza passiva-lunghezza del muscolo;
- Af: fattore di forma della curva forza-velocità di accorciamento delle fibre;
- Flen: massima forza muscolare normalizzata ottenibile quando il muscolo si sta allungando;
- Fv_linear_extrap_threshold: soglia oltre la quale si utilizza l'estrapolazione lineare.

Utilizzando i suddetti parametri e le relazioni del modello di Thelen, trascritte in *Complete Description of the Thelen2003Muscle Model* di C. John, sono state costruite le curve caratteristiche al variare della lunghezza normalizzata del muscolo (Figura B.4).



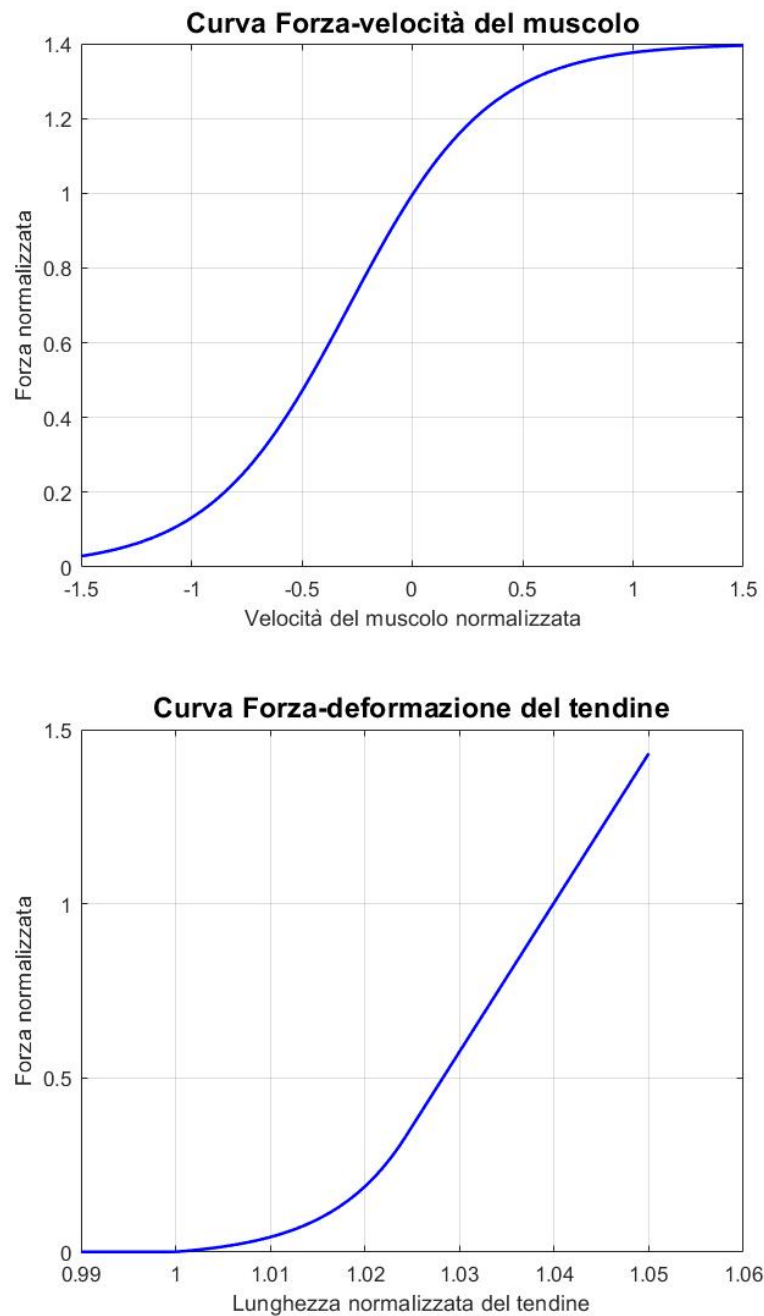


Figura B.4: Grafici delle curve caratteristiche della dinamica di contrazione del muscolo brachiale
Specificata fonte non valida..

La forza totale sviluppata dal muscolo dipende dalla lunghezza delle fibre e del tendine, dalla velocità di contrazione delle fibre e dall'attivazione (Equazione 2.5). È possibile costruire un grafico tridimensionale i cui assi rappresentano la forza sviluppata dal muscolo, la velocità di accorciamento-allungamento delle fibre e la lunghezza delle fibre, per un'attivazione muscolare massima ($a(t) = 1$) (Figura B.5).

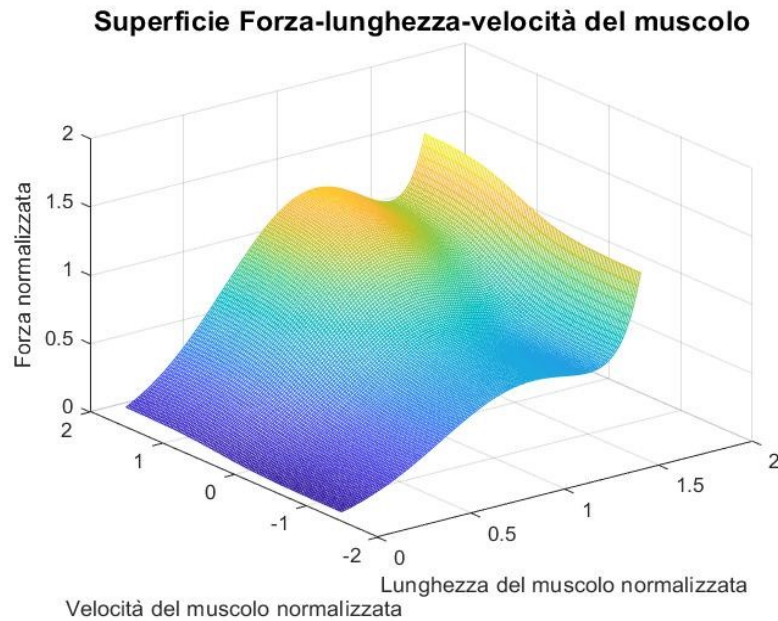


Figura B.5 Grafico di superficie raffigurante la relazione forza-lunghezza-velocità di contrazione per il muscolo brachiale.

B.1.2 Prove iniziali sul modello

Le prove effettuate sul modello ‘Scatola-Cilindri’ differiscono per il tipo di input dato al modello:

- Funzione cinematica: è stato creato un file .mot che descrive la variazione nel tempo dei due gradi di libertà presenti nel modello, ovvero le flessione-estensioni dei gomiti destro e sinistro (r_elbow_flex e l_elbow_flex);
- Eccitazione neurale $u(t)$: è stato creato un file .xml contenente il *ControlSet*, ovvero l’insieme di coppie tempo-livello di eccitazione neurale dei due muscoli del modello (brachiale destro e sinistro);
- Forza: è stata inserita nel modello una *PrescribedForce*, in modo da simulare una spinta sul braccio che comporta una variazione della flessione-estensione del gomito, senza attivazione dei muscoli.

Nel primo caso (funzione cinematica in ingresso), si è andati a valutare il momento generato a livello delle articolazioni tramite lo strumento Dinamica Inversa di OpenSim; il livello di attivazione muscolare $a(t)$ e la forza generata dai muscoli per effettuare il movimento richiesto, andando a confrontare i risultati ottenuti tramite l’Ottimizzazione Statica e la CMC; per ultimo si sono validati i risultati precedenti

tramite la Dinamica Diretta, inserendo in input le eccitazioni neurali calcolate da Ottimizzazione Statica e CMC e confrontando la cinematica che si ottiene con quella data in ingresso.

Nel secondo caso (eccitazione neurale in ingresso), si è valutato tramite Dinamica Diretta il movimento generato dall'eccitazione inserita come input, in termini di variazione di flessione-estensione dei gomiti destro e sinistro.

Nell'ultimo caso (*PrescribedForce*), si sono valutate le variazioni di flessione-estensione dei gomiti e di lunghezza delle fibre muscolari causate dall'inserimento di una forza nel modello.

Così come per la realizzazione del modello 'Scatola-Cilindri', anche per effettuare le prove sul modello si è avvalsi dell'Application Programming Interface di OpenSim, utilizzando l'interfaccia con Matlab per richiamare gli strumenti di OpenSim e ottenere gli output desiderati.

1. FUNZIONE CINEMATICA

Per inserire in input una variazione dei gradi di libertà del modello è necessario creare un file .mot, in cui vengono indicati per ogni istante di tempo i valori dei GDL. Si è utilizzato quindi uno script Matlab, il quale restituisce, inserendo in ingresso i vettori indicanti il tempo e i valori dei GDL, il file con estensione .mot compilato.

Si è scelto di effettuare per questo primo punto diverse prove, andando a variare il tipo di cinematica posta in ingresso.

FUNZIONE CINEMATICA LINEARE

Gli angoli articolari dei gomiti destro e sinistro variano linearmente a partire dalla configurazione con braccia distese (flessione del gomito di 0°) fino al valore massimo di flessione permesso dal modello (flessione del gomito di 130°) nell'arco di 1 secondo di tempo. Di seguito viene riportata la funzione implementata (Figura B.6), applicata ad entrambi i gradi di libertà del modello.

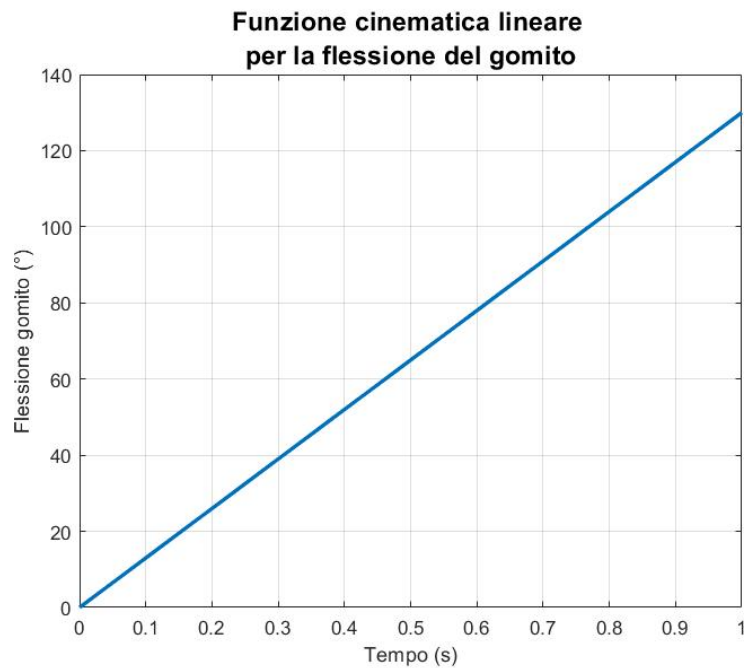


Figura B.6: Grafico della funzione cinematica per la flessione dei gomiti destro e sinistro del modello.

Si è utilizzato lo strumento di Dinamica Inversa attraverso uno script Matlab, in cui si inseriscono i file di input richiesti dallo strumento (vedi par. 1.2.4), si lancia la simulazione e si ottiene il file di output .sto contenente i momenti articolari dei GDL del modello.

I risultati ottenuti dalla simulazione sono riportati nella Figura B.7.

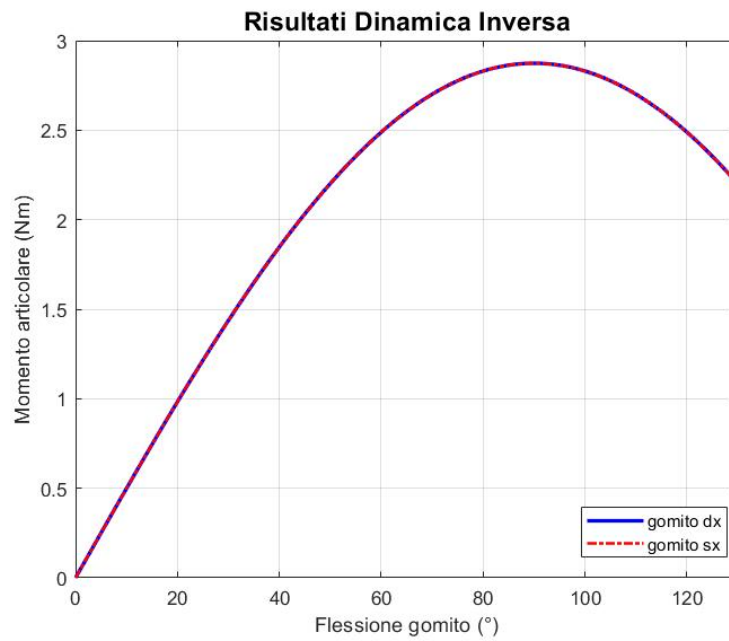


Figura B.7: Grafico dei momenti che si generano alle articolazioni in funzione dell'angolo al gomito.

Per comprendere i risultati vado a calcolare il momento che si genera all'articolazione di gomito considerando la distanza d tra l'articolazione e il centro di massa dell'avambraccio, la massa m dell'avambraccio e l'accelerazione di gravità g . Utilizzando una cinematica lineare, le velocità e le accelerazioni lineari e angolari sono nulle, quindi non sono presenti forze e momenti d'inerzia. Di conseguenza il momento articolare è pari a (Equazione B.1):

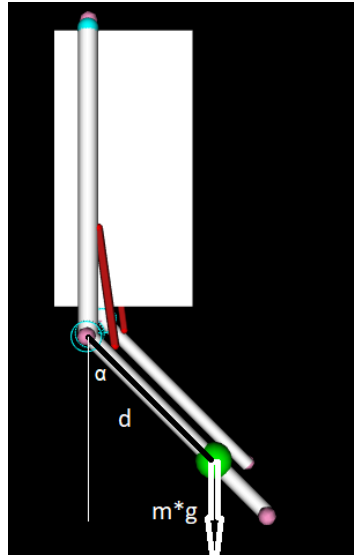


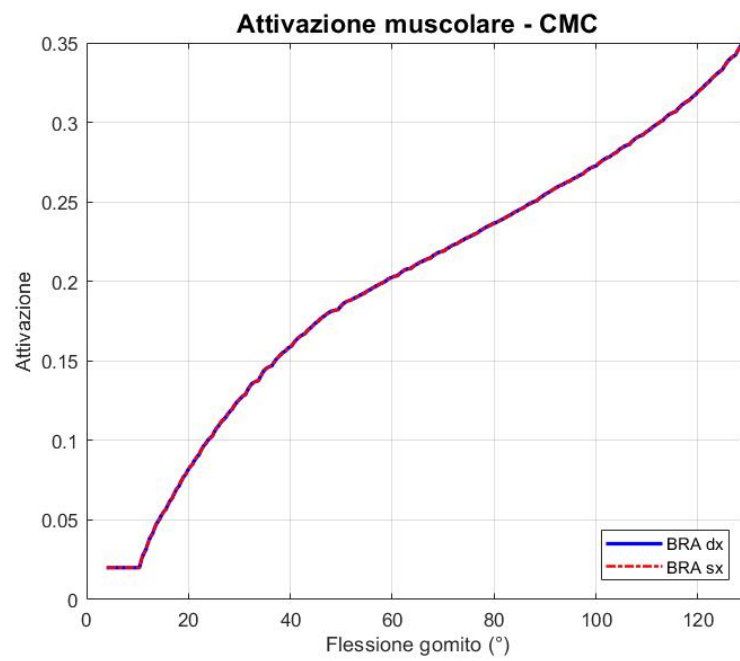
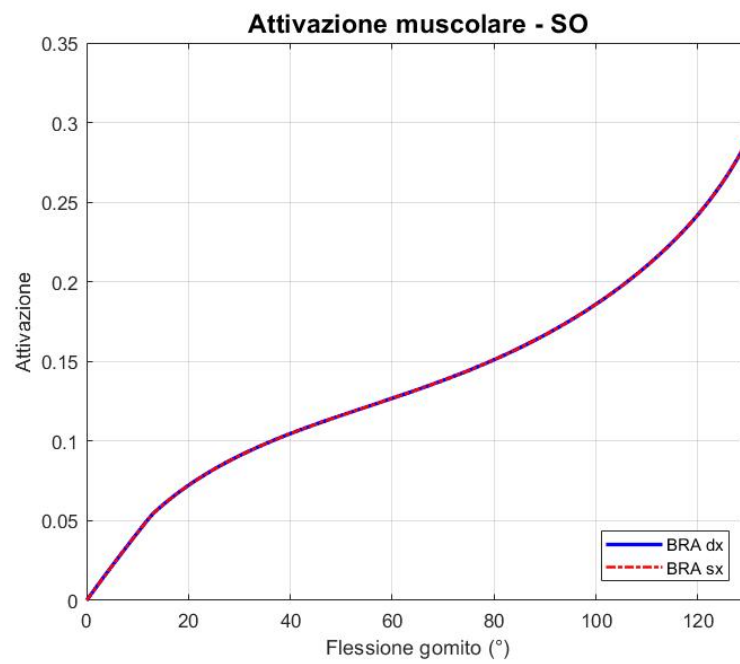
Figura B.8: Calcolo del momento all'articolazione di gomito con dettaglio del centro di massa dell'avambraccio. d = distanza articolazione-COM; α = angolo di flessione-estensione; m = massa dell'avambraccio; g = accelerazione di gravità.

$$M = d * \sin(\alpha) * m * g \quad (B.1)$$

I risultati del calcolo del momento articolare al variare dell'angolo di flessione del gomito (Equazione B.1) verificano i risultati ottenuti tramite lo strumento di Dinamica Inversa.

Per ottenere l'attivazione muscolare $a(t)$ e la forza sviluppata dai muscoli brachiale destro e sinistro, si sono utilizzati gli strumenti di Ottimizzazione Statica e CMC attraverso gli script Matlab, in cui si inseriscono i file di input richiesti dagli strumenti (vedi par. 1.2.5 e 1.2.6), si lancia la simulazione e si ottengono i file di output .sto contenenti i gradi di attivazione dei muscoli del modello e la forza generata. Per quanto riguarda l'Ottimizzazione Statica, in questo caso si è utilizzata la relazione forza-lunghezza-velocità del muscolo, la quale calcola la forza muscolare considerando le proprietà del muscolo al variare della lunghezza delle fibre e della velocità di accorciamento.

Di seguito sono riportati i confronti tra i risultati dei due metodi di calcolo della forza muscolare.



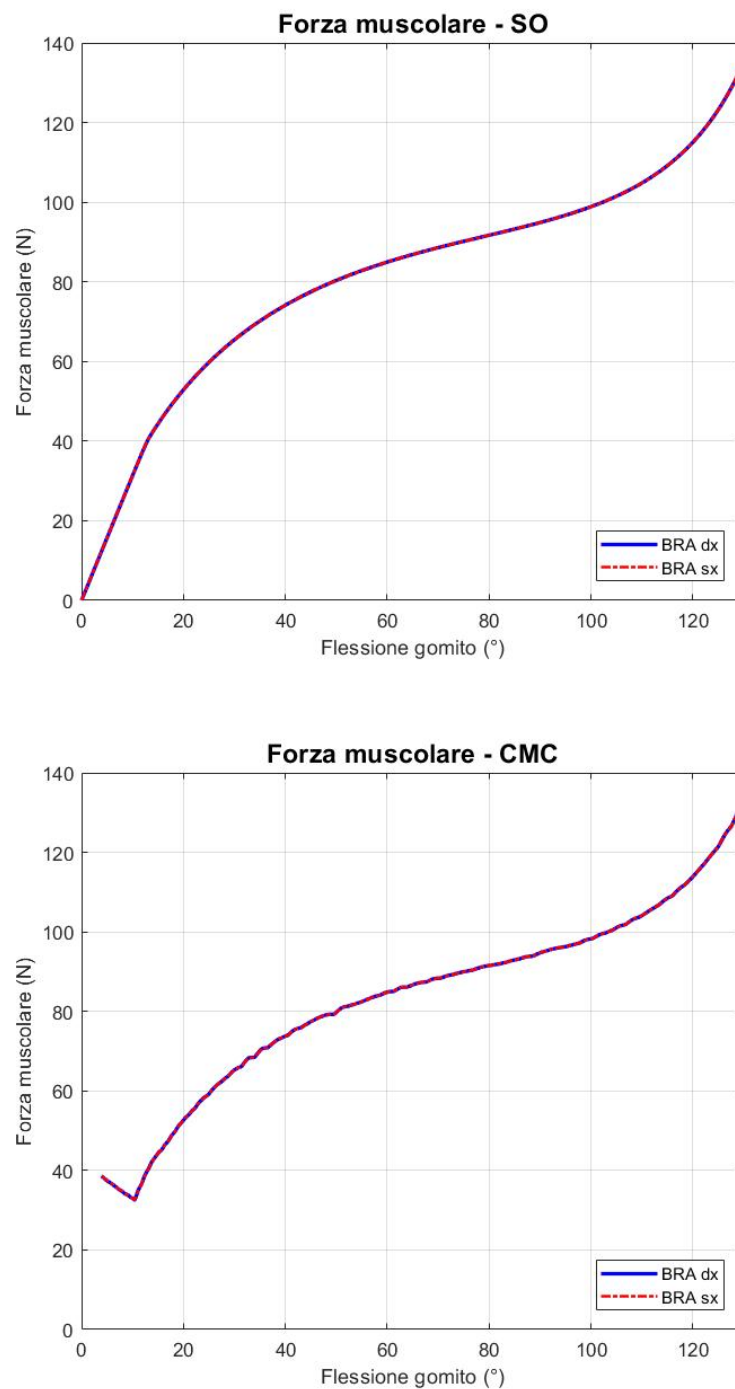
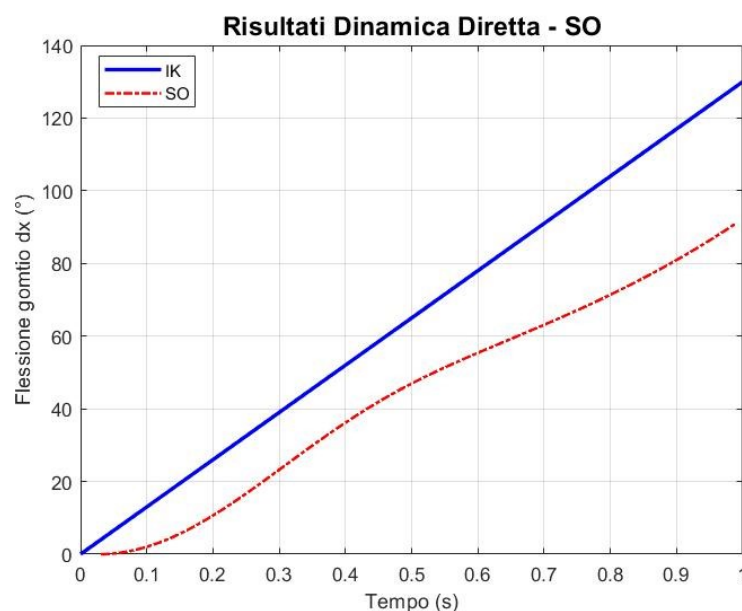


Figura B.9: Grafici dell'attivazione e della forza sviluppata dal muscolo al variare dell'angolo al gomito, calcolate tramite Ottimizzazione Statica e CMC.

I risultati dei due metodi di calcolo presentano lo stesso andamento anche se l'attivazione muscolare calcolata tramite il CMC risulta più elevata. La forza muscolare calcolata è uguale per entrambi i metodi a partire da una flessione di 10,5°. Per una flessione del gomito compresa tra 0 e 10,5° il calcolo della forza e

dell'attivazione svolto con CMC differisce dai risultati dell'Ottimizzazione Statica. Questo è dovuto al diverso metodo utilizzato dai due strumenti: mentre l'Ottimizzazione Statica calcola la forza totale sviluppata dal muscolo in modo da compensare il momento che si genera all'articolazione, considerando la lunghezza e la velocità di accorciamento del muscolo, il CMC suddivide la forza totale nei due contributi di forza attiva e passiva e riscontra dei problemi nel calcolo del livello di attivazione del muscolo quando la componente di forza passiva, che tende a portare l'avambraccio verso l'angolo di flessione ottimale, è elevata, ma il braccio deve seguire la cinematica imposta. Il valore di $10,5^\circ$ è infatti pari all'angolo articolare in cui si ha il raggiungimento dell'equilibrio delle forze agenti su modello in assenza di forza attiva.

Infine, si sono verificati i risultati dei due metodi andando a effettuare la Dinamica Diretta a partire dai valori di eccitazione neurale ottenuti dalla SO e dal CMC. In output si ottengono gli angoli di flesso-estensione dei gomiti destro e sinistro del modello ottenuti per il livello di attivazione muscolare imposto. I risultati sono confrontati con la funzione cinematica lineare iniziale.



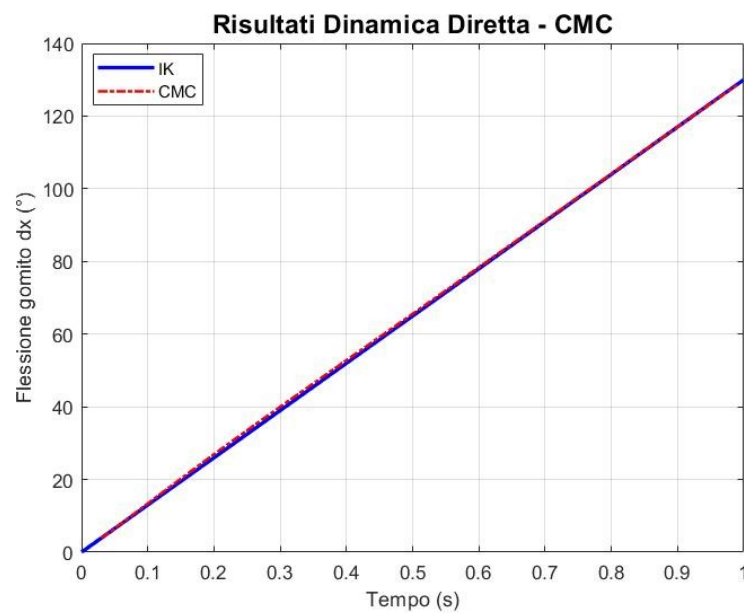


Figura B.10: Confronto tra la cinematica di input (IK) e la cinematica ricostruita tramite la Dinamica Diretta utilizzando come input i risultati dell'Ottimizzazione Statica (SO) e del CMC.

Si osserva che il controllo neurale calcolato tramite il CMC è più preciso rispetto all'eccitazione ottenuta dall'Ottimizzazione Statica. Infatti, ponendolo in ingresso alla Dinamica Diretta, ricostruisce la cinematica desiderata.

FUNZIONE CINEMATICA LINEARE – osservazioni su SO

Il calcolo del grado di attivazione e della forza generata dal muscolo attraverso l'Ottimizzazione Statica di OpenSim può avvenire utilizzando i generatori di forza ideali oppure la relazione forza-lunghezza-velocità del muscolo. Di seguito (Figura B.11) è riportato il confronto tra i due metodi.

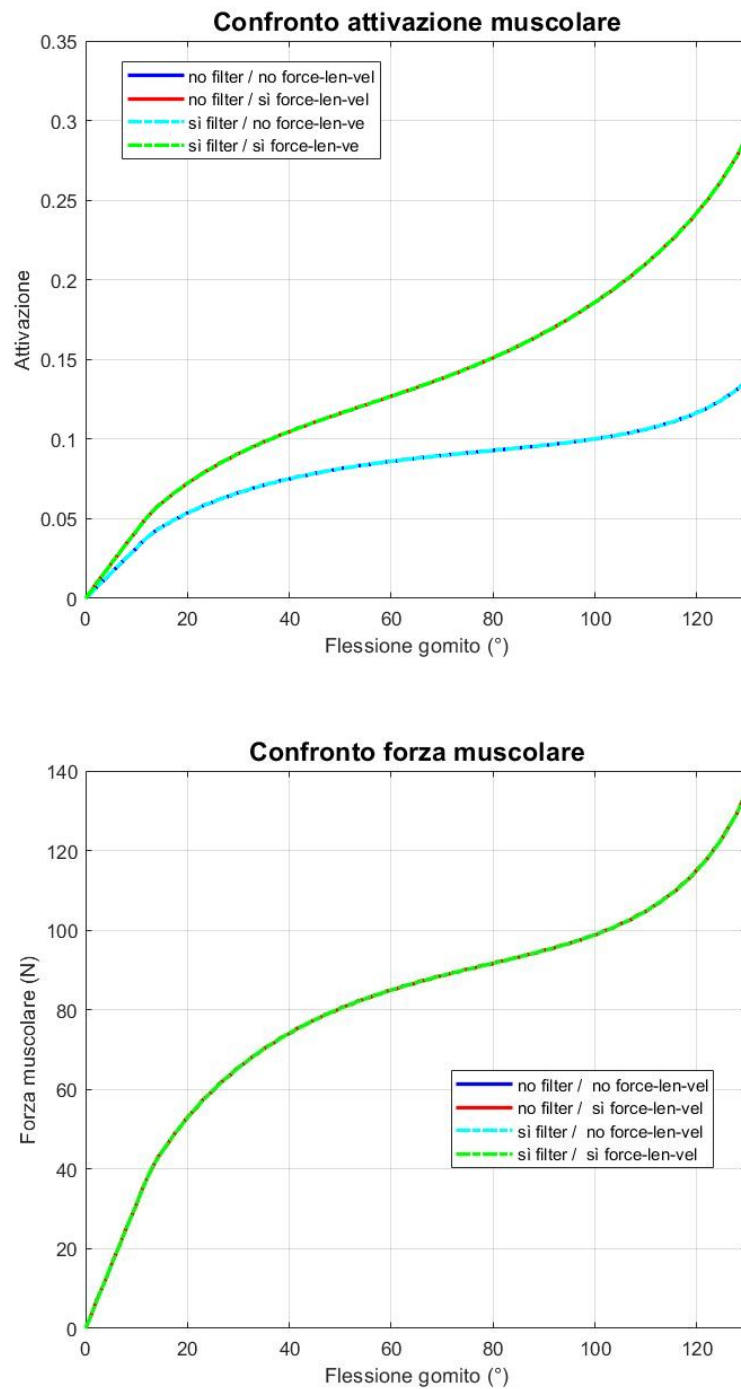


Figura B.11: Grafici dell'attivazione e della forza sviluppata dal muscolo al variare dell'angolo al gomito, calcolate tramite Ottimizzazione Statica, inserendo il filtro o meno e scegliendo tra generatori di forza ideale o relazione forza-lunghezza-velocità del muscolo.

Il momento generato dalla forza muscolare deve essere pari al momento all'articolazione corrispondente, quindi in entrambi i casi si ottiene la stessa forza muscolare, quello che varia è il grado di attivazione. Infatti, nel caso dei generatori di forza ideali la forza sviluppata dal muscolo è pari al prodotto tra l'attivazione $a(t)$ e

la massima forza isometrica F_0 , mentre quando si utilizza la relazione forza-lunghezza-velocità del muscolo, la massima forza isometrica è già scalata in base alla lunghezza e alla velocità di accorciamento del muscolo, quindi l'attivazione necessaria per ottenere la stessa forza muscolare deve essere più elevata.

Quando si inserisce il file di input con la cinematica di movimento, gli strumenti di OpenSim consentono il filtraggio dei dati in modo da eliminare le variazioni ad alta frequenza, dovute alla differenza tra la traiettoria dei marker sperimentali e quella dei marker del modello durante il calcolo della cinematica inversa, con un filtro passabasso con frequenza di tagli di 6 Hz di default. Dato che per questa simulazione si è utilizzata una funzione lineare creata senza partire dalla traiettoria dei marker sul soggetto, non avrebbe senso filtrare i dati (è stato fatto solo per verificare di ottenere gli stessi risultati).

Per verificare che la forza muscolare ottenuta tramite lo strumento di OpenSim con metodo dei 'generatori di forza ideale' sia pari alla forza che deve sviluppare il muscolo per compensare il momento articolare calcolato dalla Dinamica Inversa, si sono svolti i calcoli in uno script Matlab.

Infatti, la sommatoria dei momenti generati dai muscoli che agiscono sull'articolazione considerata deve uguagliare il momento articolare (Equazione 1.4)

Dato che l'articolazione di gomito presenta un solo muscolo, la forza muscolare è calcolata come rapporto tra il momento articolare M e il braccio del muscolo r_m :

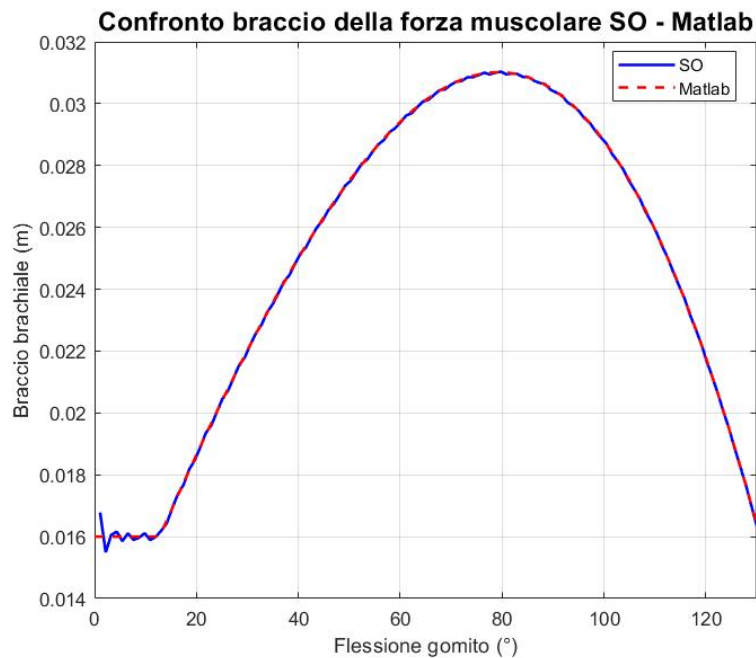
$$F_m = \frac{M}{r_m} \quad (\text{B.2})$$

Il muscolo brachiale del modello 'Scatola-Cilindri' si avvolge attorno ad un *WrapObject* quando l'angolo di flessione del gomito è compreso tra 0° e circa 13° , quindi si è considerato il braccio del muscolo pari al raggio dell'oggetto di avvolgimento (un cilindro) durante questo intervallo di flessione. Oltre i 13° di angolo di flessione si calcola il braccio tra la direzione di applicazione della forza muscolare e il centro dell'articolazione di gomito al variare dell'angolo di flesso-estensione.

Dalla forza muscolare calcolata tramite l'Equazione B.2, si ottiene l'attivazione muscolare pari al rapporto tra la massima forza isometrica del muscolo e la forza muscolare richiesta per eguagliare il momento articolare:

$$a_m = \frac{F_m}{F_0} \quad (\text{B.3})$$

Di seguito (Figura B.12) è riportato il confronto tra il braccio della forza, la forza muscolare e l'attivazione ottenuti da OpenSim con gli stessi calcolati tramite lo script Matlab utilizzando le equazioni precedenti.



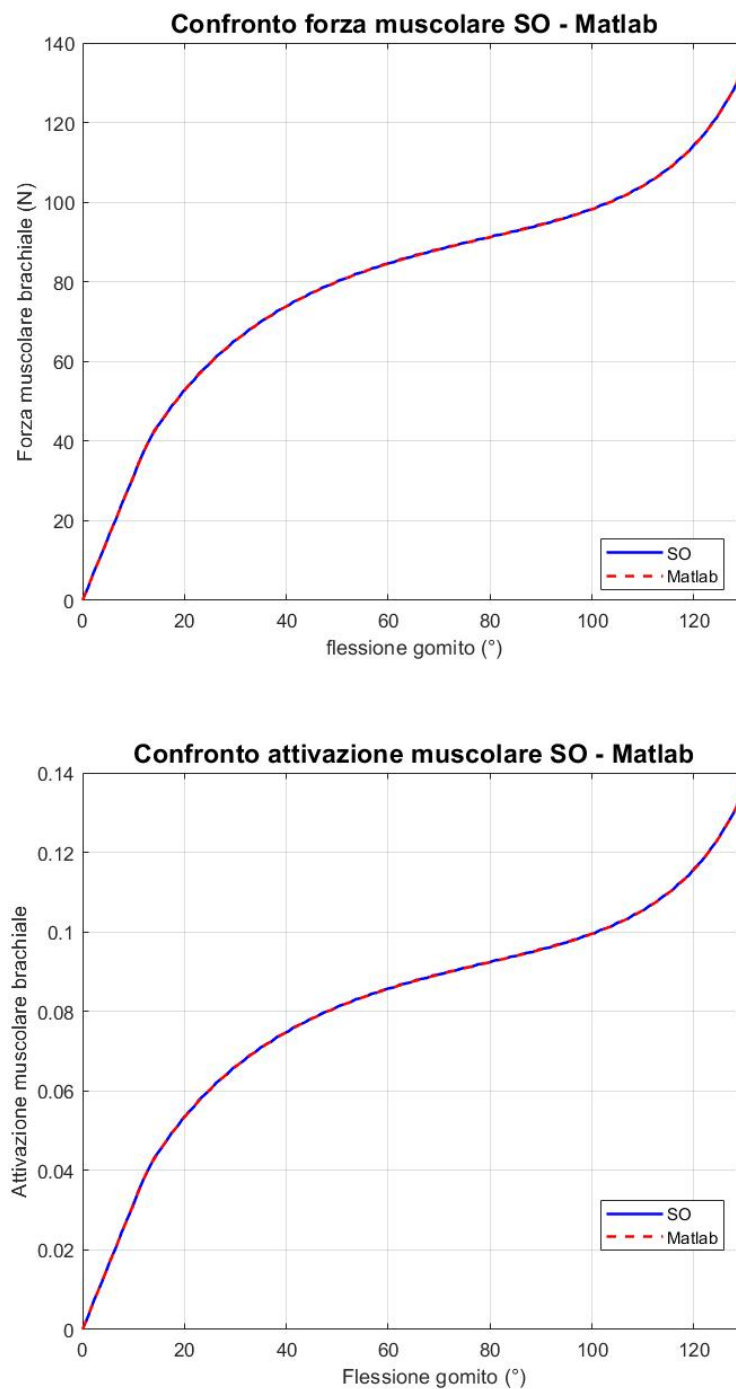


Figura B.12: Grafici con il confronto tra i risultati ottenuti dall'Ottimizzazione Statica e i risultati del calcolo effettuato in Matlab.

Si è verificato che i risultati fossero gli stessi per il braccio destro e sinistro. Nei grafici in Figura B.12 sono riportati i confronti considerando unicamente il muscolo brachiale del braccio destro.

Per ultimo si è messo a confronto il risultato della Dinamica Diretta, ottenuto utilizzando come input il controllo neurale calcolato con i due metodi dell'ottimizzazione statica, con la cinematica lineare di partenza (Figura B.13).

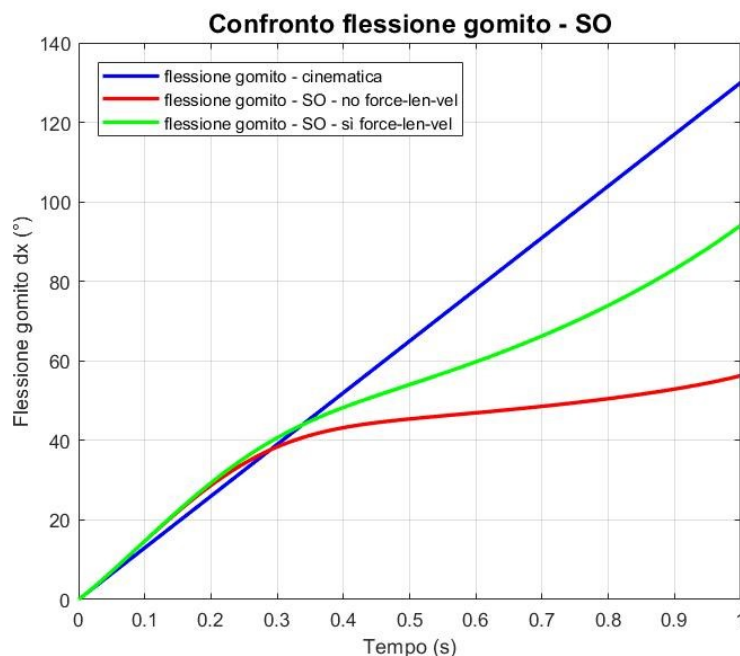


Figura B.13: Confronto tra la cinematica di input e la cinematica ricostruita tramite la Dinamica Diretta utilizzando come input i risultati dell'Ottimizzazione Statica (SO) calcolati con i generatori di forza ideale (no force-len-vel) o con la relazione forza-lunghezza-velocità (sì force-len-vel).

Si nota che il calcolo dell'eccitazione neurale utilizzando la relazione forza-lunghezza-velocità del muscolo consente di ottenere una cinematica più vicina a quella lineare posta in ingresso.

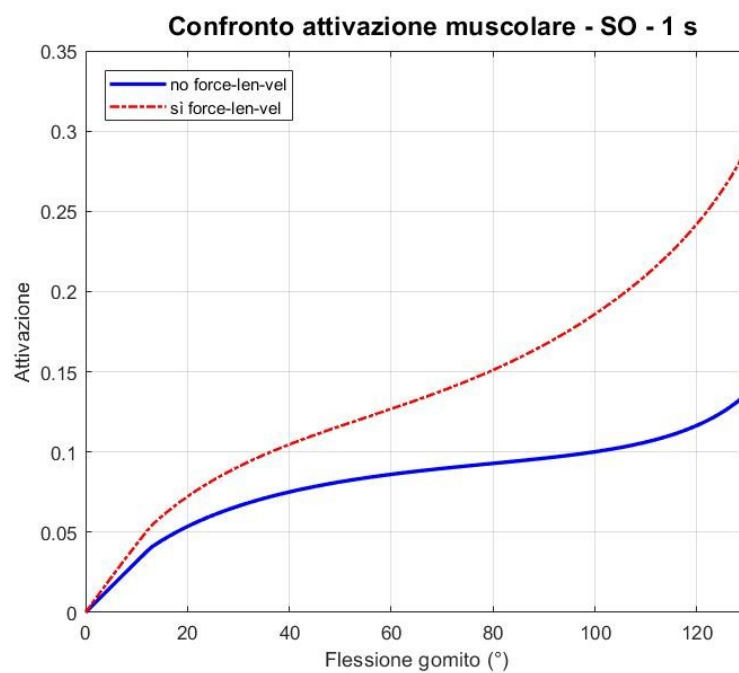
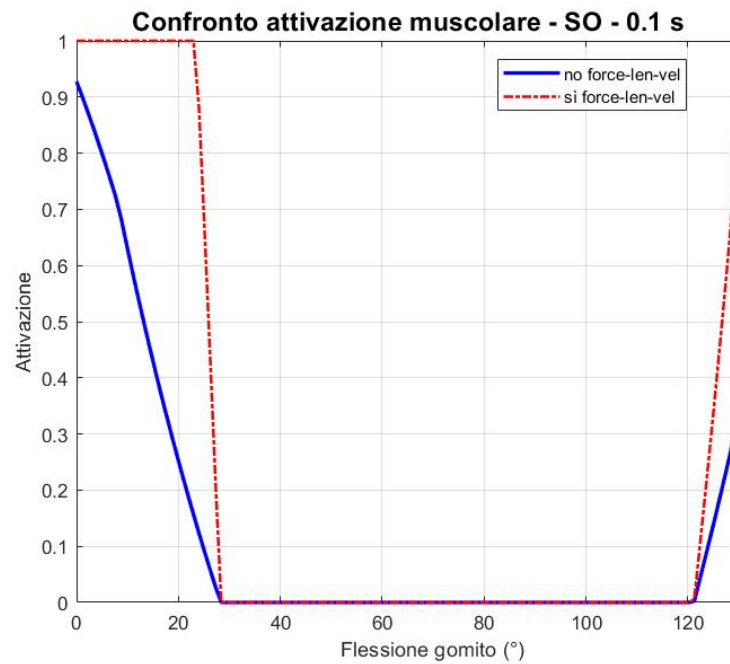
FUNZIONE CINEMATICA LINEARE – variazione dei tempi

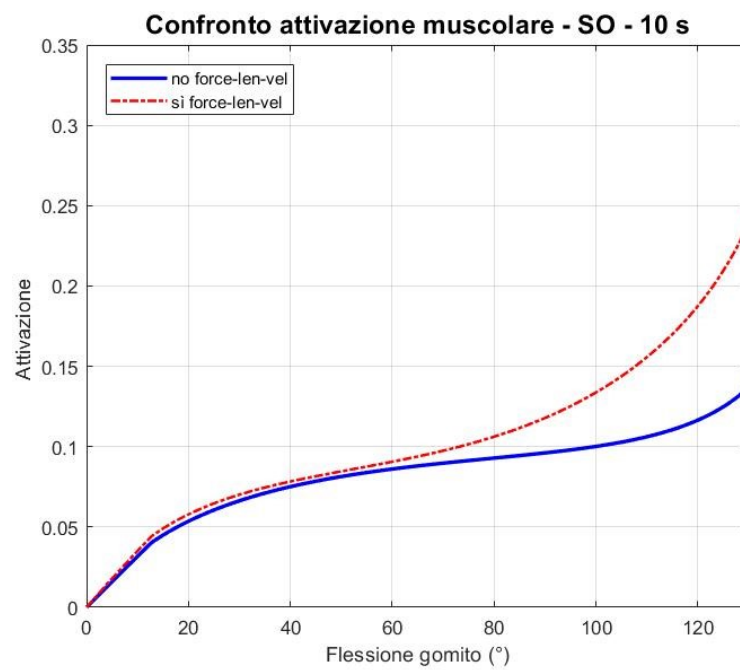
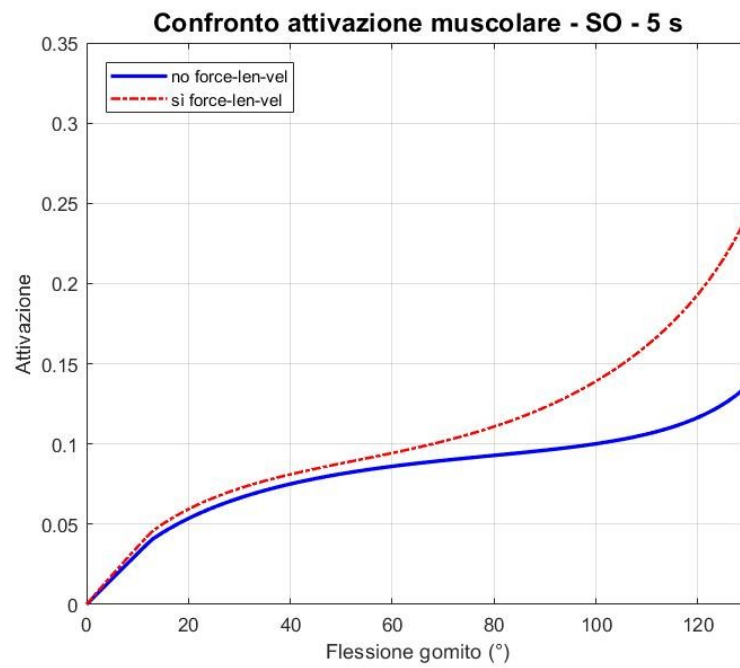
Per comprendere l'influenza della velocità di esecuzione del movimento cinematico sui risultati dell'ottimizzazione statica e del CMC, si è andati a variare il vettore dei tempi nella cinematica di movimento imposta: inizialmente l'angolo di flesso-estensione del braccio variava linearmente da 0° a 130° in un secondo, ora si effettuano le prove impostando tempi di 0,1 s, 5 s, 10 s e 100 s. Si ipotizza, infatti, che, simulando una condizione quasi statica del movimento, l'ottimizzazione statica, la quale non integra tra un istante di tempo e il successivo, riuscirà a riprodurre meglio il

movimento cinematico. La CMC invece dava dei risultati soddisfacenti anche per tempi di un secondo.

I risultati dell'ottimizzazione statica sono riportati nei grafici in Figura B.14 e Figura B.15.

Attivazione muscolare:





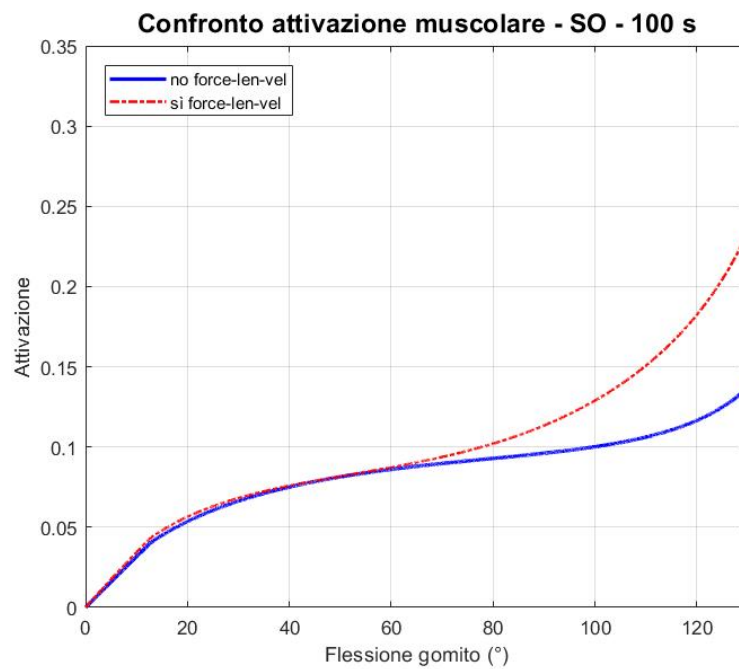
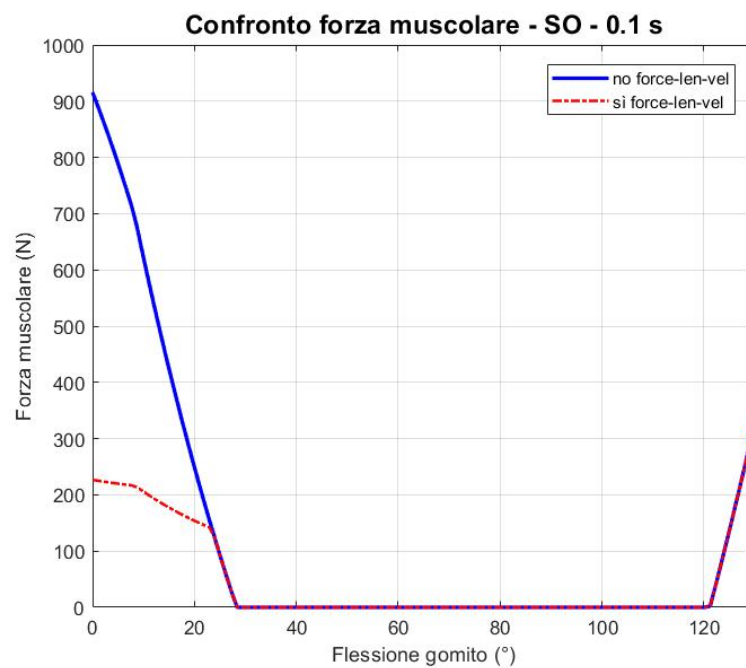
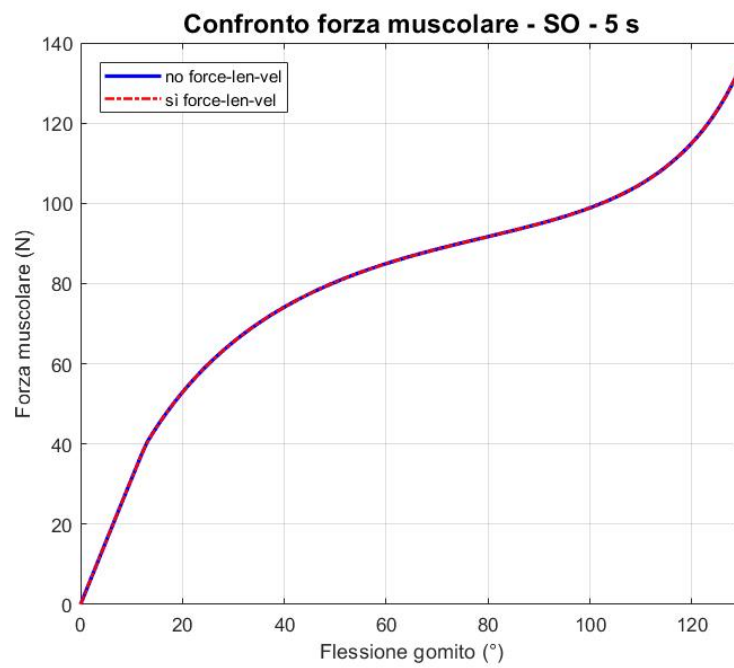
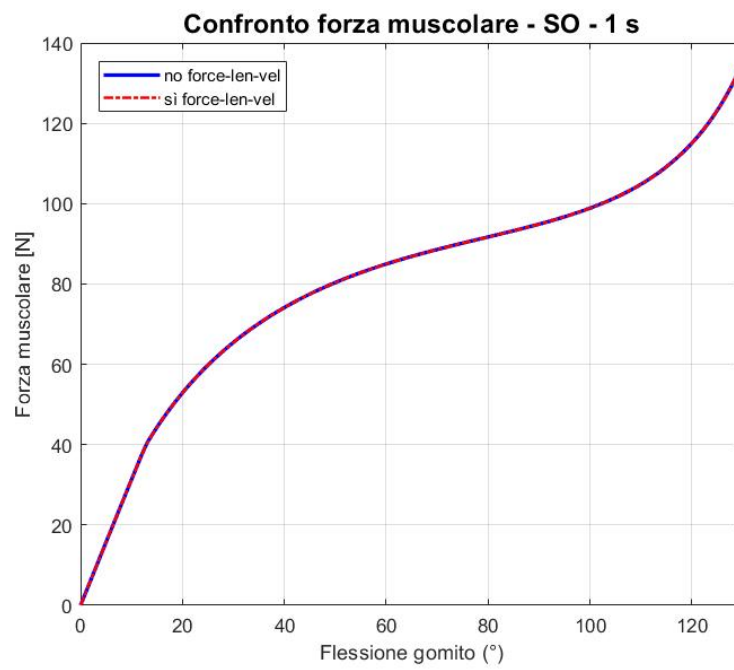


Figura B.14: Grafici dell'attivazione muscolare ottenuta al variare del tempo di esecuzione del movimento articolare con i due metodi consentiti dalla Ottimizzazione Statica.

Forza muscolare:





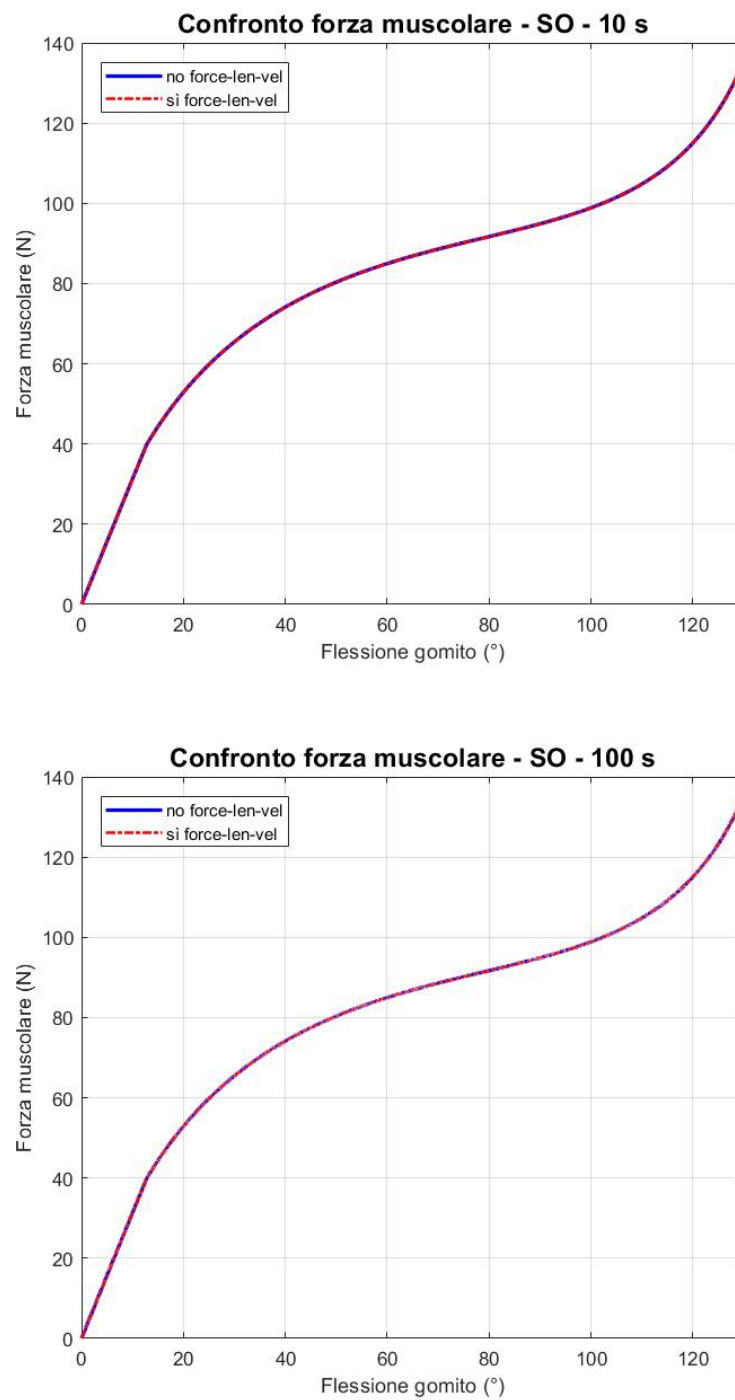
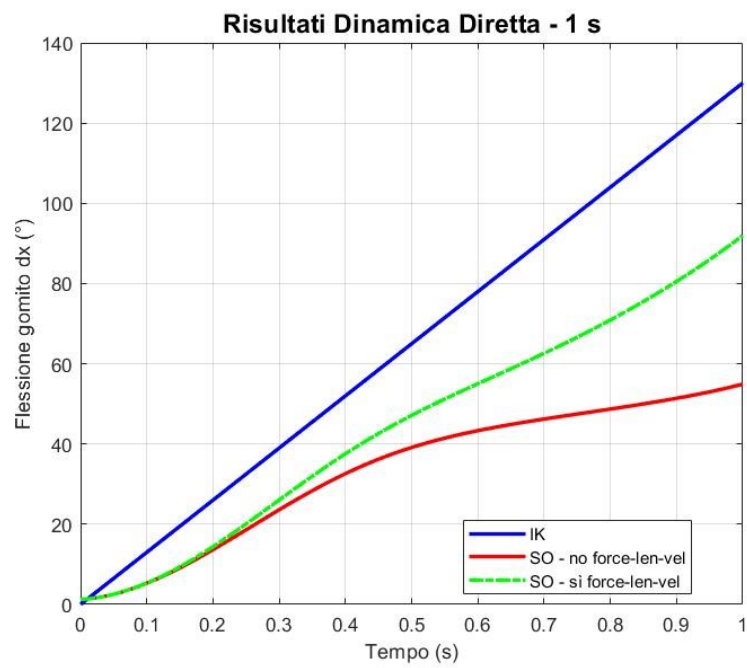
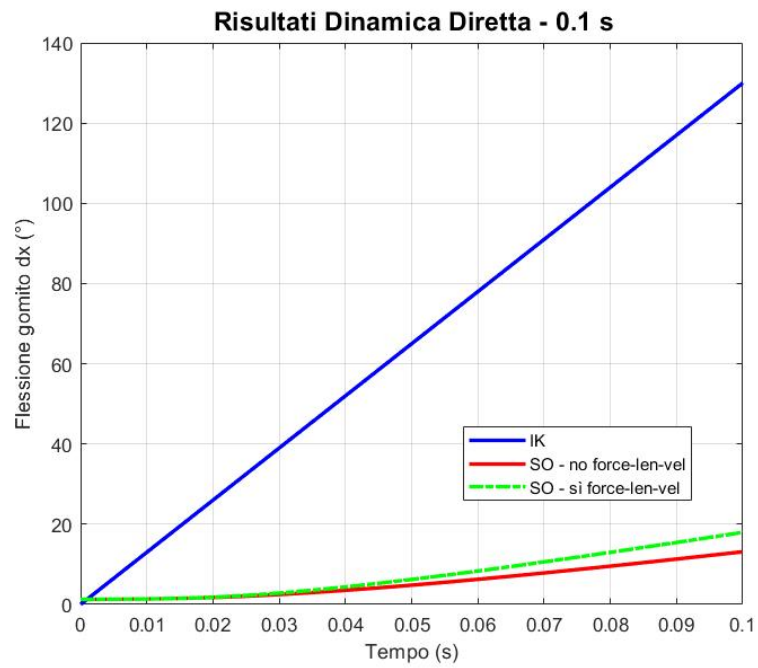
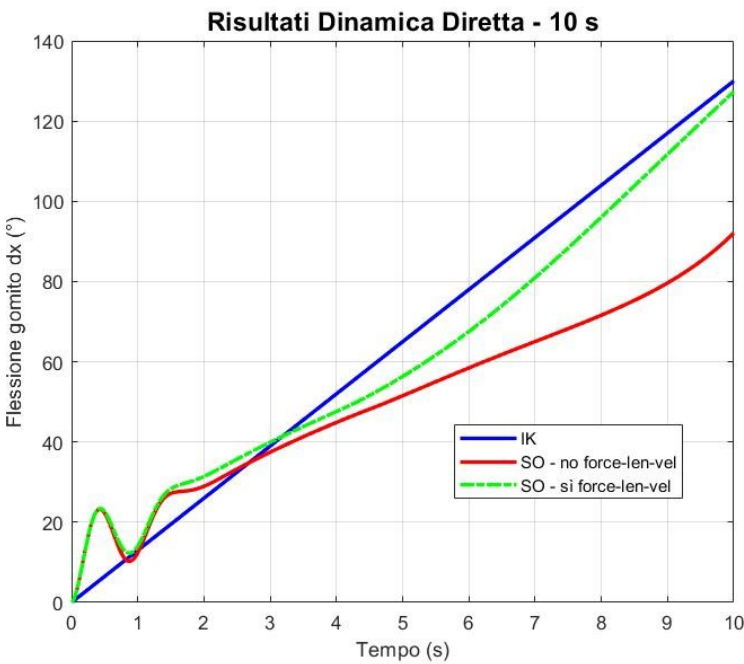
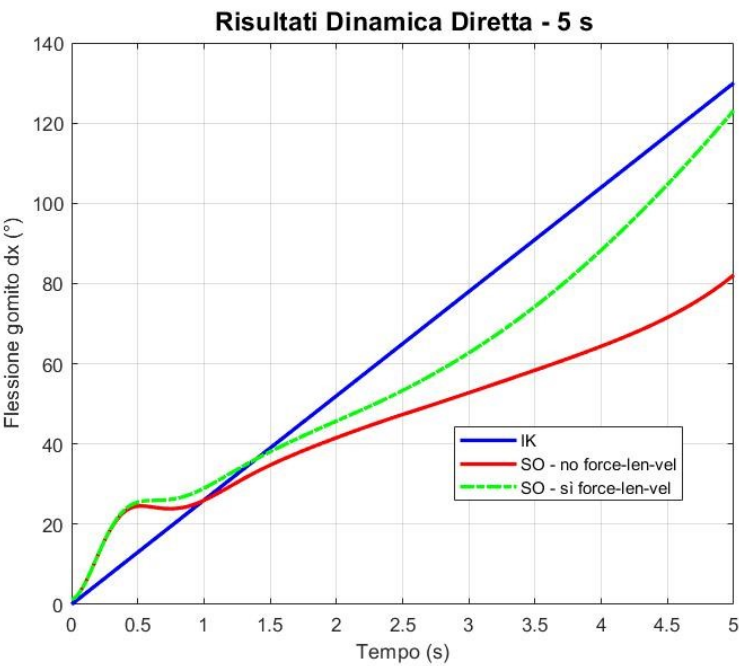


Figura B.15: Grafici della forza muscolare ottenuta al variare del tempo di esecuzione del movimento articolare con i due metodi consentiti dalla Ottimizzazione Statica.

Risultati Dinamica Diretta:





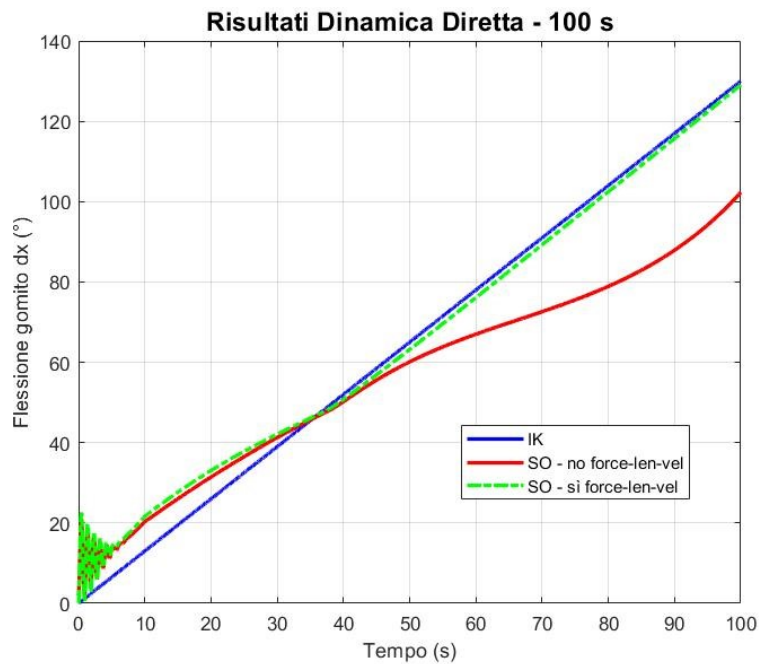
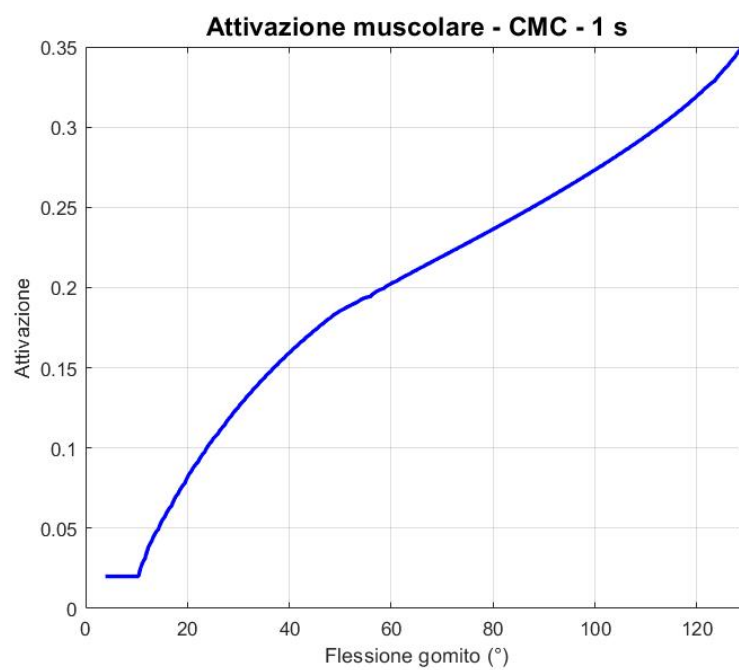
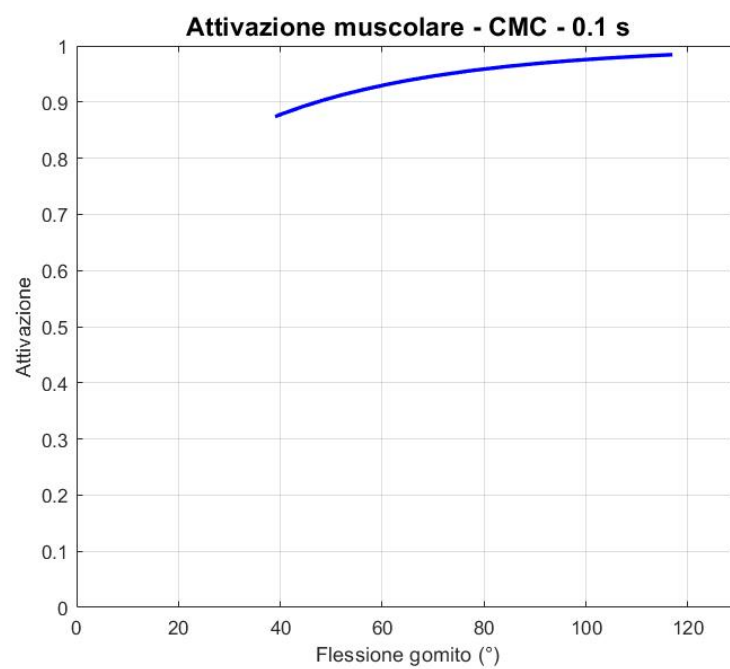


Figura B.16: Confronto tra la cinematica di input (IK) e la cinematica ricostruita tramite la Dinamica Diretta utilizzando come input i risultati dell'Ottimizzazione Statica (SO) calcolati nei due metodi.

All'aumentare del tempo di esecuzione del movimento l'ottimizzazione Statica, utilizzando la relazione forza-lunghezza-velocità del muscolo, riesce a riprodurre la cinematica lineare posta in ingresso. Per bassi valori di flessione si hanno oscillazioni ad una frequenza sempre maggiore all'aumentare del supporto temporale, dovute al contributo passivo del muscolo, che richiamando l'avambraccio, non riesce a mantenere la flessione al valore voluto dalla cinematica per un movimento sempre più lento.

I risultati del CMC sono riportati nella Figura B.17 e Figura B.18.

Attivazione muscolare:



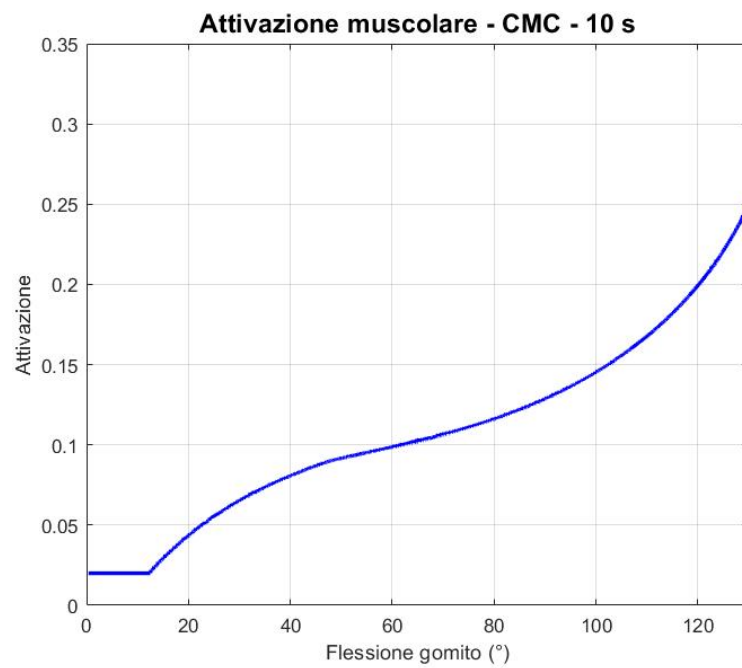
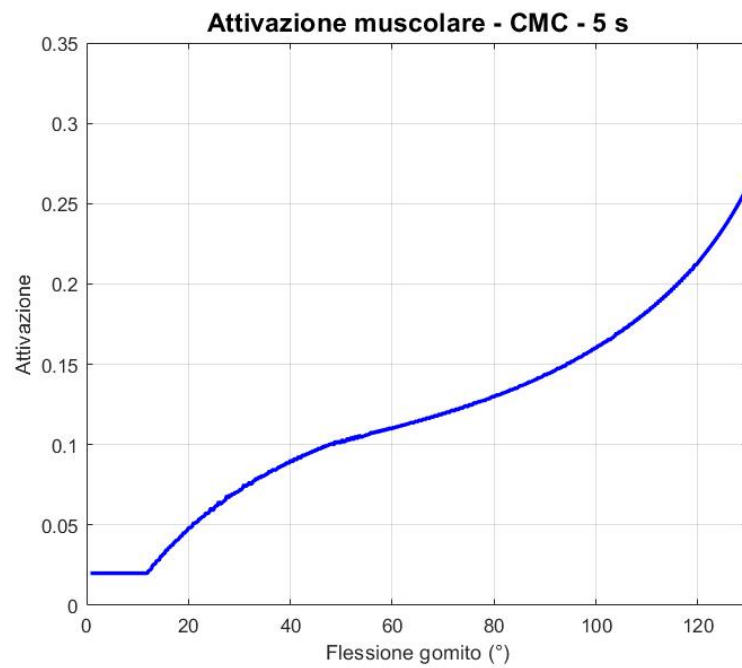
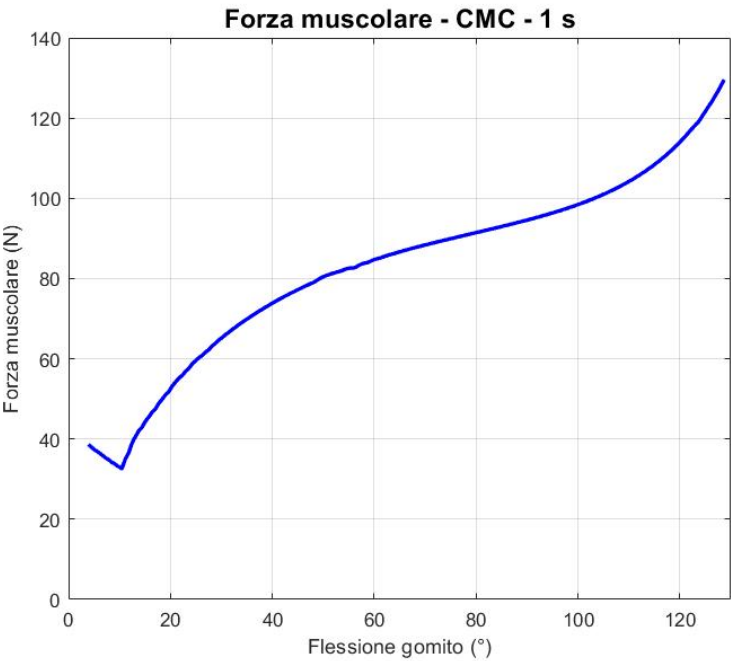
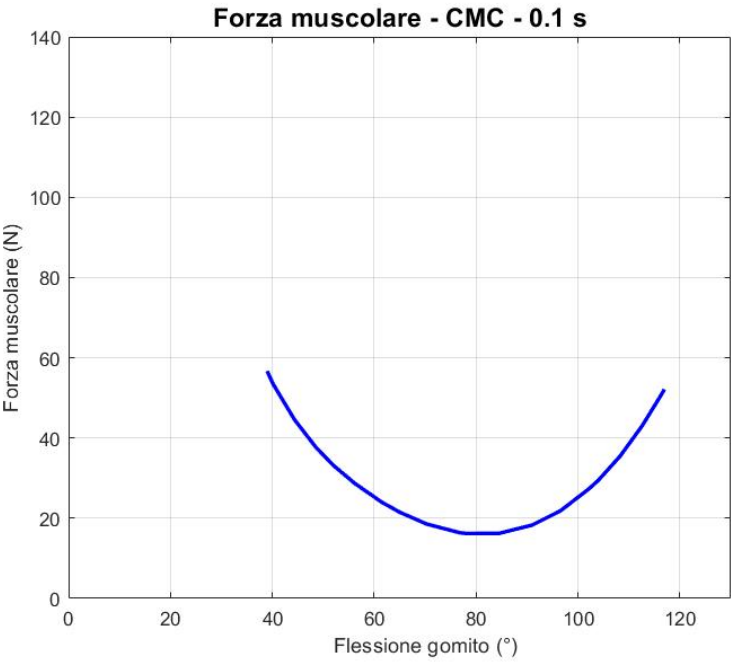


Figura B.17: Grafici dell'attivazione muscolare ottenuta tramite CMC al variare del tempo di esecuzione del movimento articolare.

Forza muscolare:



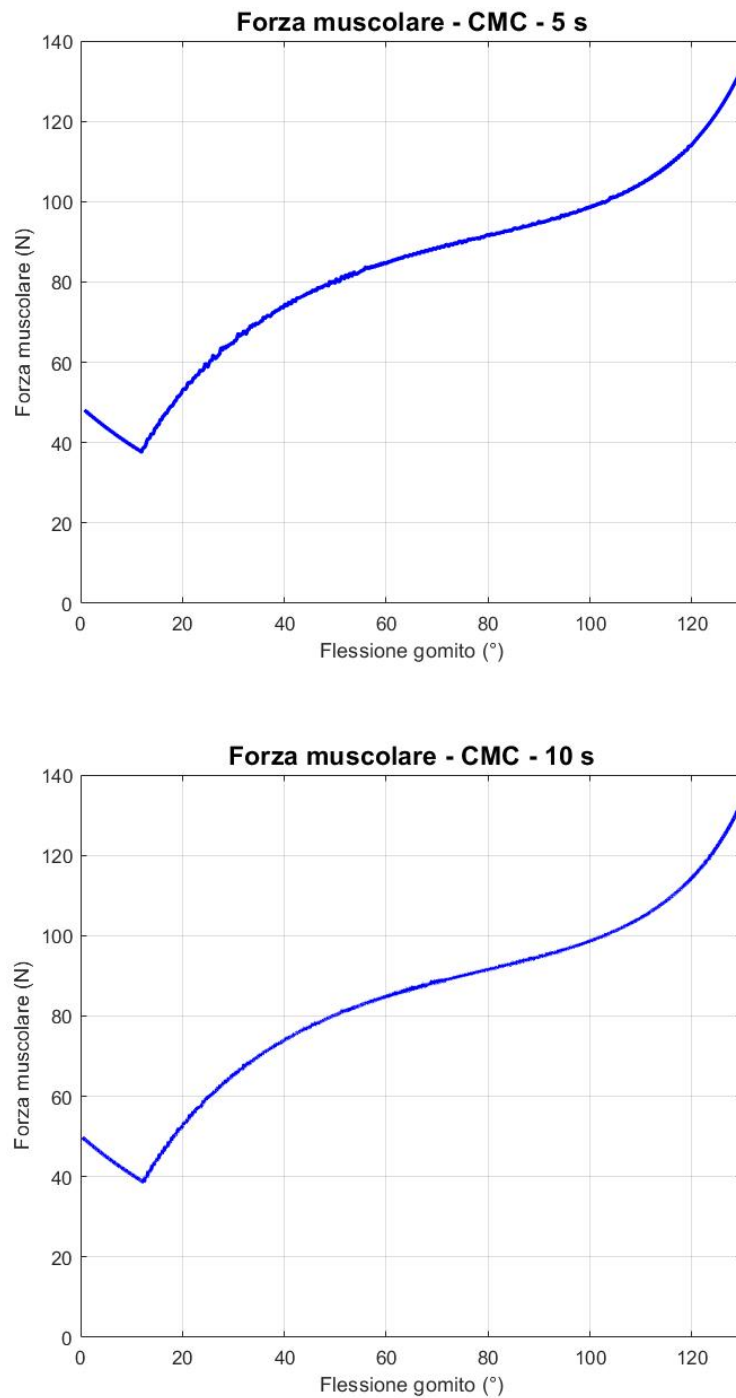
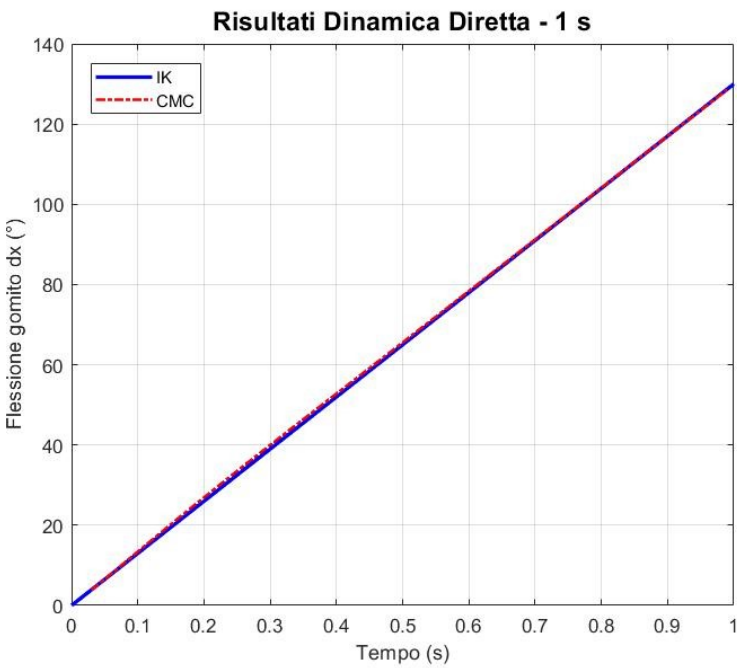
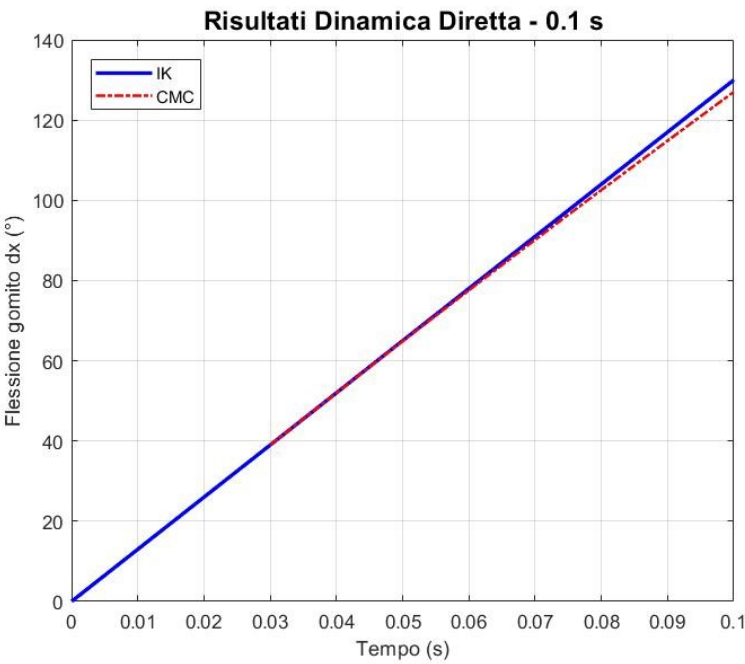


Figura B.18: Grafici dell'attivazione muscolare ottenuta tramite CMC al variare del tempo di esecuzione del movimento articolare.

Il CMC necessita di un tempo iniziale di 0,03 s in cui vengono calcolati gli stati del modello, di conseguenza, quando si imposta un movimento di 0,1s, un contributo importante della flessione non sarà presente nei risultati.

Risultati Dinamica Diretta:



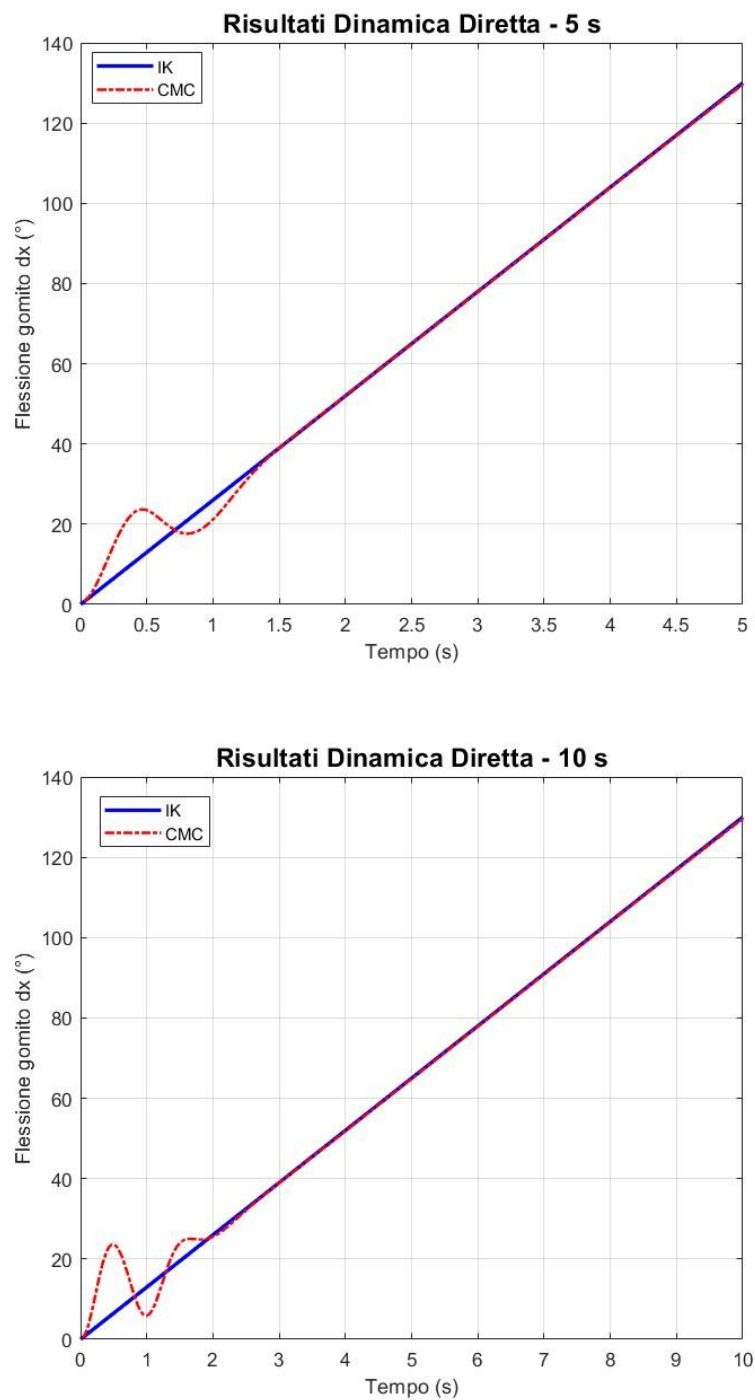


Figura B.19: Confronto tra la cinematica di input (IK) e la cinematica ricostruita tramite la Dinamica Diretta utilizzando come input i risultati del CMC, al variare del tempo di movimento.

Per il CMC le prove sono state effettuate solo fino a 10 s in quanto riusciva a ricostruire la cinematica iniziale già a 1 s.

FUNZIONE CINEMATICA LINEARE - applicazione di una forza

La legge cinematica che descrive il movimento delle braccia è sempre una variazione lineare da 0° a 130° e in aggiunta si ha l'applicazione di una forza esterna di -50 N diretta lungo l'asse y del sistema di riferimento globale e applicata alle estremità distali degli avambracci destro e sinistro.

Per applicare una forza esterna, indicata come *External Load* in OpenSim, è necessario scrivere due file:

- un file con estensione .mot, il quale contiene il vettore dei tempi di applicazione della forza e le caratteristiche della forza in termini di vettori delle componenti della forza lungo gli assi x, y e z, dei punti di applicazione della forza e delle componenti di momento su x, y e z;

```
external_force.mot
versione=1
nRows=120
nColumns=19
inDegrees=yes
endheader
time      righthForearm_force_vx  righthForearm_force_vy  righthForearm_force_vz
0.000000  0.000000  -50.000000  0.000000  0.000000  -0.135000  0.000000
0.008403  0.000000  -50.000000  0.000000  0.000000  -0.135000  0.000000
0.016807  0.000000  -50.000000  0.000000  0.000000  -0.135000  0.000000
0.025210  0.000000  -50.000000  0.000000  0.000000  -0.135000  0.000000
0.033613  0.000000  -50.000000  0.000000  0.000000  -0.135000  0.000000
0.042017  0.000000  -50.000000  0.000000  0.000000  -0.135000  0.000000
0.050420  0.000000  -50.000000  0.000000  0.000000  -0.135000  0.000000
0.058824  0.000000  -50.000000  0.000000  0.000000  -0.135000  0.000000
0.067227  0.000000  -50.000000  0.000000  0.000000  -0.135000  0.000000
0.075630  0.000000  -50.000000  0.000000  0.000000  -0.135000  0.000000
0.084034  0.000000  -50.000000  0.000000  0.000000  -0.135000  0.000000
0.092437  0.000000  -50.000000  0.000000  0.000000  -0.135000  0.000000
```

Figura B.20: Frammento del file 'external_force.mot' contenente le caratteristiche della forza esterna.

- un file con estensione .xml, il quale indica il corpo del modello sul quale applicare il carico esterno, il sistema di riferimento utilizzato per indicare le componenti della forza e il punto di applicazione, il file .mot che contiene i parametri impostati per la forza.

```
<?xml version="1.0" encoding="UTF-8" ?>
<OpenSimDocument Version="30000">
  <ExternalLoads>
    <objects>
      <ExternalForce name="righthForearm_force_v">
        <!--Name of the body the force is applied to.-->
        <applied_to_body>righthForearm</applied_to_body>
        <!--Name of the body the force is expressed in (default is ground).-->
        <force_expressed_in_body>ground</force_expressed_in_body>
        <!--Name of the body the point is expressed in (default is ground).-->
        <point_expressed_in_body>righthForearm</point_expressed_in_body>
        <!--Identifier (string) to locate the force to be applied in the data source.-->
        <force_identifier>righthForearm_force_v</force_identifier>
        <!--Identifier (string) to locate the point to be applied in the data source.-->
        <point_identifier>righthForearm_force_p</point_identifier>
        <!--Identifier (string) to locate the torque to be applied in the data source.-->
        <torque_identifier>righthForearm_torque_</torque_identifier>
      </ExternalForce>
    </objects>
  </ExternalLoads>
</OpenSimDocument>
```

Figura B.21: Frammento del file 'external_force.xml' contenente le caratteristiche della forza esterna.

Si sono quindi svolte le analisi dei momenti alle articolazioni e dell'attività muscolare ottenute per una flessione del braccio con legge lineare, aggiungendo nella definizione degli input degli strumenti utilizzati anche il carico esterno così definito.

Risultati Dinamica Inversa:

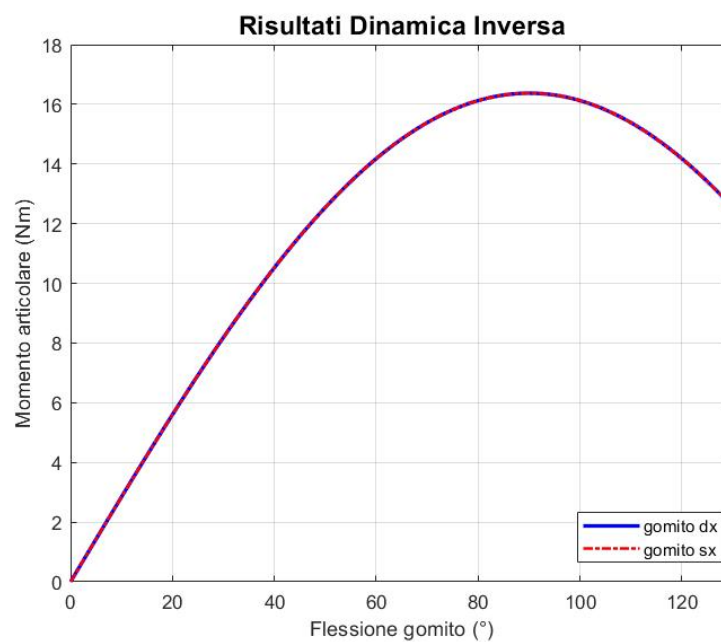


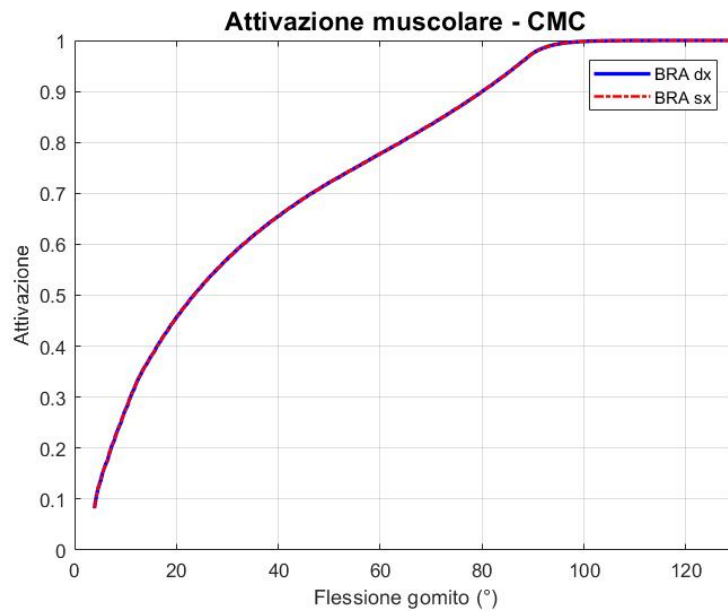
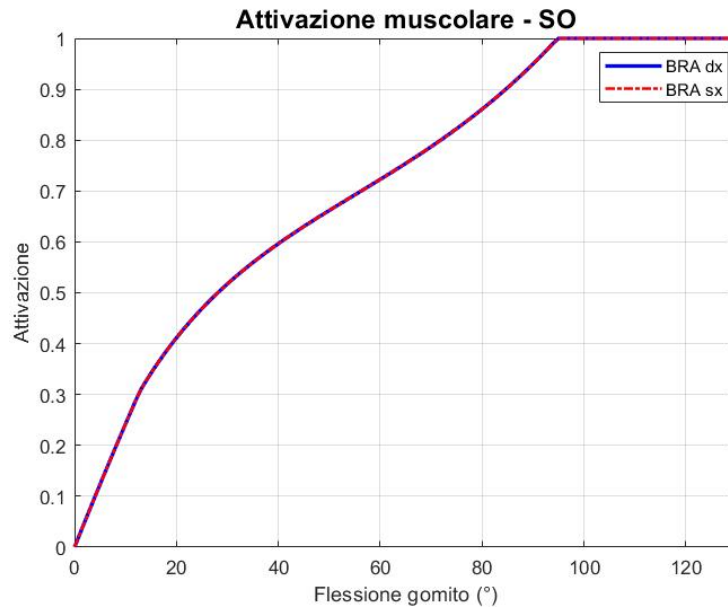
Figura B.22: Grafico dei momenti che si generano alle articolazioni in funzione dell'angolo al gomito.

Nel caso di cinematica lineare ho un'accelerazione nulla quindi il momento che si genera a livello dell'articolazione è dato dalla somma del momento dovuto al peso dell'avambraccio, calcolato precedentemente, e del momento generato dalla forza esterna.

Considerando F il valore in newton della forza esterna, b la distanza della forza dall'articolazione di gomito, ottengo il momento articolare M :

$$M = (m * g * d + F * b) * \text{sen}(\alpha) \quad (\text{B.3})$$

Risultati Ottimizzazione Statica e CMC:



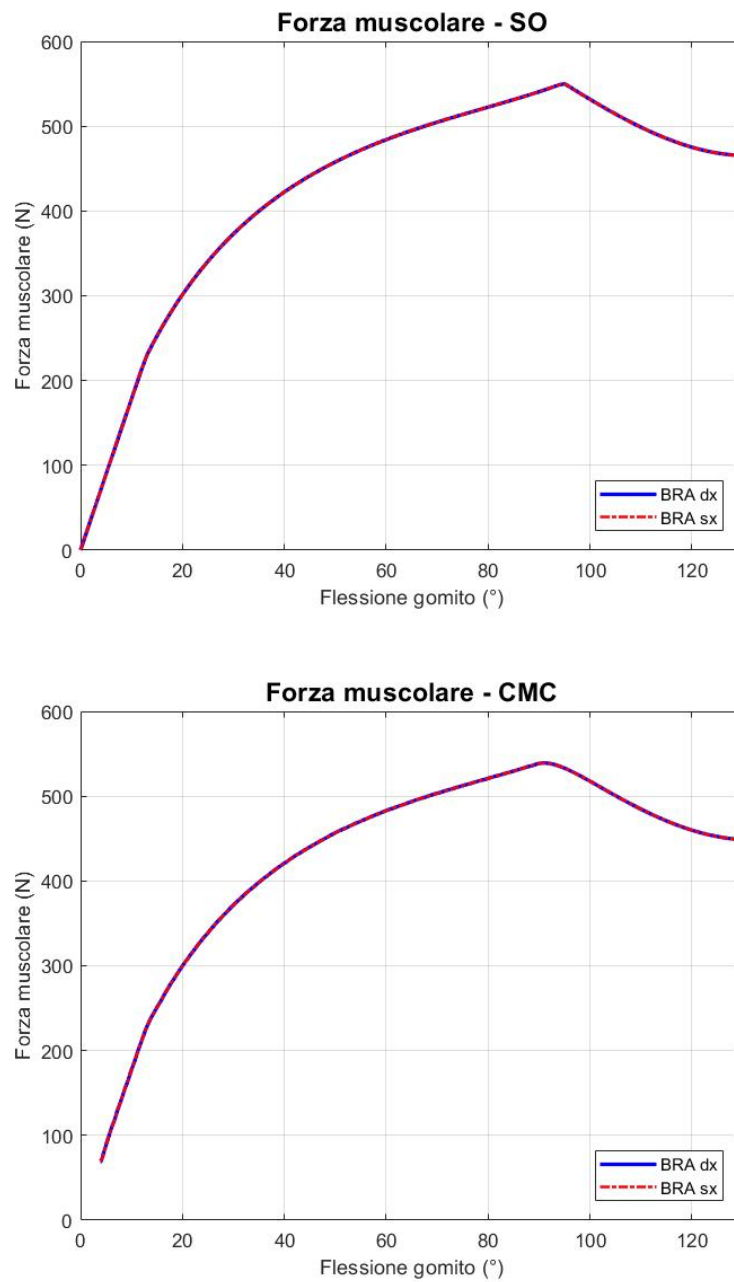


Figura B.23: Grafici dell'attivazione e della forza sviluppata dal muscolo al variare dell'angolo al gomito, calcolate tramite Ottimizzazione Statica e CMC.

A partire da un angolo di flessione del gomito di circa 96° l'attivazione muscolare raggiunge il valore massimo e sembra essere arrivata a saturazione.

Risultati Dinamica Diretta:

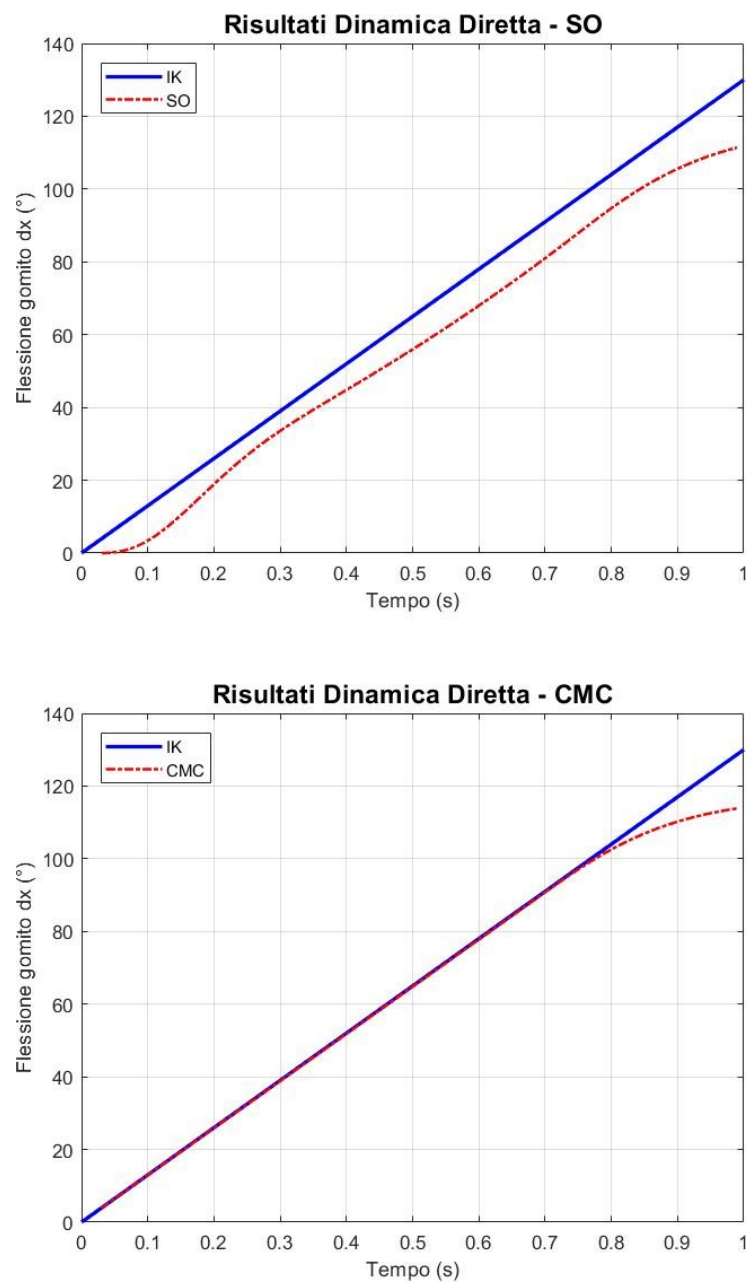


Figura B.24: Confronto tra la cinematica di input (IK) e la cinematica ricostruita tramite la Dinamica Diretta utilizzando come input i risultati dell'Ottimizzazione Statica (SO) e del CMC.

I risultati della Dinamica Diretta rispecchiano la saturazione del muscolo brachiale, il quale, nel tratto finale, non riesce a raggiungere la flessione desiderata perché oltre 96° è già al livello massimo di eccitazione.

FUNZIONE CINEMATICA SINUSOIDALE – mezzo ciclo di senoide

Per introdurre nel calcolo delle forze muscolari anche le componenti inerziali, si è implementata una funzione cinematica cosinusoidale, facendo variare gli angoli articolari dei gomiti destro e sinistro seguendo una cosinusoide a partire dalla configurazione con braccia distese (flessione del gomito di 0°) fino al valore massimo di flessione permesso dal modello (flessione del gomito di 130°) nell'arco di 1 secondo di tempo. Di seguito viene riportata la funzione implementata (Figura B.25), applicata ad entrambi i gradi di libertà del modello.

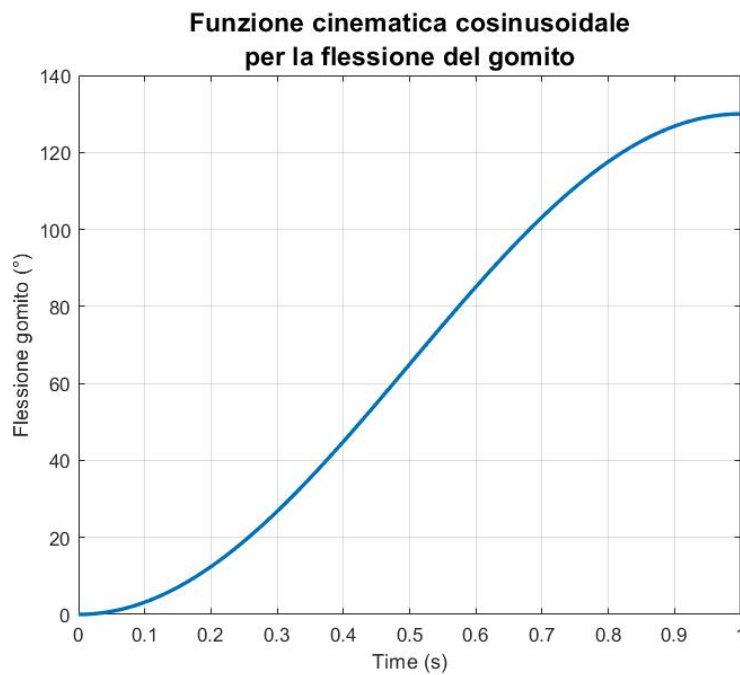


Figura B.25: Grafico della funzione cinematica per la flessione dei gomiti destro e sinistro del modello.

Si è utilizzato lo strumento di Dinamica Inversa per il calcolo dei momenti articolari. I risultati ottenuti dalla simulazione sono riportati nella Figura B.26.

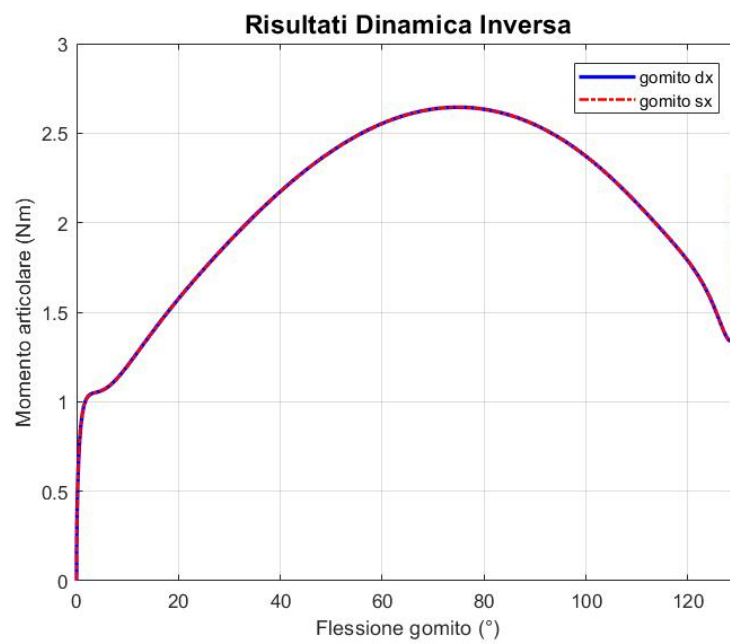
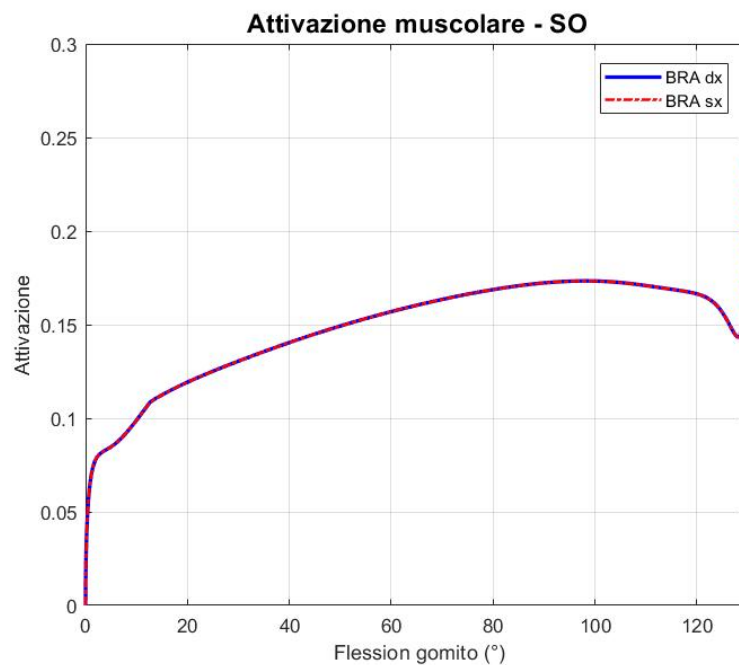
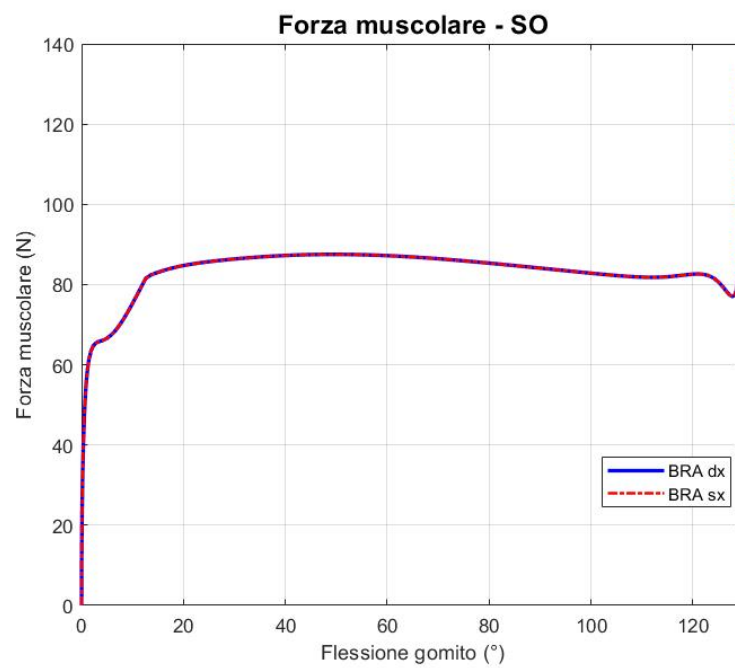
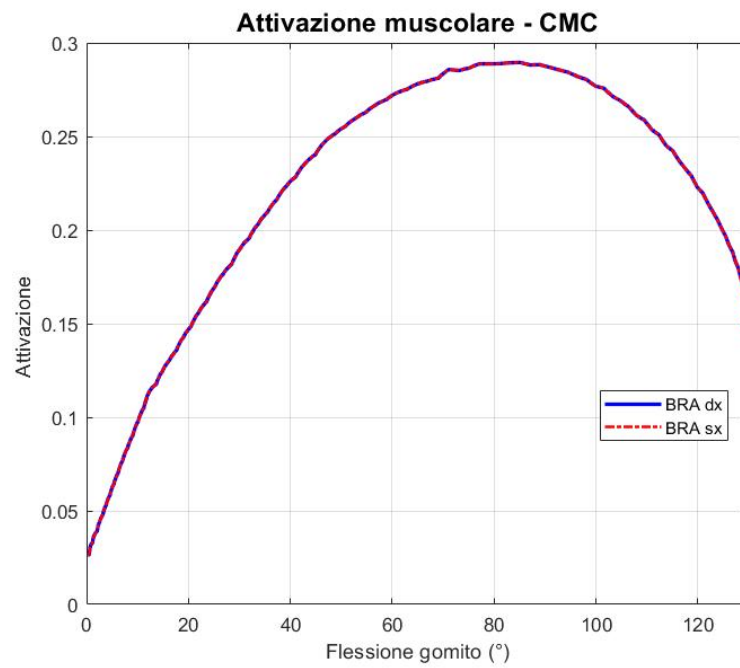


Figura B.26: Grafico dei momenti che si generano alle articolazioni in funzione dell'angolo al gomito.

Si riporta il confronto tra i risultati dell'Ottimizzazione Statica, utilizzando la relazione forza-lunghezza-velocità del muscolo, e quelli del CMC.





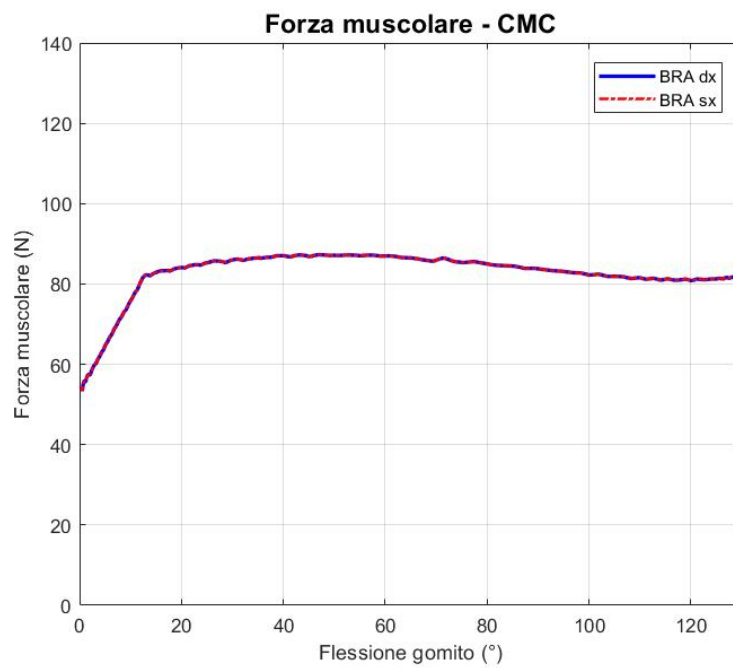
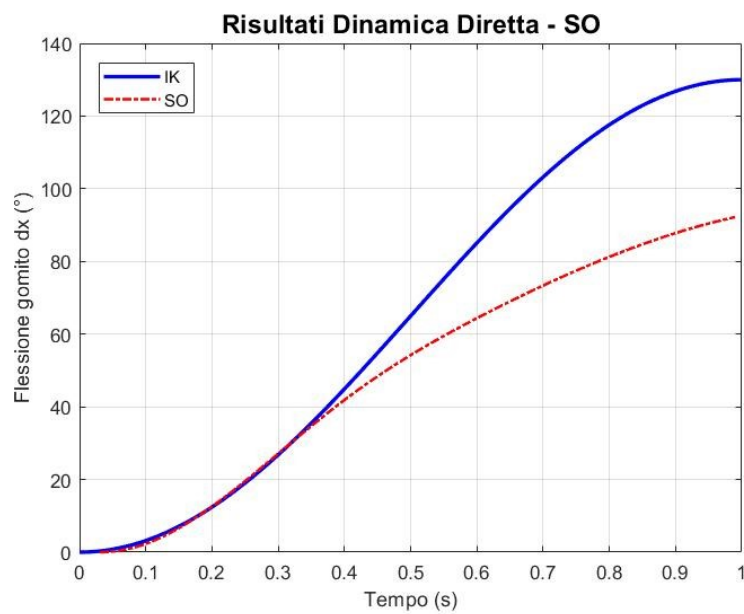


Figura B.27: Grafici dell'attivazione e della forza sviluppata dal muscolo al variare dell'angolo al gomito, calcolate tramite Ottimizzazione Statica e CMC.

Risultati Dinamica Diretta:



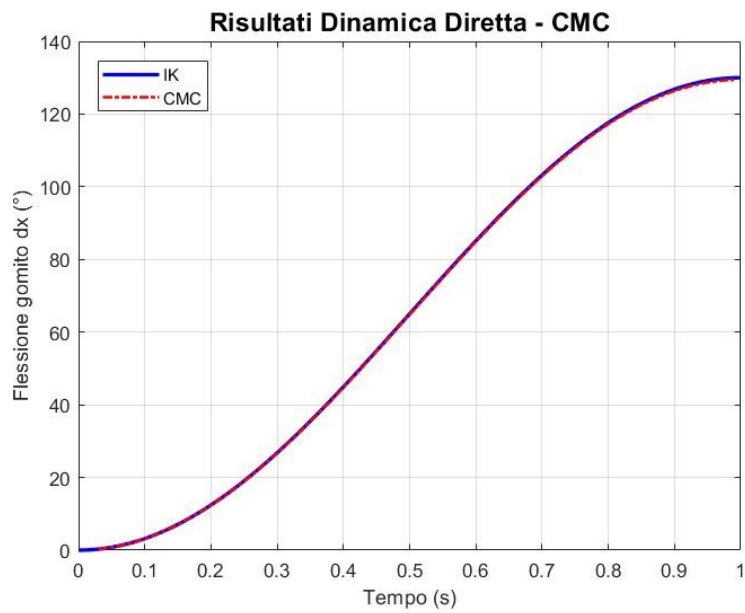


Figura B.28: Confronto tra la cinematica di input (IK) e la cinematica ricostruita tramite la Dinamica Diretta utilizzando come input i risultati dell'Ottimizzazione Statica (SO) e del CMC.

FUNZIONE CINEMATICA SINUSOIDALE – un ciclo di senoide

Si è completato il ciclo di senoide precedente in modo che nell'intervallo di un secondo il braccio si muovesse da una flessione minima di 0° ad una flessione massima di 130° per poi tornare in configurazione distesa (0°), seguendo una funzione cosinusoidale. Nella Figura B.29 è riportato il grafico della funzione cinematica di input.

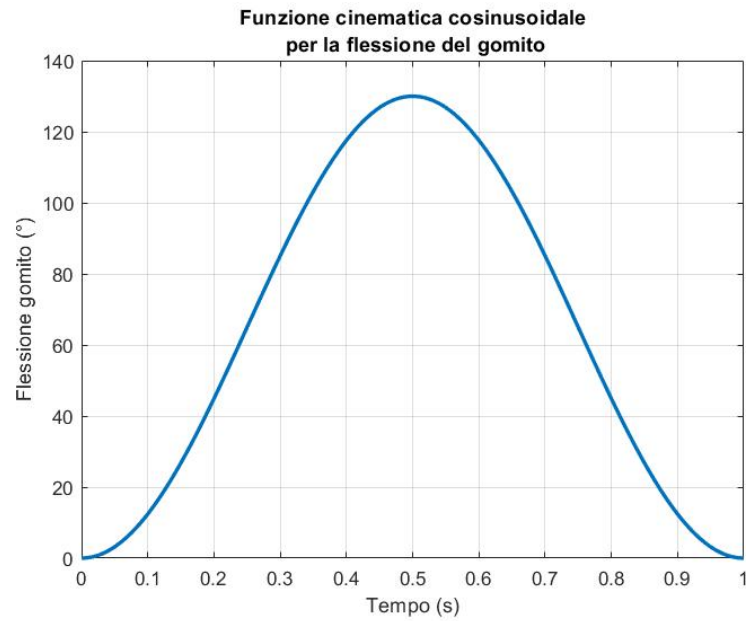


Figura B.29: Grafico della funzione cinematica per la flessione dei gomiti destro e sinistro del modello.

I risultati in termini di momento articolare al gomito sono riportati nella Figura B.30.

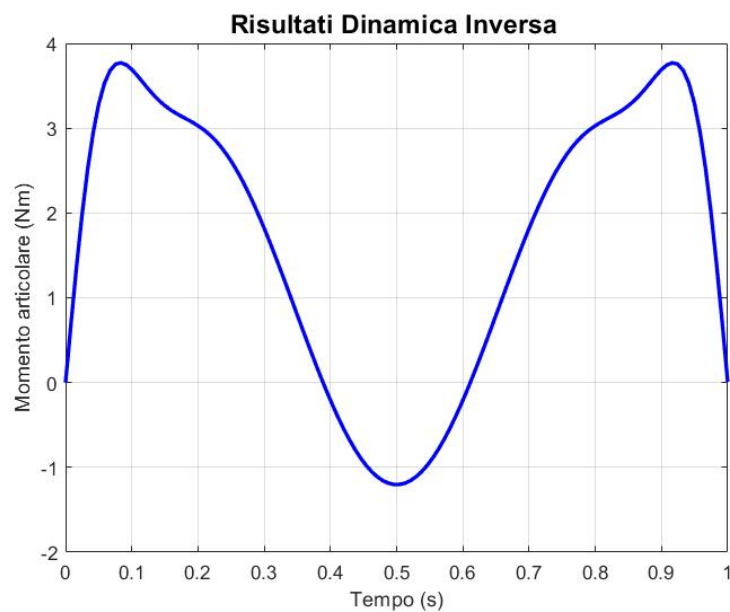
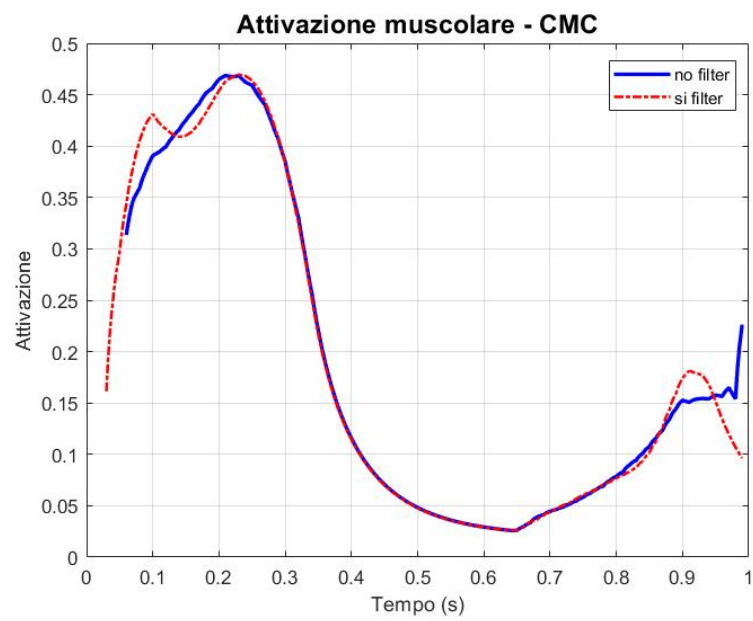
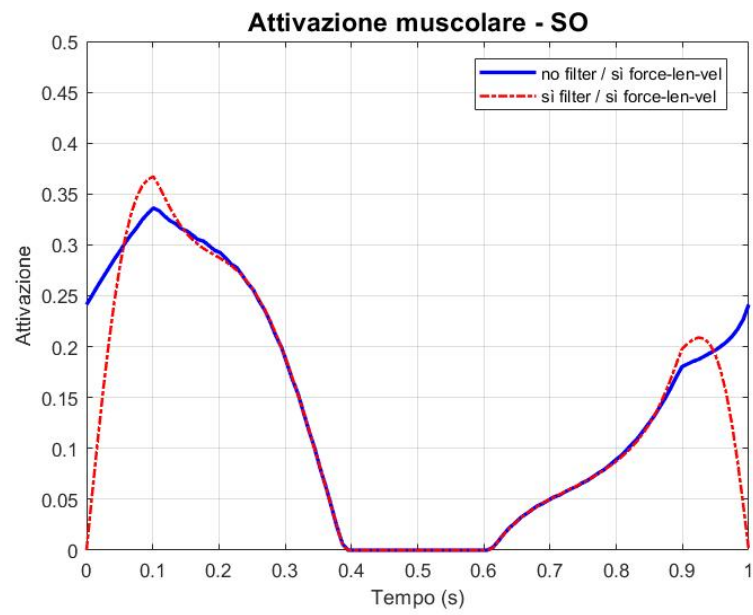


Figura B.30: Grafico dei momenti che si generano alle articolazioni in funzione dell'angolo al gomito.

Successivamente si sono analizzate l'attivazione muscolare e la forza sviluppata dal muscolo brachiale tramite Ottimizzazione Statica e CMC.



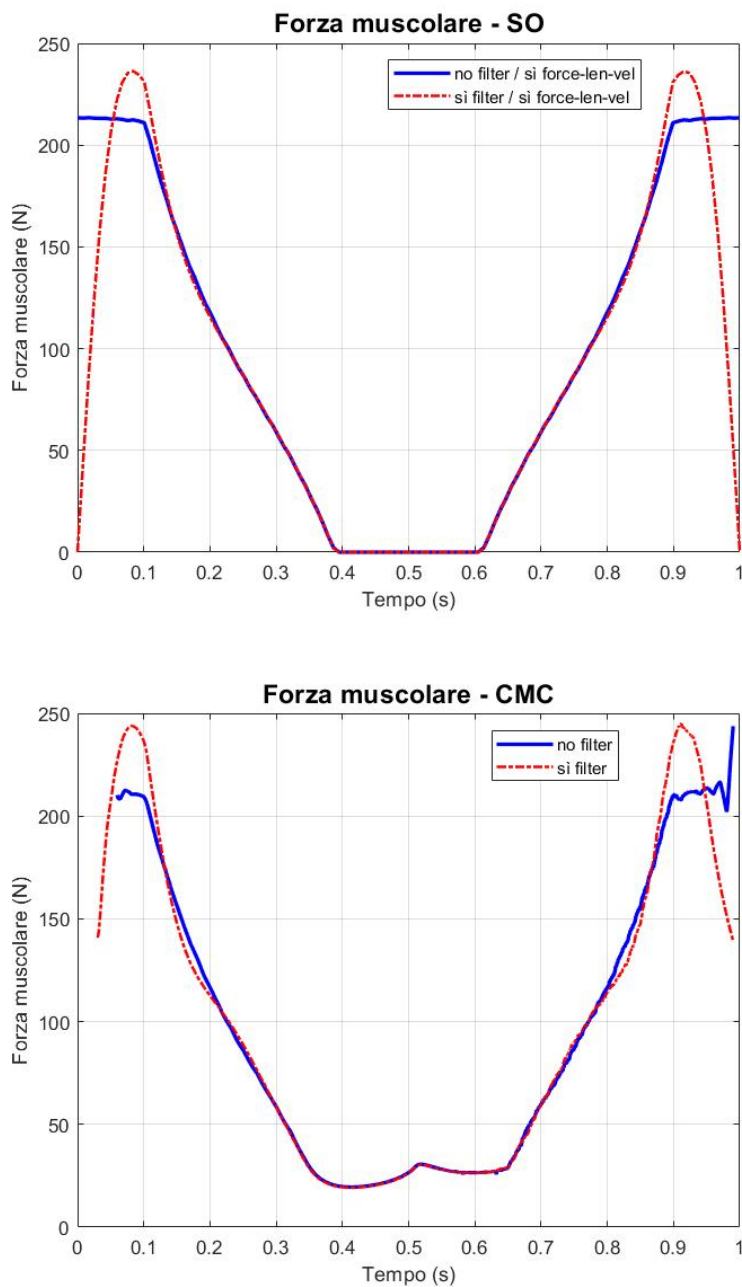


Figura B.31: Grafici dell'attivazione e della forza sviluppata dal muscolo al variare dell'angolo al gomito, calcolate tramite Ottimizzazione Statica e CMC, inserendo o meno il filtraggio della cinematica di ingresso. L'Ottimizzazione Statica è stata effettuata utilizzando la relazione forza-lunghezza-velocità del muscolo.

Il filtraggio della cinematica, utilizzando l'opzione *filter coordinates* selezionabile nel *Main Settings* dello strumento, introduce un filtro passabasso di 6 Hz, andando a smussare la funzione cinematica in corrispondenza dei tratti iniziali e finali della funzione cinematica. Di conseguenza i risultati dell'Ottimizzazione Statica e del CMC variano utilizzando o meno il filtro.

Nella Figura B.32 è riportata la funzione cinematica prima e dopo il filtraggio.

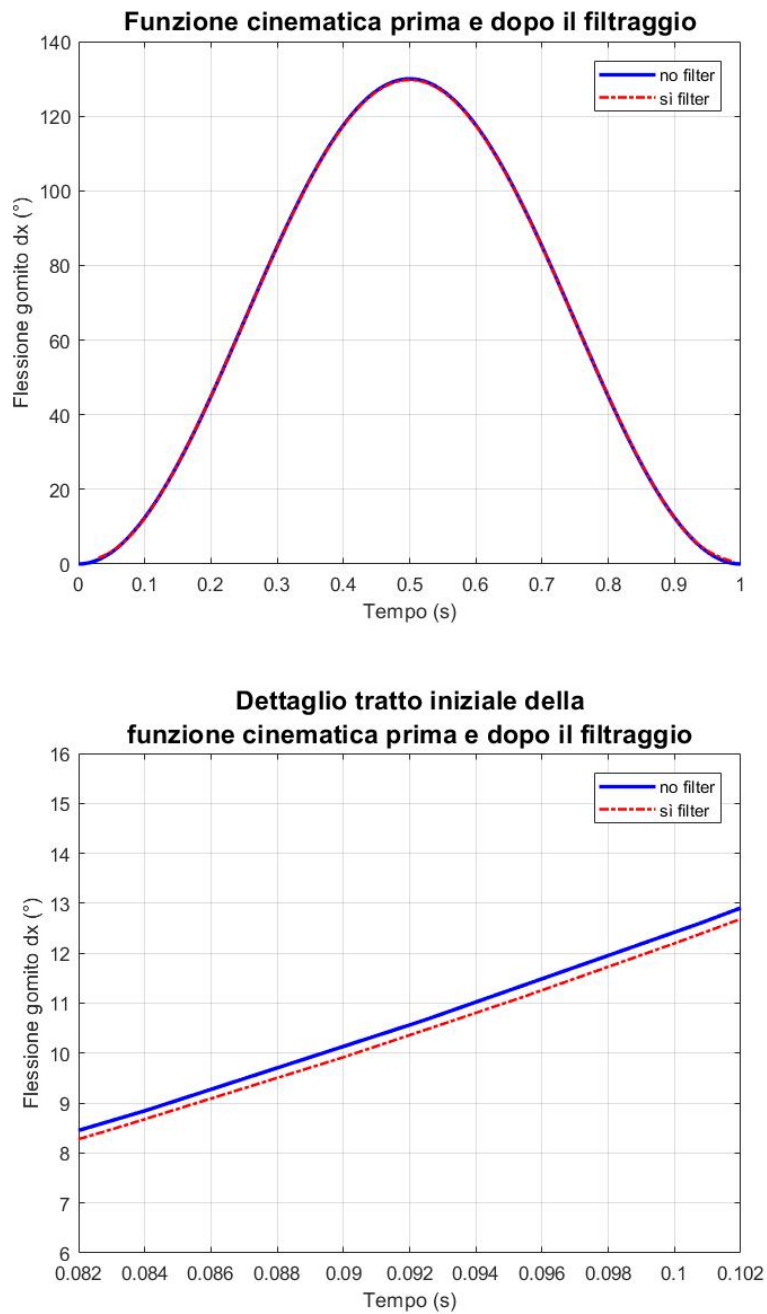


Figura B.32: Grafico della funzione cinematica prima e dopo il filtraggio passabasso e dettaglio del tratto iniziale della funzione.

Dopo di che è stata effettuata la Dinamica Diretta. I risultati sono riportati nella Figura B.33.

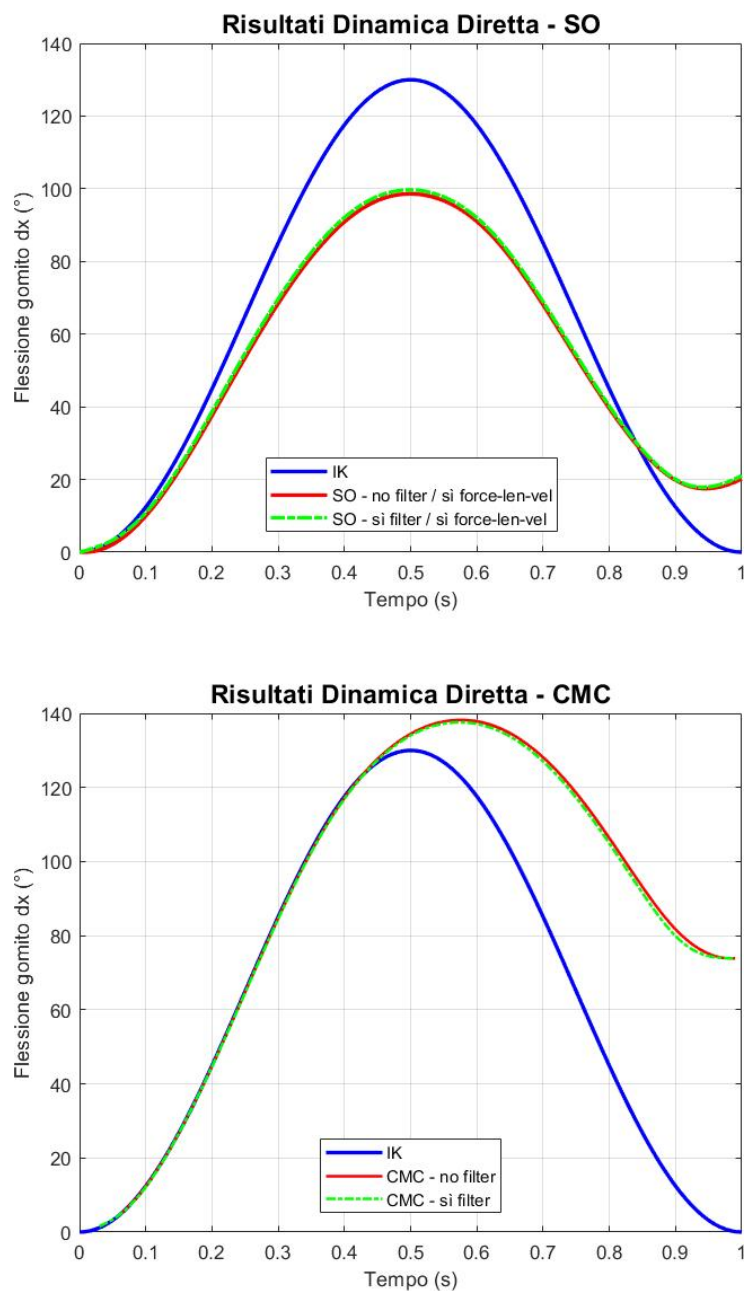


Figura B.33: Confronto tra la cinematica di input (IK) e la cinematica ricostruita tramite la Dinamica Diretta utilizzando come input i risultati dell'Ottimizzazione Statica (SO) e del CMC, filtrando o meno la cinematica di ingresso.

Dai risultati della Dinamica Diretta si nota che per la funzione cinematica posta in ingresso, la quale non presentava rumore dovuto all'acquisizione sperimentale, la ricostruzione della cinematica non varia molto nel caso con il filtraggio rispetto al caso senza. Sia la CMC che l'ottimizzazione statica non riescono a ricostruire la cinematica richiesta dal movimento, perciò è stata effettuata la prova con la stessa funzione

cinematica sinusoidale, ma aumentando il tempo che il braccio impiega per compiere il movimento, portandolo a 5 secondi.

I risultati sono riportati nelle figure seguenti.

Dinamica inversa:

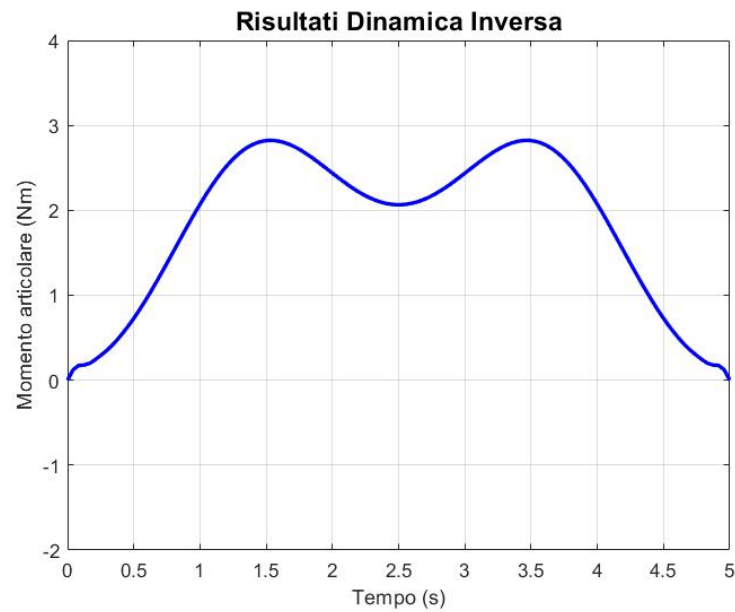
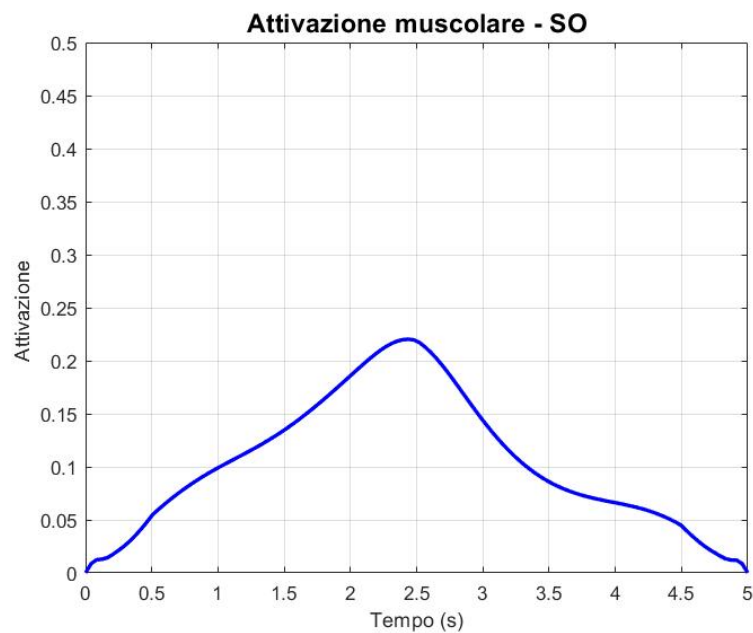
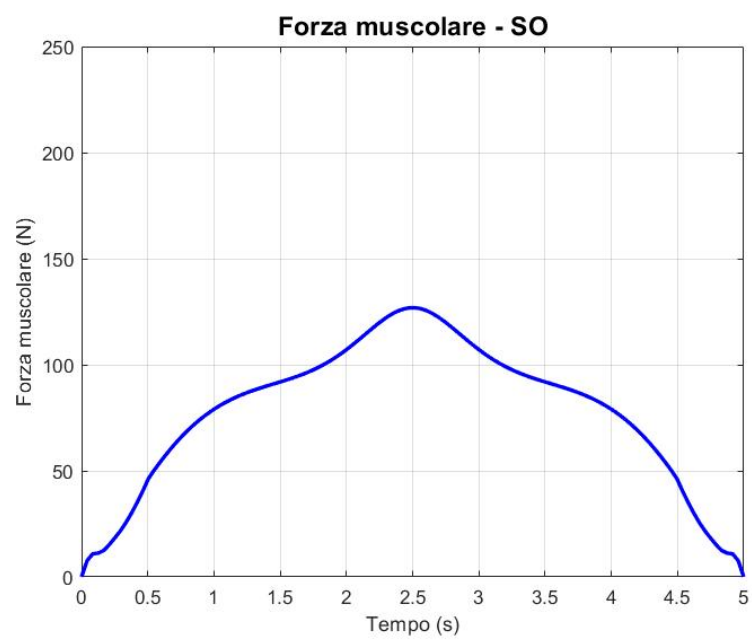
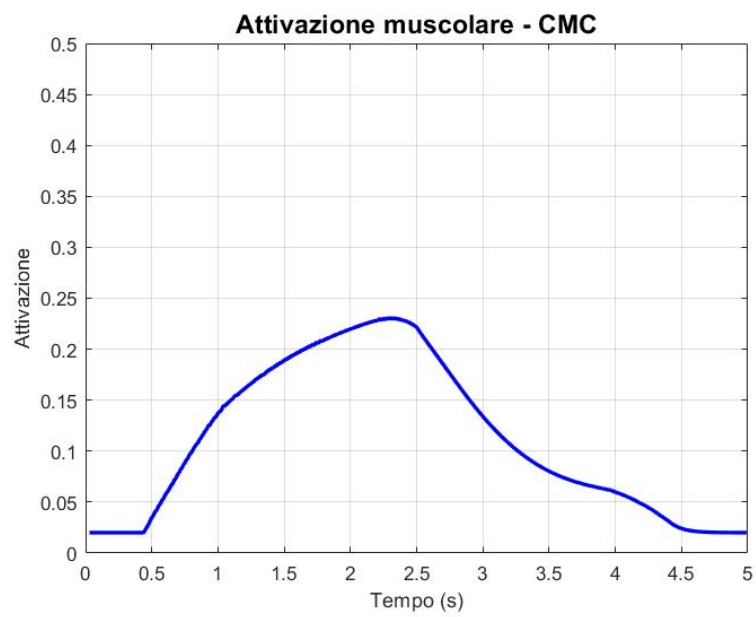


Figura B.34: Grafico dei momenti che si generano alle articolazioni in funzione dell'angolo al gomito.

Attivazione e forza muscolare:





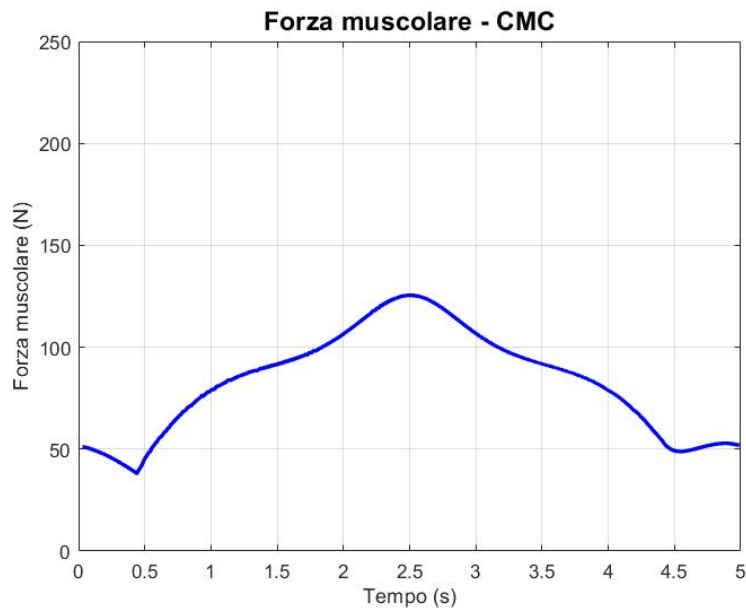


Figura B.35: Grafici dell'attivazione e della forza sviluppata dal muscolo al variare dell'angolo al gomito, calcolate tramite Ottimizzazione Statica e CMC.

Dato che il movimento è più lento, le componenti inerziali di forza sono minori rispetto alla cinematica precedente con intervallo di tempo di 1 s e di conseguenza anche il livello di attivazione muscolare e la forza generata dal muscolo sono più basse: con intervallo di 1 s si aveva una attivazione massima di circa 0,45 e una forza massima di 250 N, mentre con un tempo di movimento di 5 s l'attivazione massima scende a circa 0,25 e la forza a 125 N.

Dinamica Diretta:

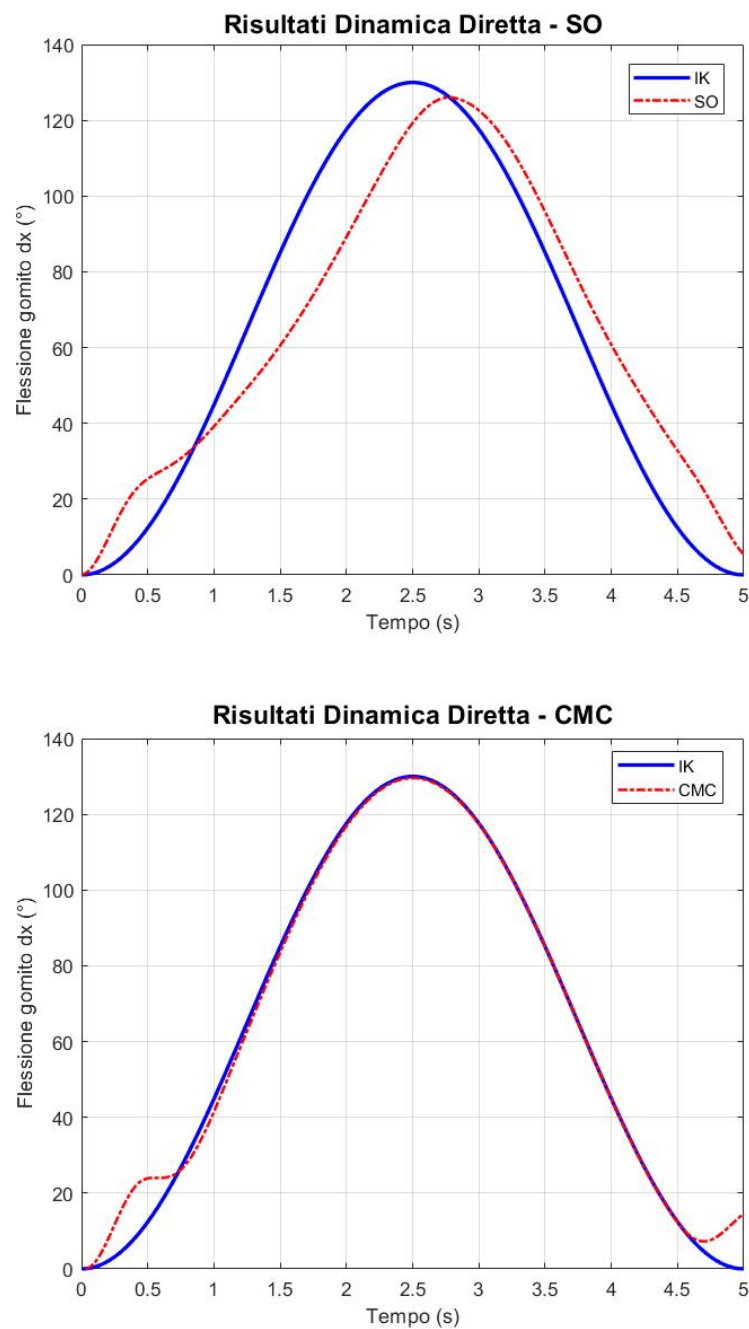


Figura B.36: Confronto tra la cinematica di input (IK) e la cinematica ricostruita tramite la Dinamica Diretta utilizzando come input i risultati dell'Ottimizzazione Statica (SO) e del CMC.

La Dinamica Diretta mostra che con un movimento più lento sia l'Ottimizzazione Statica che il CMC producono risultati migliori, ricostruendo in modo più preciso la cinematica di input. I tratti iniziali e finali del movimento riportano i problemi dovuti alla componente passiva della forza muscolare descritti precedentemente.

2. ECCITAZIONE NEURALE

Si è utilizzata come input al modello l'eccitazione $u(t)$ dei motoneuroni sulle fibre muscolari, andando a creare una funzione che mi indica, nell'intervallo di tempo impostato, come varia il grado di eccitazione tra 0 (eccitazione nulla) a 1 (eccitazione massima).

La funzione creata tramite Matlab è riportata nel grafico in Figura B.37.

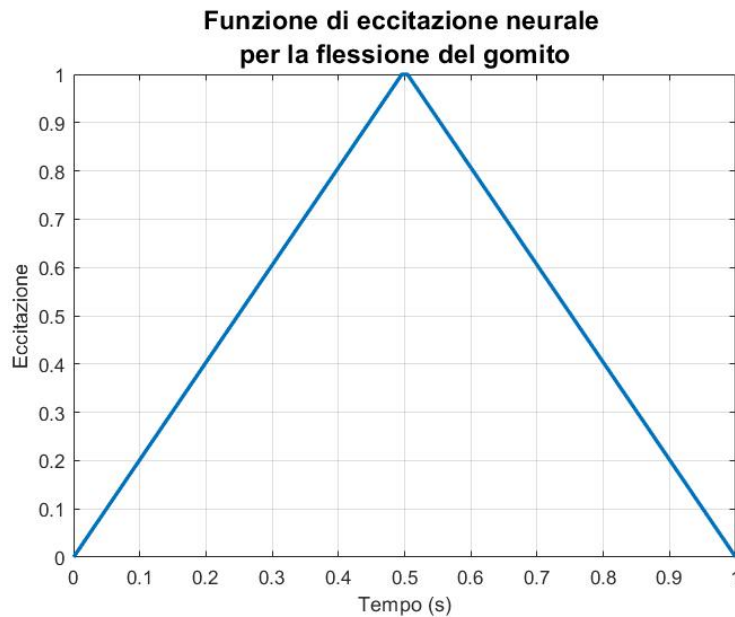


Figura B.37: Grafico della funzione di eccitazione neurale $u(t)$ inserita in ingresso alla Dinamica Diretta.

Per inserire come input l'eccitazione neurale è necessario un file con estensione .xml, il quale contiene il *Control Set*, ovvero le coppie tempo-eccitazione delle fibre per ogni muscolo presente nel modello. Il file, creato utilizzando un apposito script Matlab, si presenta così:

```
<?xml version="1.0" encoding="UTF-8" ?>
<OpenSimDocument Version="30000">
  <ControlSet name="Control Set">
    <objects>
      <ControlLinear name="BRA">
        <is_model_control>true</is_model_control>
        <extrapolate>true</extrapolate>
        <default_min>0.02</default_min>
        <default_max>1</default_max>
        <filter_on>false</filter_on>
        <use_steps>false</use_steps>
        <x_nodes>
          <ControlLinearNode>
            <t>0</t>
            <value>0</value>
          </ControlLinearNode>
          <ControlLinearNode>
            <t>0.00840336134453781</t>
            <value>0.0169491525423729</value>
          </ControlLinearNode>
          <ControlLinearNode>
            <t>0.0168067226890756</t>
            <value>0.0338983050847458</value>
          </ControlLinearNode>
        </x_nodes>
      </ControlLinear>
    </objects>
  </ControlSet>
</OpenSimDocument>
```

Figura B.38: Frammento del file 'excitation_controls.xml' contenente il Control Set per l'eccitazione neurale.

Si è utilizzato lo strumento di Dinamica Diretta, inserendo come input il suddetto file e ottenendo i seguenti risultati.

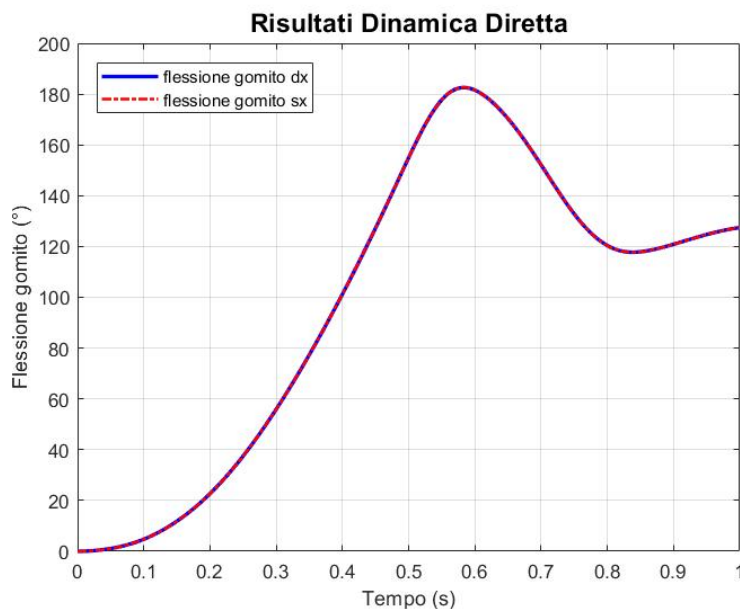


Figura B.39: Grafico delle flessioni dei gomiti destro e sinistro ottenute con la Dinamica Diretta, inserendo in ingresso l'eccitazione neurale creata.

Aggiungendo agli input della Dinamica Diretta anche il file contenente la forza esterna definito precedentemente, si ottengono i seguenti risultati.

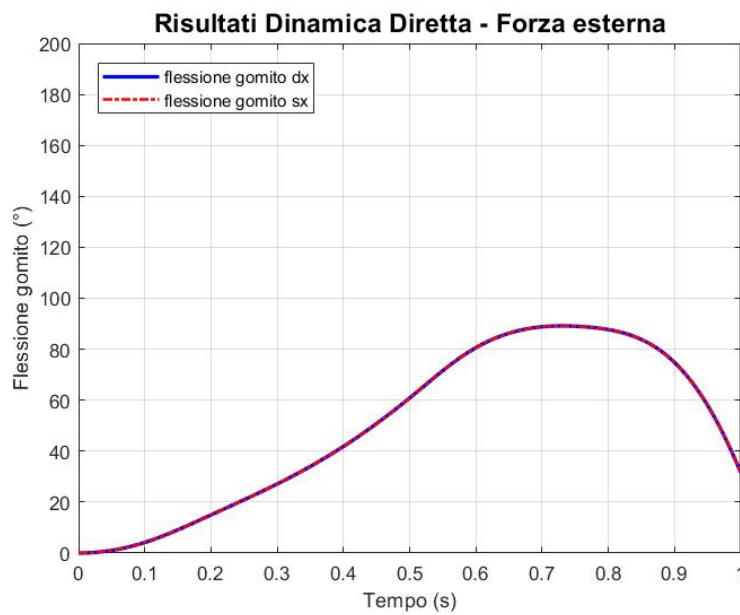


Figura B.40: Grafico delle flessioni dei gomiti destro e sinistro ottenute con la Dinamica Diretta, inserendo in ingresso l'eccitazione neurale creata e la forza esterna di -50 N.

La costruzione della funzione di eccitazione neurale può essere effettuata direttamente in ambiente OpenSim utilizzando la *Excitation Editor*. Essa permette di costruire la curva di eccitazione andando a creare nuovi punti sulle tre curve che si aprono nella griglia: la curva dei massimi, dei minimi e dell'eccitazione. La curva dei massimi è solitamente impostata a 1 e indica la massima eccitazione neurale possibile; la curva dei minimi è settata a 0 e indica l'eccitazione nulla; la curva delle eccitazioni mi permette di creare le coppie tempo-livello di eccitazione e creare la funzione desiderata per i muscoli del modello. Creata la funzione, uguale a quella in Figura B.37, si preme il tasto 'Save' e si ottiene il file .xml come in Figura B.38.

Il pannello dell'*Excitation Editor* è riportato in Figura B.41.

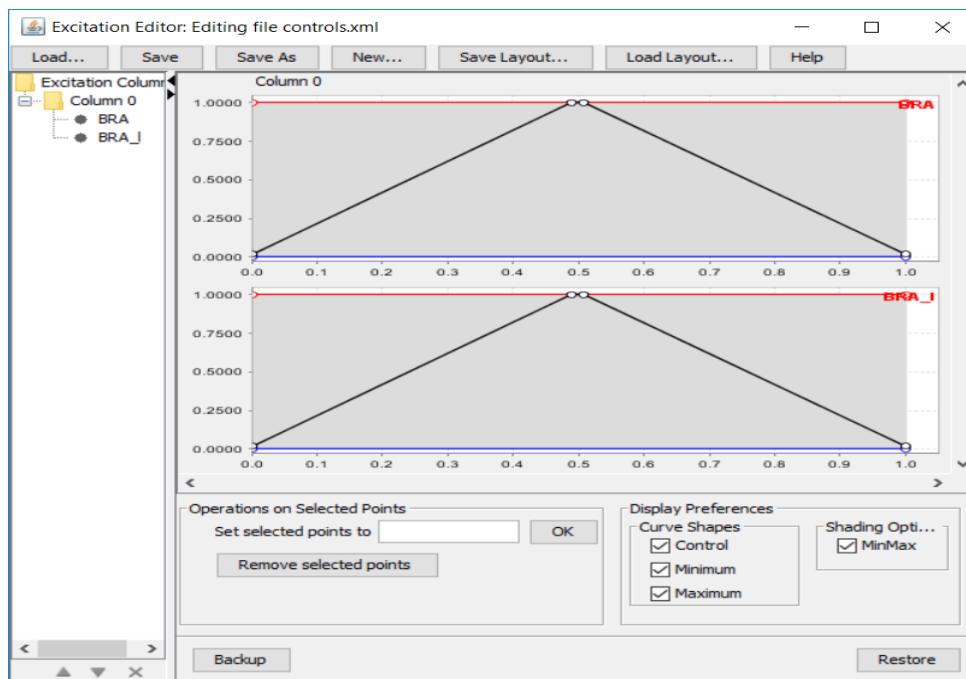


Figura B.41: Pannello 'Excitation Editor' di OpenSim e costruzione della funzione di eccitazione neurale. In rosso la curva dei massimi, in blu quella dei minimi e in nero quella dei controlli.

Utilizzando il file creato tramite l'Excitation Editor o il file creato tramite Matlab come input alla Dinamica Diretta, in uscita si ottengono gli stessi risultati.

3. FORZA PRESCRITTA

Si è aggiunta alla costruzione del modello una *Prescribed Force* (vedi par. 3.1.6) costante di 5 N applicata per un tempo pari a 1 s e applicata sull'estremità distale dell'avambraccio destro in direzione delle x positive nel sistema di riferimento dell'avambraccio, in modo da imporre una flessione del gomito a partire dalla configurazione di default con gomito disteso (flessione di 0°). La forza applicata si presenta come in Figura B.42. Essa, essendo applicata nel sistema di riferimento relativo dell'avambraccio, risulta essere nell'intervallo di applicazione sempre perpendicolare alla direzione longitudinale dell'avambraccio.

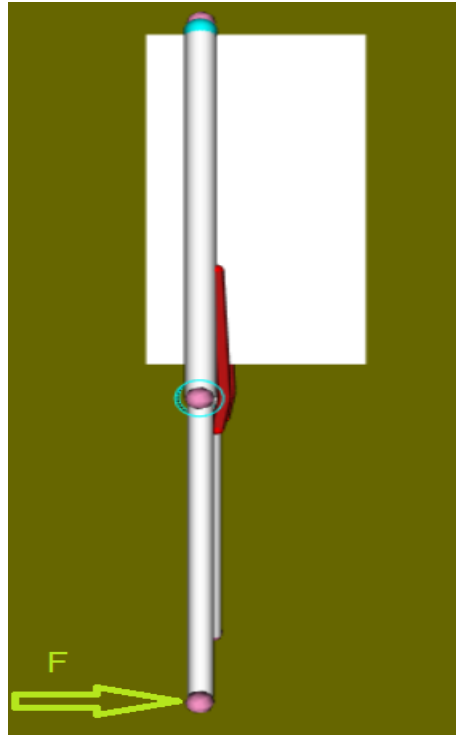


Figura B.42: Visualizzazione della forza prescritta applicata al modello nell'estremità distale dell'avambraccio destro.

Tramite uno script Matlab, si è effettuata la simulazione del modello nell'intervallo di tempo di 1 secondo, considerando solamente la forza applicata (*Prescribed force*), la forza passiva dei muscoli, la forza attiva muscolare e la forza di gravità agente sul modello. La simulazione è effettuata tramite la classe *Manager* di OpenSim e consiste nella simulazione dinamica che si otterrebbe premendo il tasto 'Simulate' del software, utilizzata in genere per verificare l'applicazione della gravità sul modello.

Di seguito è riportato il confronto tra la variazione dell'angolo di flessione del gomito destro, al quale è stata applicata la forza, e quella del gomito sinistro, senza forza prescritta.

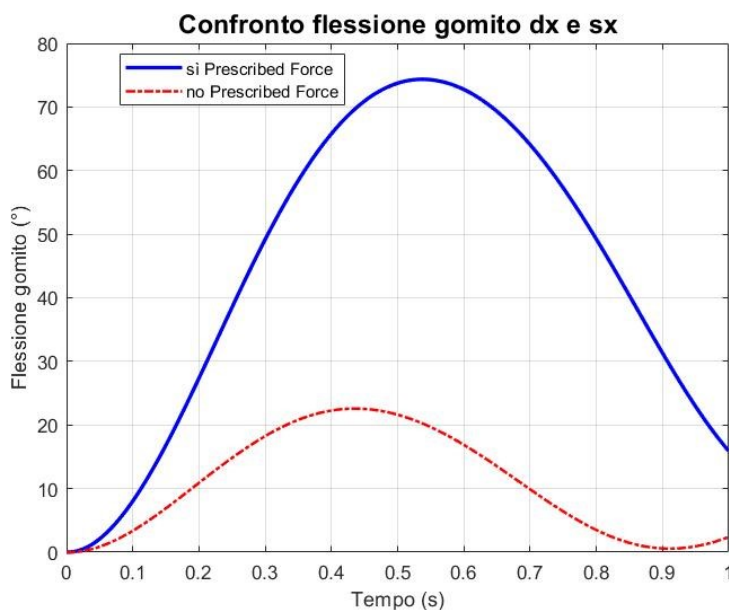


Figura B.43: Confronto tra le flessioni dei gomiti destro (con forza prescritta) e sinistro (senza forza prescritta).

Dato che sto effettuando una simulazione senza introdurre una cinematica in ingresso, i muscoli del modello non dovrebbero produrre forza attiva, infatti non si ha il calcolo del livello di attivazione muscolare. In realtà, la forza attiva del muscolo risulta presente nell'equilibrio delle forze perché l'attivazione muscolare passa dal valore di default impostato nel modello (0,05) al valore minimo di attivazione possibile dal modello muscolare di Thelen, pari a 0,01, secondo una funzione esponenziale decrescente con costante di deattivazione imposta nella definizione dei parametri muscolari, quindi si ha un contributo, sebbene minimo, anche della forza attiva.

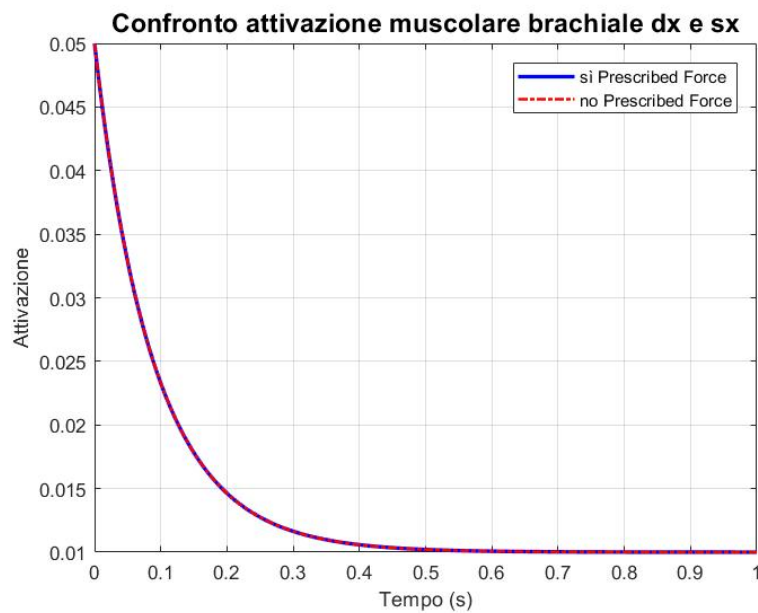


Figura B.44: Curve della dinamica di attivazione dei muscoli brachiale destro (con forza prescritta) e sinistro (senza forza prescritta).

La variazione della lunghezza delle fibre del muscolo durante la flessione dei gomiti è riportata in Figura B.45.

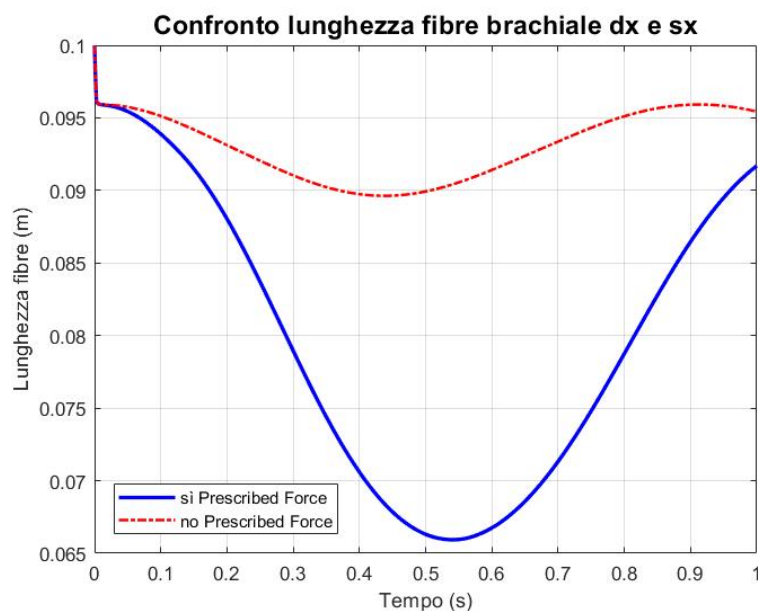


Figura B.45: Confronto tra le lunghezze delle fibre dei muscoli brachiale destro (con forza prescritta) e sinistro (senza forza prescritta).

Potrei imporre l'attivazione muscolare di default al valore minimo di 0,01 consentito dal modello di Thelen in modo da minimizzare gli effetti dovuti alla componente attiva

dei muscoli del modello. Di seguito sono riportati i grafici dei risultati ottenuti, posti in confronto con i risultati precedenti (attivazione di default pari a 0,05).

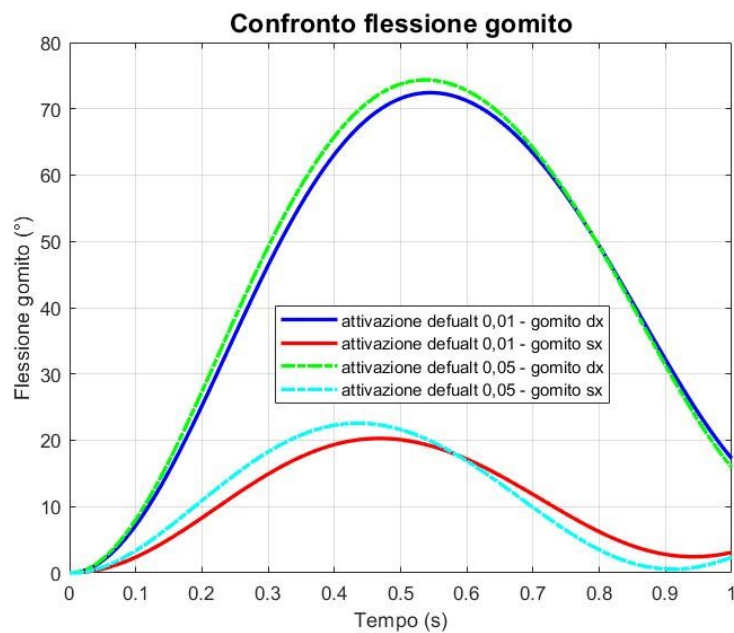


Figura B.46: Confronto tra le flessioni dei gomiti destro (con forza prescritta) e sinistro (senza forza prescritta), imponendo una attivazione di default delle fibre di 0,01 o 0,05.

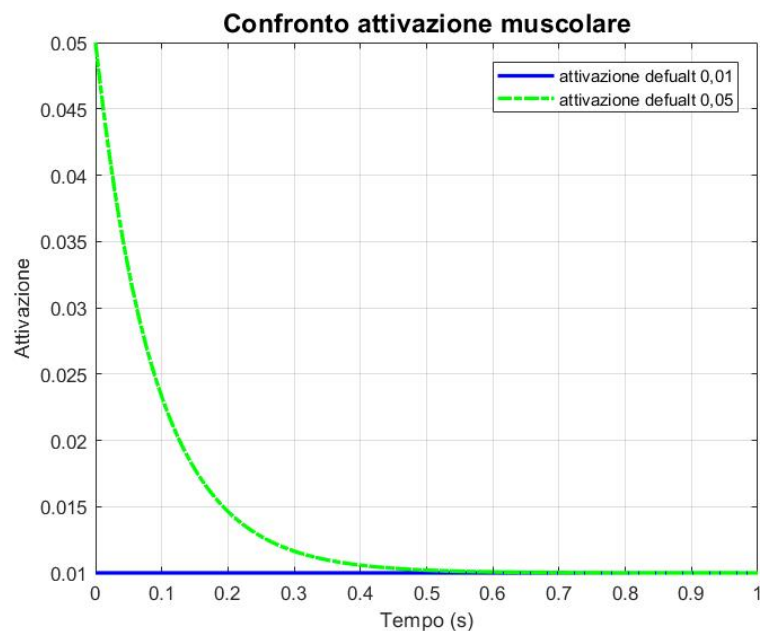


Figura B.47: Curve della dinamica di attivazione dei muscoli brachiale al variare dell'attivazione di default.

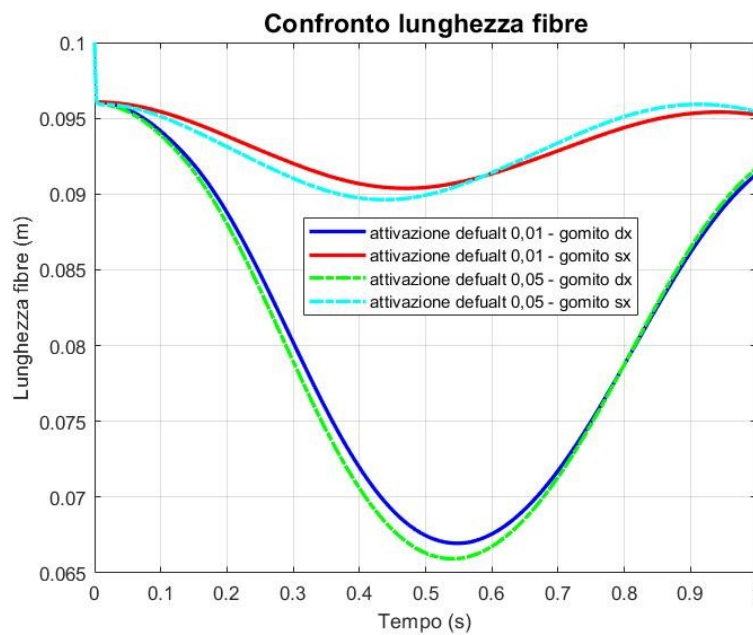


Figura B.48: Confronto tra le lunghezze delle fibre dei muscoli brachiale destro (con forza prescritta) e sinistro (senza forza prescritta), imponendo una attivazione di default delle fibre di 0,01 o 0,05.

Si nota dai grafici che un'attivazione di default minore comporta una flessione del gomito più bassa sia con l'applicazione della forza prescritta al modello sia in sua assenza, e di conseguenza un minore allungamento delle fibre. Il massimo della flessione infatti si sposta da circa 74° a 72° con la *Prescribed Force* e da 23° a 20° in assenza della forza. Il grafico dell'attivazione muscolare rimane costante al valore minimo permesso dal modello di 0,01.

Se aumento il tempo di simulazione e il tempo di applicazione della forza prescritta, impostandolo a 20 secondi, gli avambracci del modello oscilleranno per effetto delle forze in gioco, fino al raggiungimento di un equilibrio. In Figura B.49 è riportato il confronto tra i due avambracci del modello in termine di flessione dei gomiti.

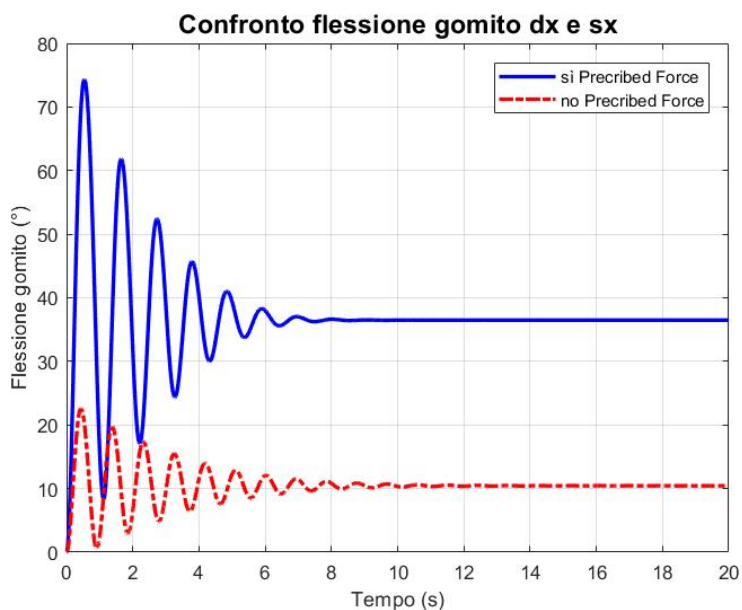


Figura B.49: Confronto tra le flessioni dei gomiti destro (con forza prescritta) e sinistro (senza forza prescritta) fino al raggiungimento dell'equilibrio.

Dal grafico si estraggono i valori di flessione dei gomiti in cui si ha il raggiungimento dell'equilibrio: in presenza della forza prescritta costante si ha l'equilibrio delle forze quando il gomito è flesso di $36,5^\circ$, mentre in assenza della forza l'equilibrio è raggiunto con il gomito flesso di $10,5^\circ$.

B.1.3 Aumento della componente passiva del muscolo

Per comprendere l'influenza della forza passiva, generata dal muscolo quando le fibre sono allungate oltre la lunghezza ottimale, sul calcolo della forza totale sviluppata dal muscolo tramite gli strumenti di ottimizzazione statica e il CMC, si è variata ulteriormente la lunghezza ottimale delle fibre e dei tendini dei muscoli brachiale destro e sinistro. La lunghezza ottimale è stata scelta in modo da avere la massima forza isometrica sviluppabile dal muscolo per una flessione del gomito di 80° . Nelle Figura B.50e Figura B.51 sono riportate le curve caratteristiche del muscolo.

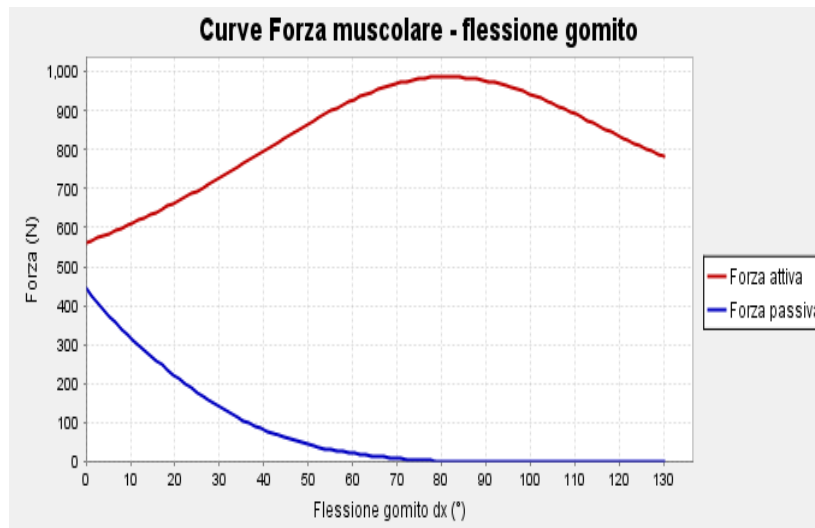


Figura B.50: Grafico delle curve Forza-flessione del gomito per il muscolo brachiale ottenute in OpenSim.

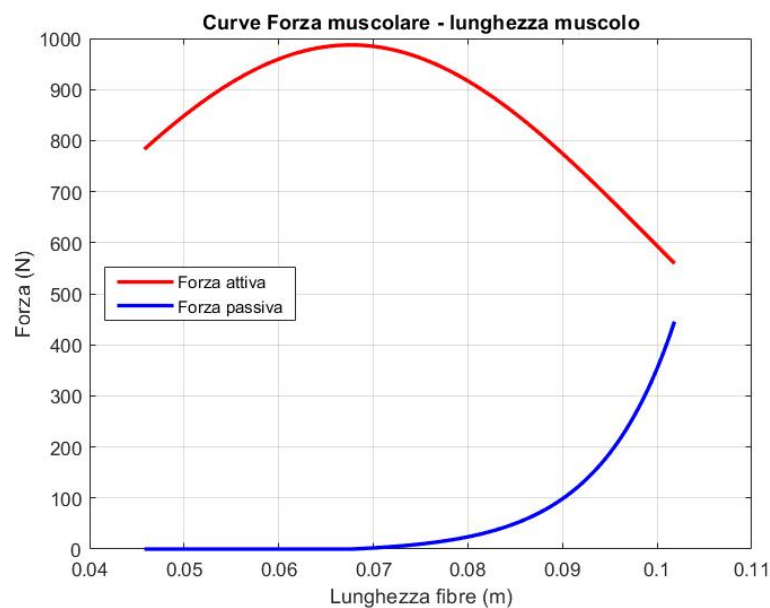


Figura B.51: Grafico delle curve caratteristiche Forza-lunghezza del muscolo brachiale ottenute in Matlab.

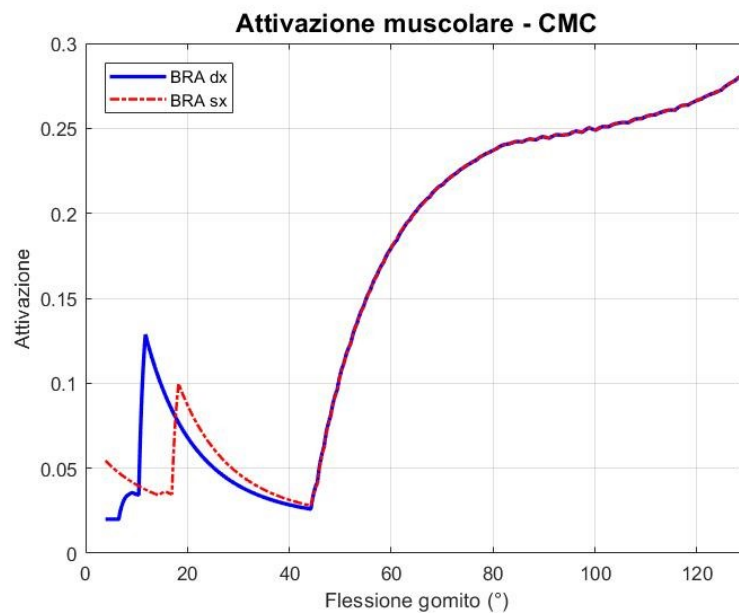
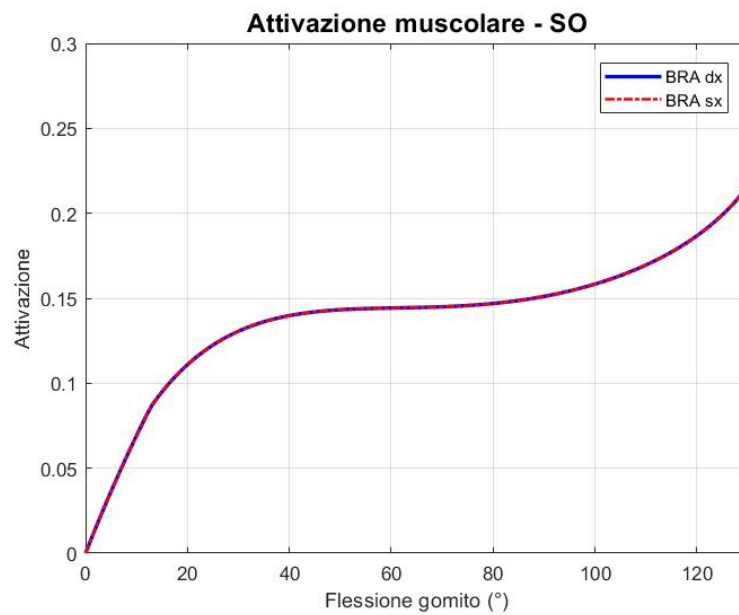
La lunghezza ottimale delle fibre del muscolo è settata a $6,8 \cdot 10^{-2}$ m. Così facendo si rendono la forza attiva e la forza passiva del muscolo confrontabili.

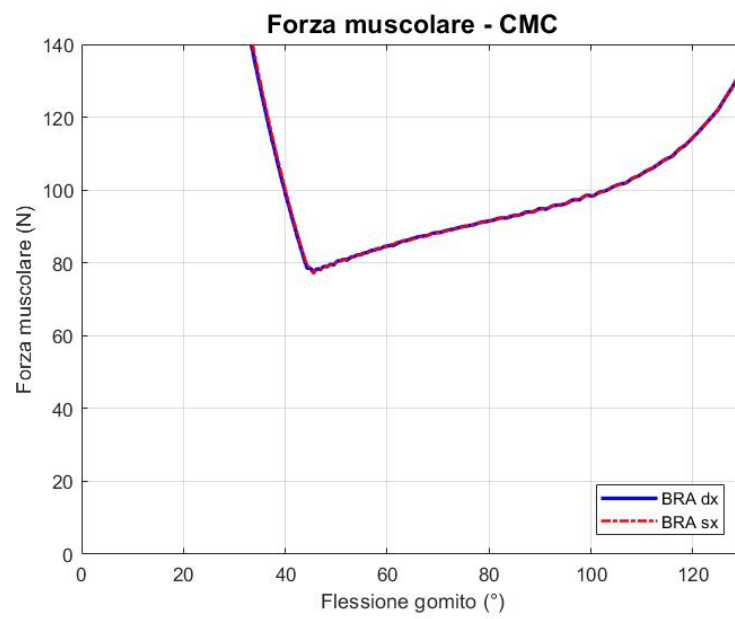
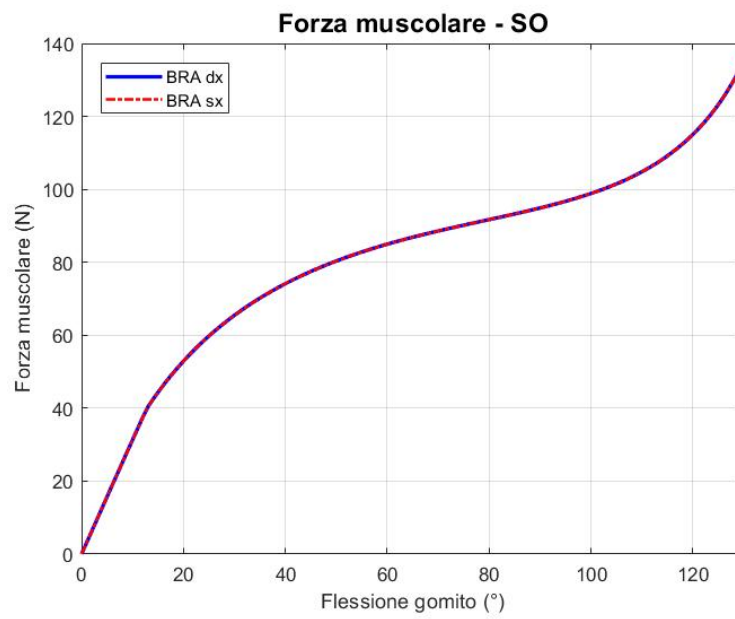
Effettuando le stesse simulazioni che si erano svolte per il modello precedente, si ottiene che gli strumenti per il calcolo della forza muscolare offerti da OpenSim non riescono a dare i risultati soddisfacenti. Infatti, nel tratto di flessione dove la componente passiva è molto elevata (tra 0° e 80°), l'ottimizzazione statica e il CMC

non riescono a calcolare l'attivazione muscolare che porti alla generazione di una forza che compensi il momento articolare dato dalla cinematica impostata.

Si riportano i grafici ottenuti imponendo come input la funzione cinematica lineare con supporto di 1 secondo.

Risultati SO e CMC:





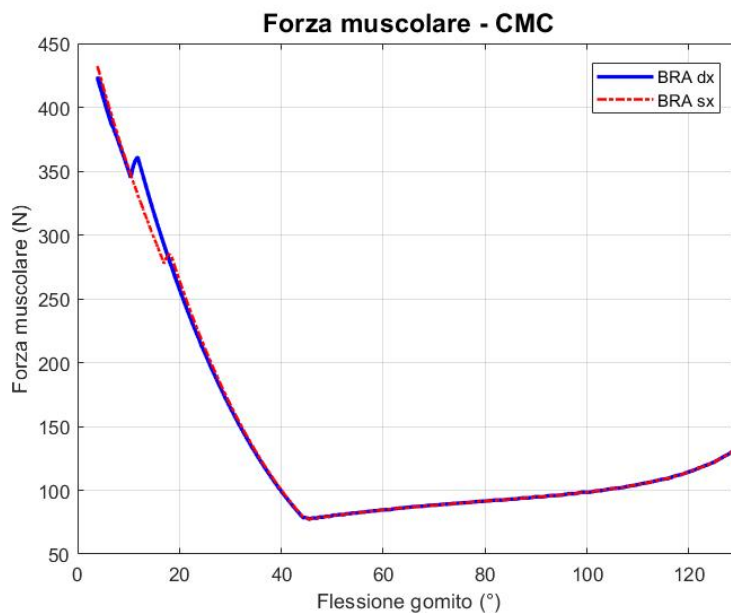


Figura B.52: Grafici dell'attivazione e della forza sviluppata dal muscolo al variare dell'angolo al gomito, calcolate tramite Ottimizzazione Statica e CMC, e dettaglio della forza calcolata da CMC per il confronto con l'Ottimizzazione Statica.

L'attivazione muscolare nei due casi è molto diversa, in particolare il CMC nel tratto iniziale a elevata forza passiva oscilla e porta a risultati diversi per i due muscoli del modello, sebbene questi abbiamo gli stessi parametri impostati. Questo è dovuto al fatto che il CMC calcola gli stati iniziali del modello nei primi 0,03 s ed essendoci un'elevata forza passiva non riesce a trovare un'attivazione che ottimizzando la funzione obiettivo consenta di ottenere le coordinate del modello uguali a quelle imposte. Infatti, la forza che si sviluppa nei primi istanti di tempo, calcolata con CMC, è molto elevata (circa 425 N) e si riporta solo successivamente, quando diminuisce il contributo della forza passiva, ai valori che erano stati riscontrati per il caso con angolo di flessione ottimale di 45°.

Risultati Dinamica Diretta:

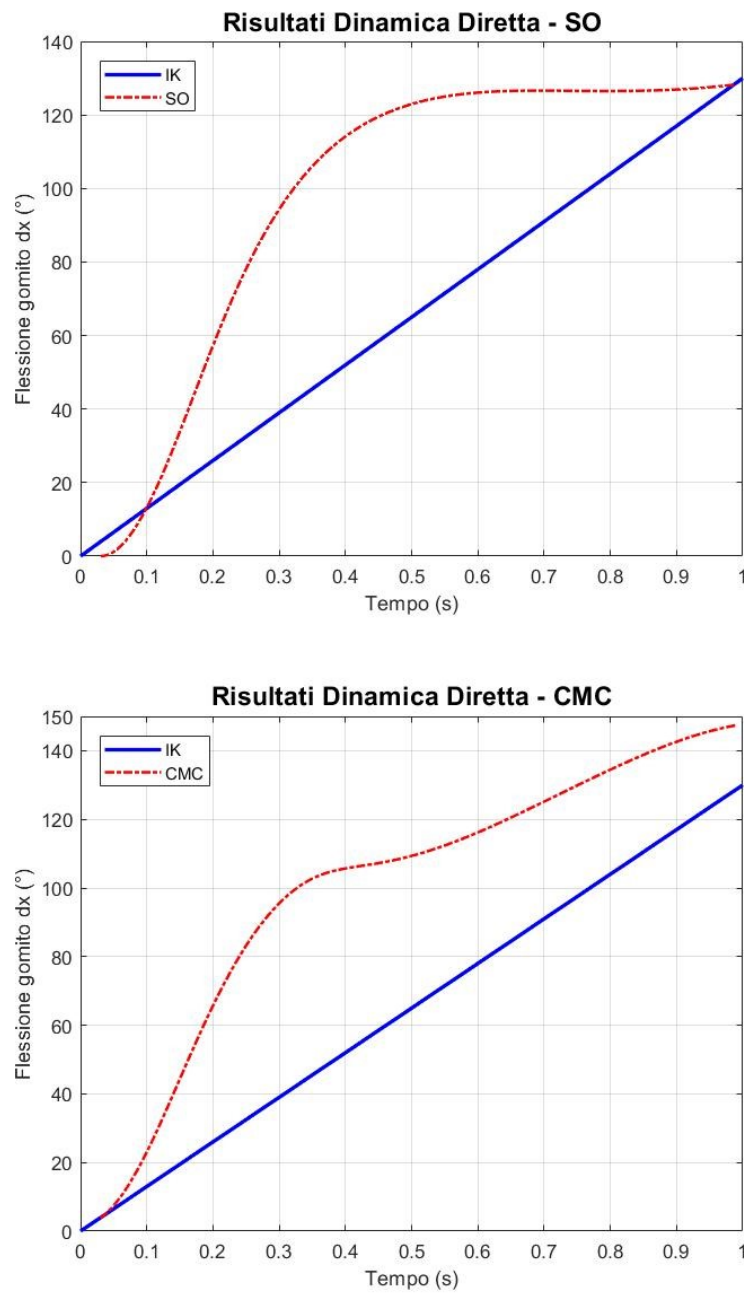


Figura B.53: Confronto tra la cinematica di input (IK) e la cinematica ricostruita tramite la Dinamica Diretta utilizzando come input i risultati dell'Ottimizzazione Statica (SO) e del CMC.

Dato che entrambi i metodi non riescono a ricostruire la corretta cinematica del movimento per il supporto temporale imposto, si è provato a variare l'intervallo della flessione del gomito da 1 s a 5 s, e si nota che, dopo le oscillazioni iniziali dovute alla forte componente di forza passiva, la CMC e la SO iniziano a seguire l'andamento della cinematica imposta.

Risultati Dinamica Diretta:

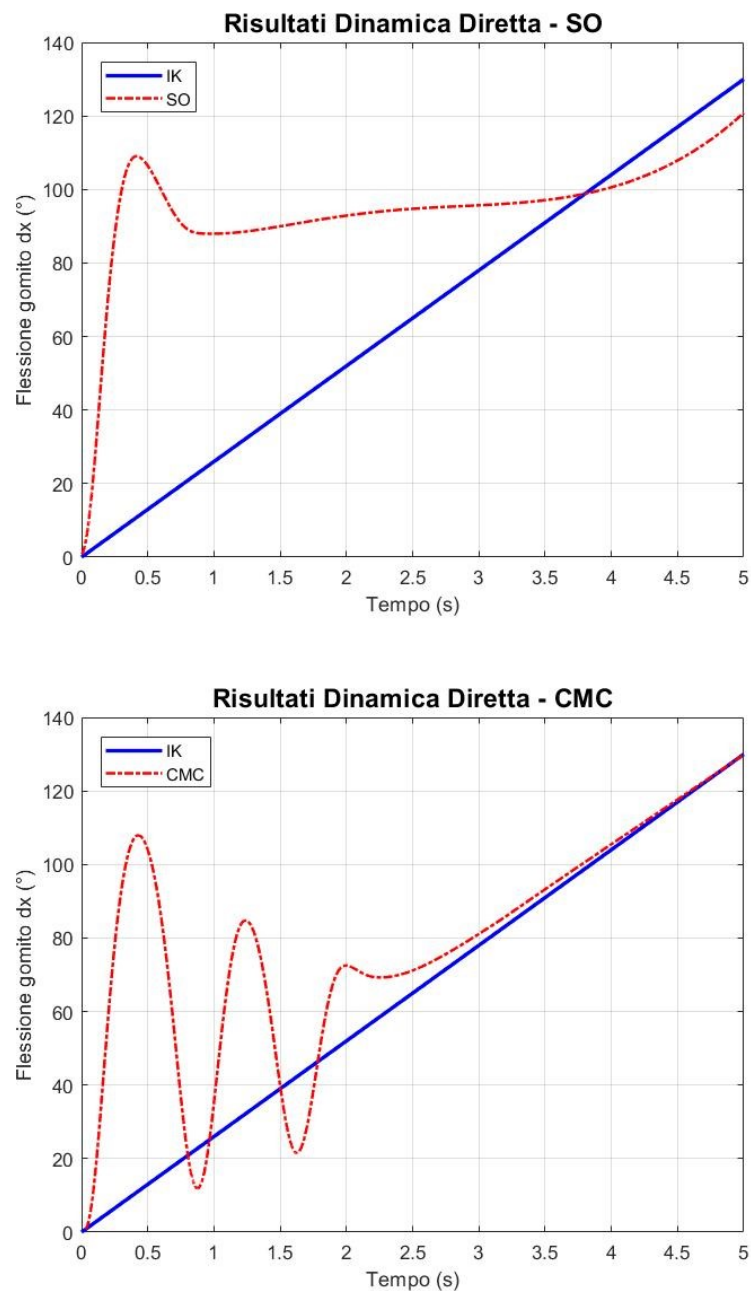


Figura B.54: Confronto tra la cinematica di input (IK) e la cinematica ricostruita tramite la Dinamica Diretta utilizzando come input i risultati dell'Ottimizzazione Statica (SO) e del CMC.

B.1.4 Conclusioni

Dalle simulazioni effettuate si può concludere che:

- È necessario settare correttamente i parametri del muscolo in esame in modo che rispecchino le caratteristiche del soggetto;

- La lunghezza delle fibre e dei tendini deve riprodurre le corrette curve caratteristiche del modello in modo da ottenere una forza passiva fisiologica. Infatti, si è ottenuto che valori di forza passiva troppo elevati portano a risultati non validi;
- Il calcolo utilizzando il CMC tiene conto di istanti di tempo successivi, mentre l'Ottimizzazione Statica non integra tra due istanti di tempo ma considera solo quello corrente;
- I due metodi per il calcolo della forza muscolare portano a risultati differenti quanto più il movimento cinematico imposto si discosta dalla quasi staticità;
- L'ottimizzazione Statica porta a risultati migliori utilizzando la relazione forza-lunghezza-velocità piuttosto che i generatori di forza ideale;
- Il CMC, rispetto all'Ottimizzazione Statica, calcola la forza muscolare considerando anche la componente passiva del muscolo, quindi peggiora nei risultati quanto più questa è elevata;
- Se i dati in ingresso sono rumorosi o presentano oscillazioni ad alta frequenza, i risultati migliorano andando a filtrare i dati attraverso un filtro passabasso.

B.2 Verifica modello 'Arm26_specchiato'

Funzione cinematica lineare

Si crea una cinematica di movimento per la flessione del gomito in cui l'angolo passa da 0° a 130° attraverso una funzione lineare con supporto temporale di 1 secondo. La flessione della spalla rimane costante a 0° per tutto l'intervallo di tempo. Il modello 'Arm26' presenterà nel file della cinematica (con estensione .mot) i GDL del solo arto destro, mentre 'Arm26_specchiato' avrà la stessa cinematica di movimento sia per il braccio destro che per il sinistro (Figura B.55).

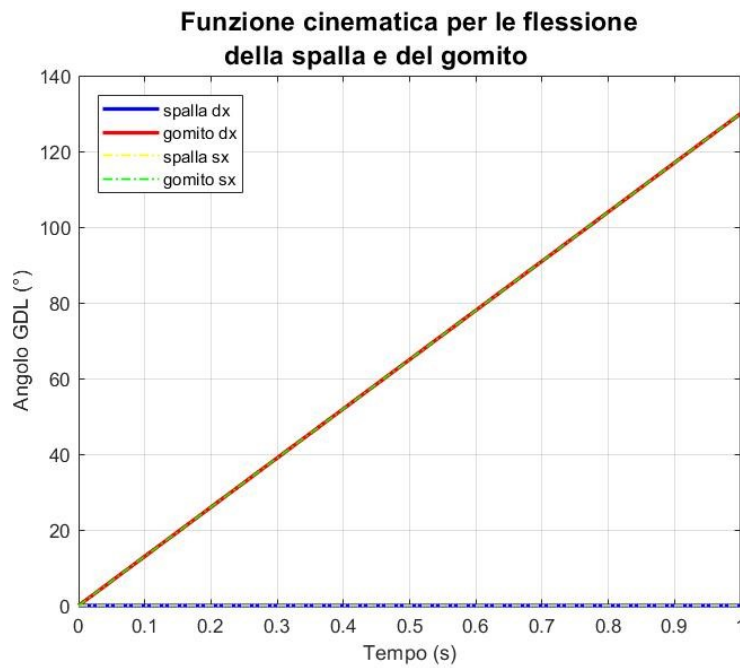


Figura B.55: Grafico della funzione cinematica per la flessione dei gomiti e della spalla destri e sinistri del modello.

Si è utilizzato lo strumento di Dinamica Inversa e si sono confrontati i risultati ottenuti dai due modelli imponendo la stessa cinematica in ingresso (Figura B.56 e Figura B.57).

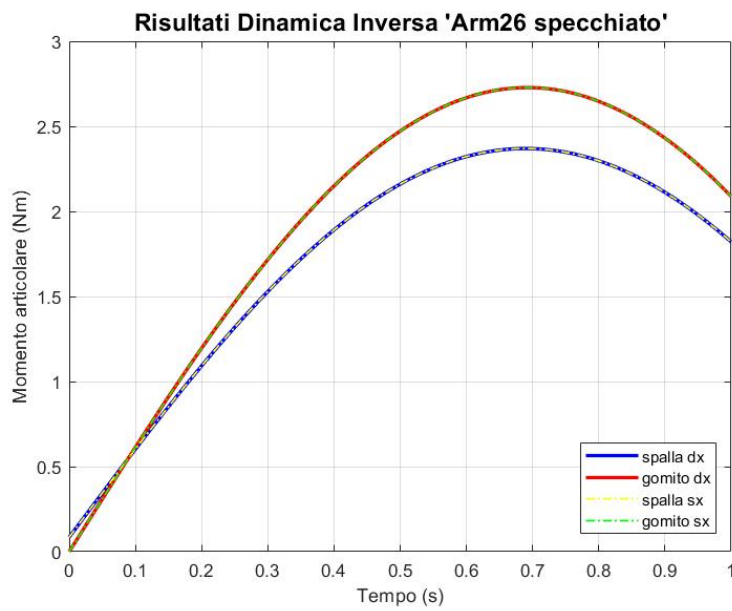


Figura B.56: Grafico dei momenti che si generano alle articolazioni in funzione del tempo nel modello 'specchiato'.

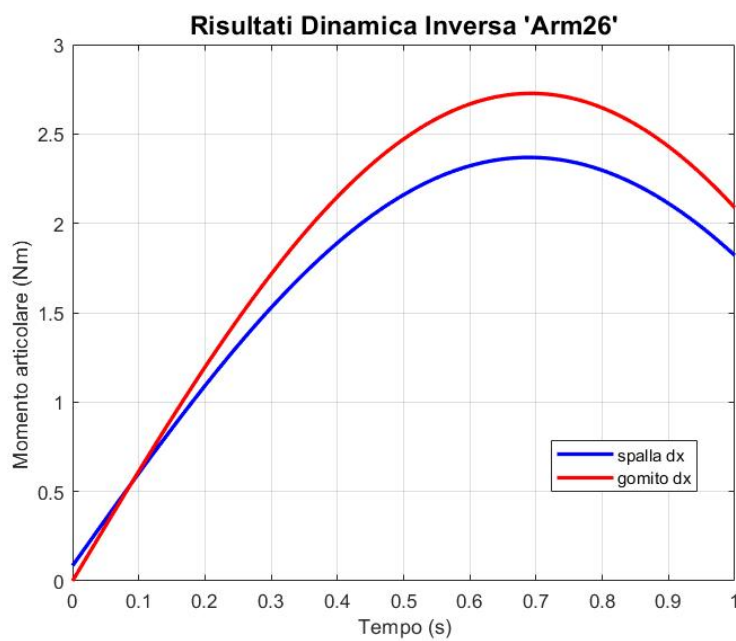
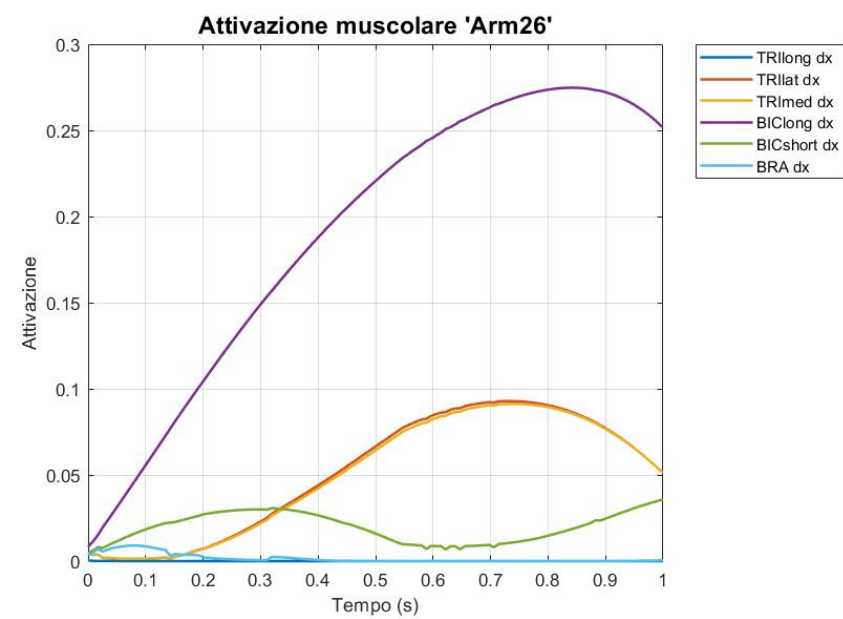
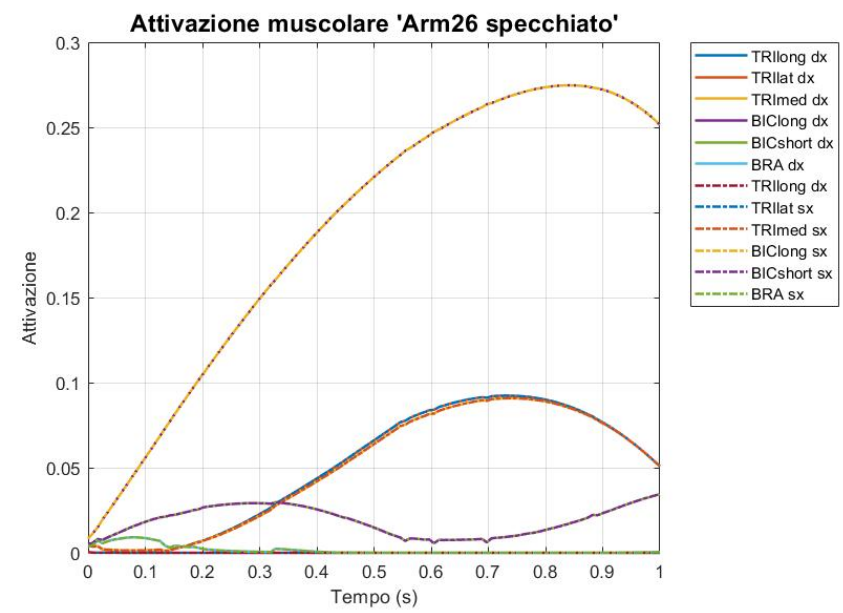


Figura B.57: Grafico dei momenti che si generano alle articolazioni in funzione del tempo nel modello originale.

Successivamente si sono utilizzati gli strumenti di Ottimizzazione Statica e CMC per confrontare l'attivazione e la forza sviluppata dai muscoli dei due modelli.

Risultati Ottimizzazione Statica:



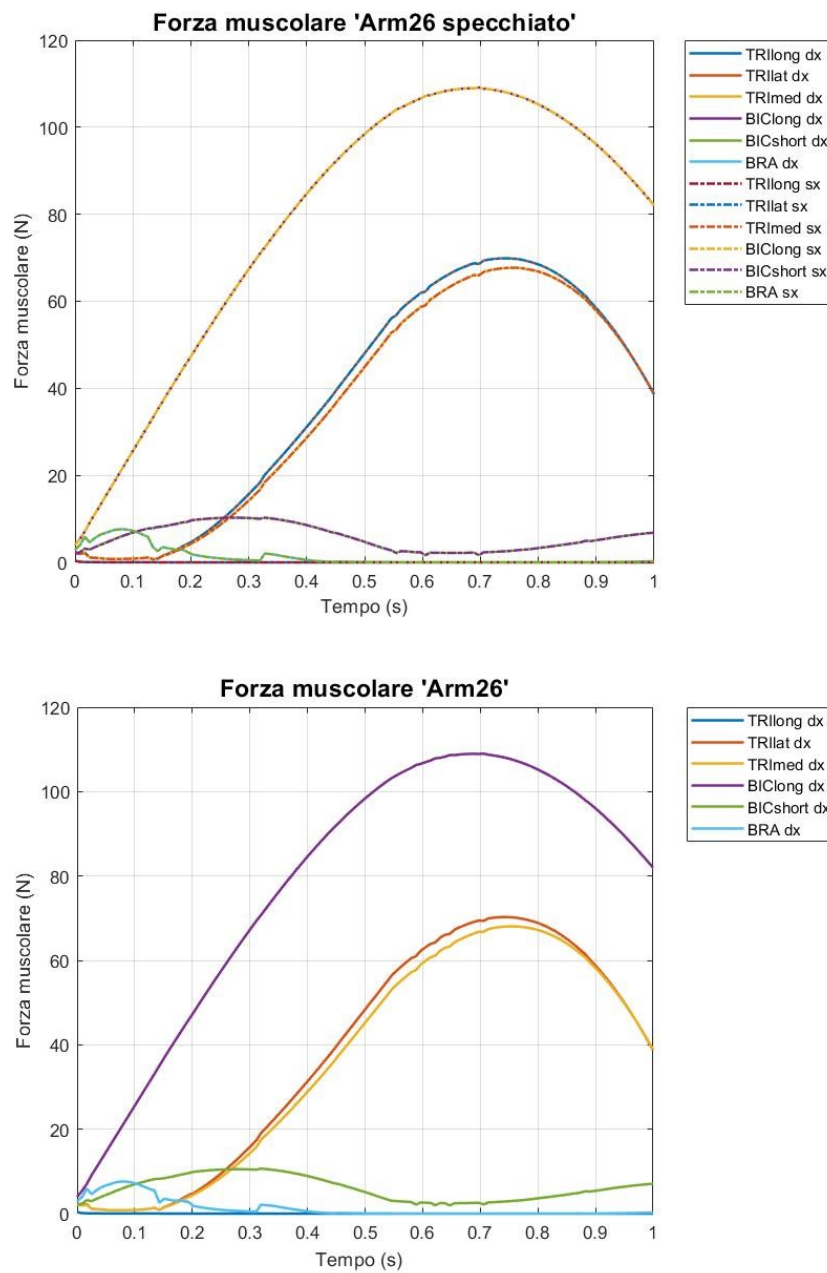
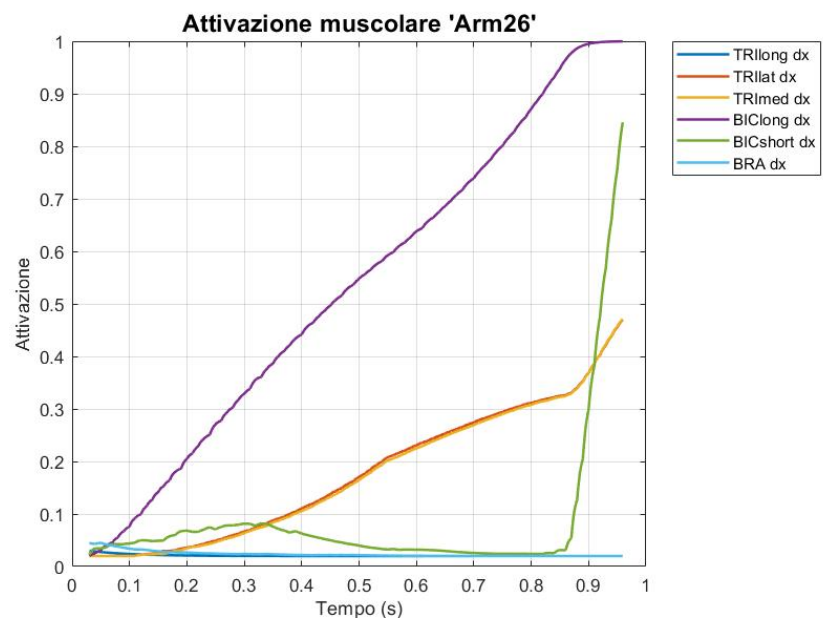
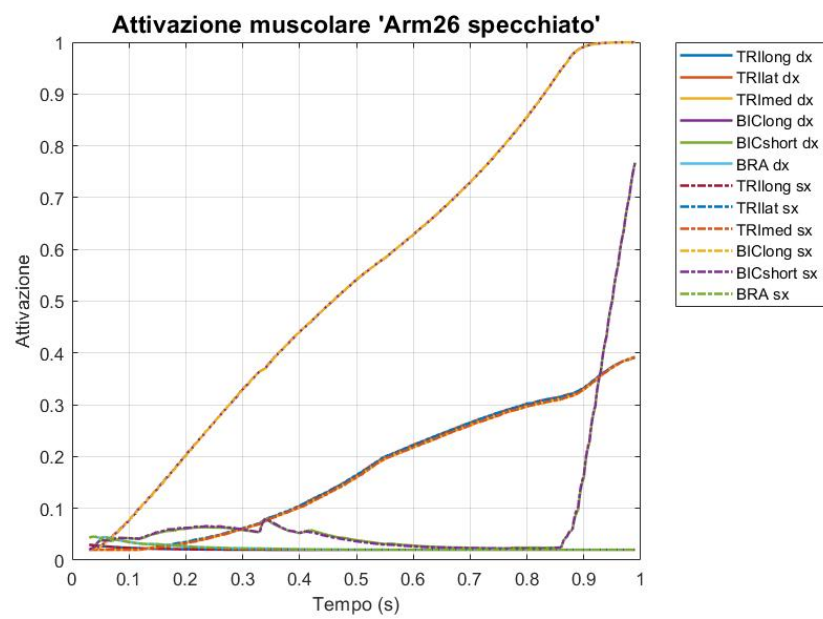


Figura B.58: Risultati dell'Ottimizzazione Statica sul modello 'specchiato' e sul modello originale.

Risultati CMC:



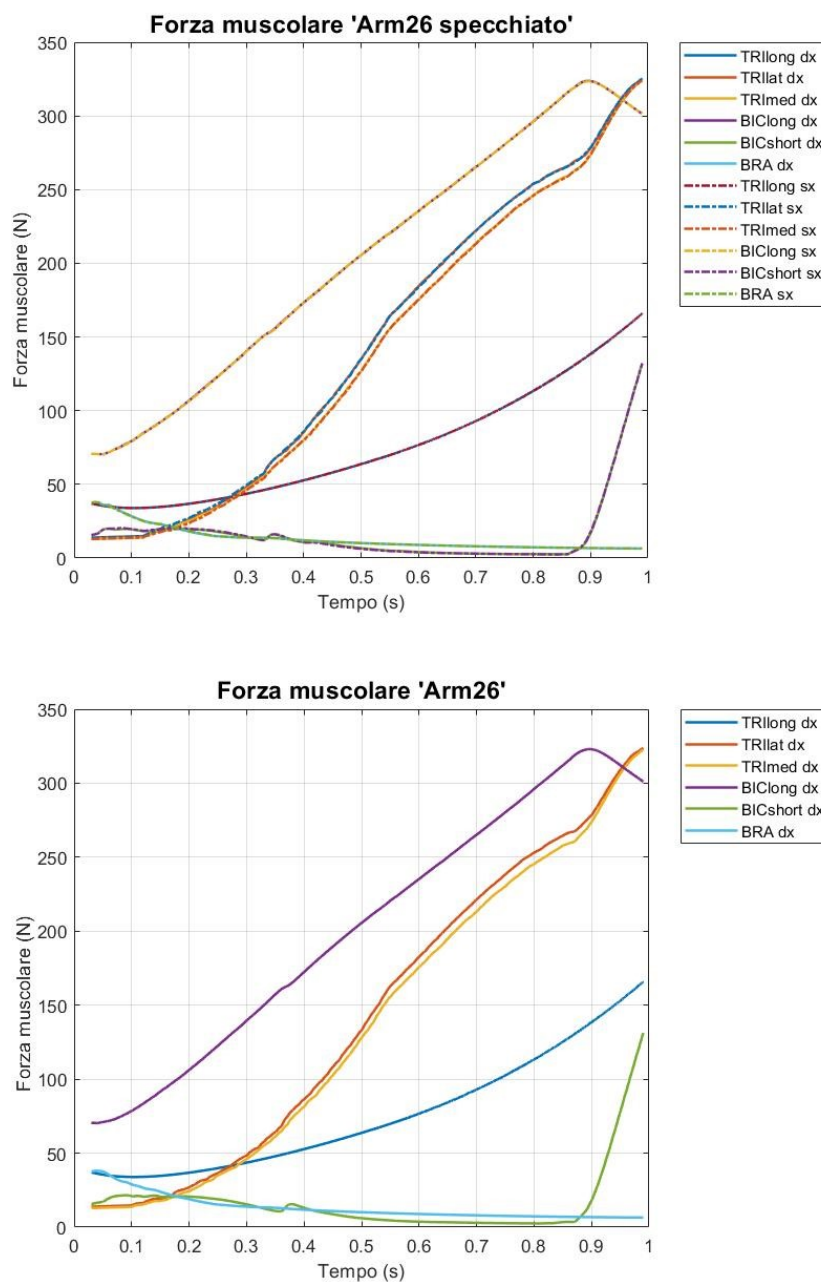


Figura B.59: Risultati del Computed Muscle Control sul modello 'specchiato' e sul modello originale.

Dai grafici dei risultati ottenuti tramite gli strumenti di Dinamica Inversa, Ottimizzazione Statica e Computed Muscle Control di OpenSim, si può osservare che i due modelli presentano le stesse caratteristiche e portano agli stessi risultati in termini di momenti articolari, forze e attivazioni muscolari.

Funzione cinematica sinusoidale

Per introdurre nel calcolo delle forze muscolari anche le componenti inerziali, si è implementata una funzione cinematica cosinusoidale, facendo variare gli angoli articolari dei gomiti destro e sinistro seguendo una cosinusoide a partire dalla configurazione con braccia distese (flessione del gomito di 0°) fino al valore di flessione pari a 90° nell'arco di 1 secondo di tempo. La flessione della spalla rimane costante a 0° per tutto l'intervallo di tempo. Il modello 'Arm26' presenterà nel file della cinematica (con estensione .mot) i GDL del solo arto destro, mentre 'Arm26_specchiato' avrà la stessa cinematica di movimento sia per il braccio destro che per il sinistro (Figura B.60).

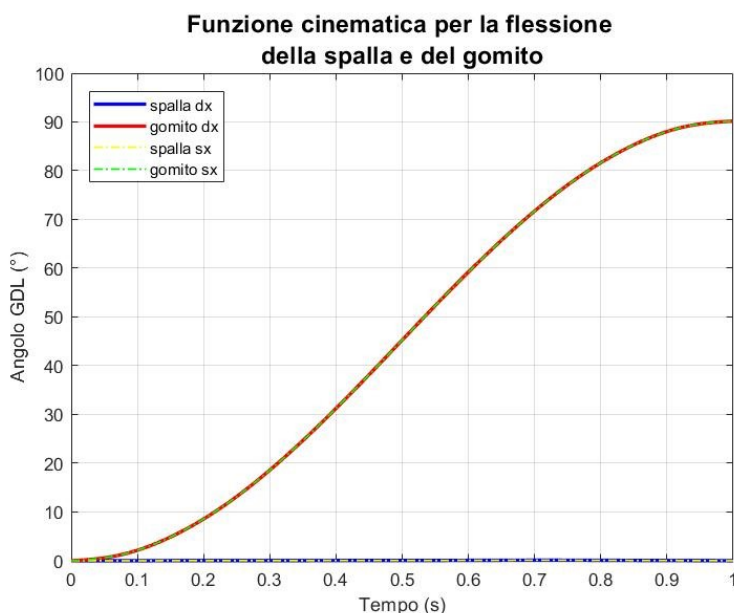


Figura B.60: Grafico della funzione cinematica per la flessione dei gomiti e della spalla destri e sinistri del modello.

Si è utilizzato lo strumento di Dinamica Inversa e si sono confrontati i risultati ottenuti dai due modelli imponendo la stessa cinematica in ingresso (Figura B.61e Figura B.62).

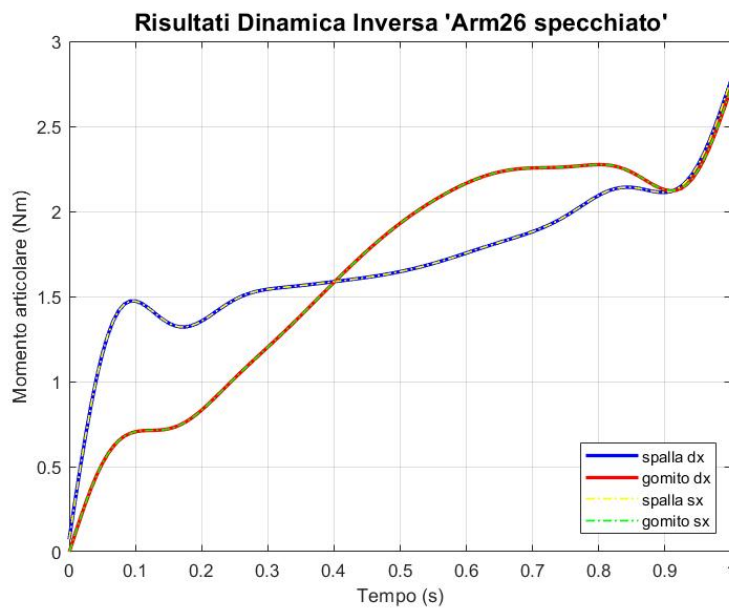


Figura B.61: Grafico dei momenti che si generano alle articolazioni in funzione del tempo nel modello 'specchiato'.

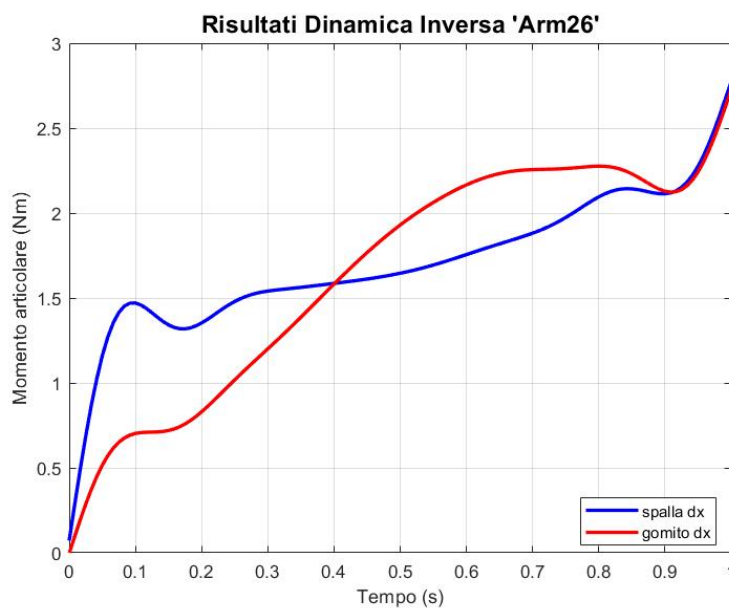
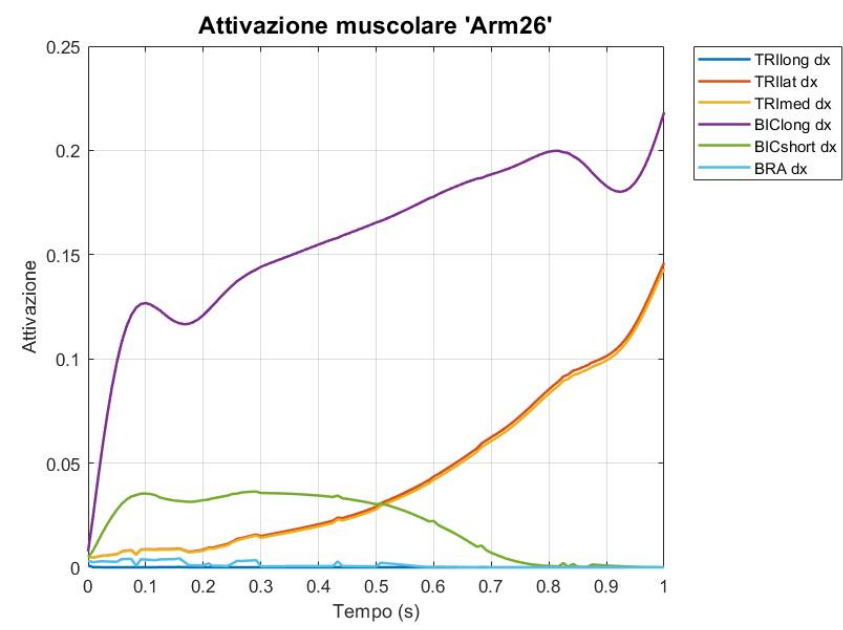
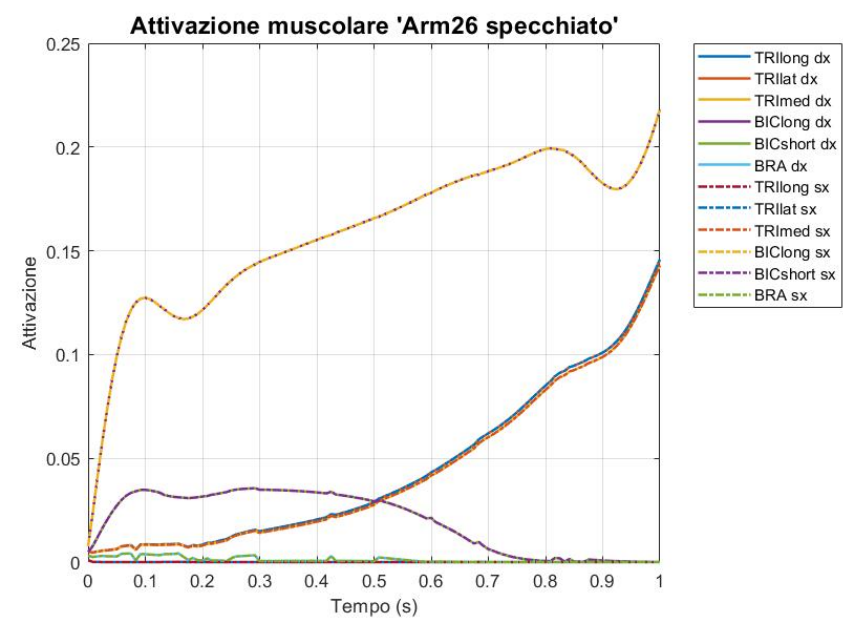


Figura B.62: Grafico dei momenti che si generano alle articolazioni in funzione del tempo nel modello originale.

Successivamente si sono utilizzati gli strumenti di Ottimizzazione Statica e CMC per confrontare l'attivazione e la forza sviluppata dai muscoli dei due modelli.

Risultati Ottimizzazione Statica:



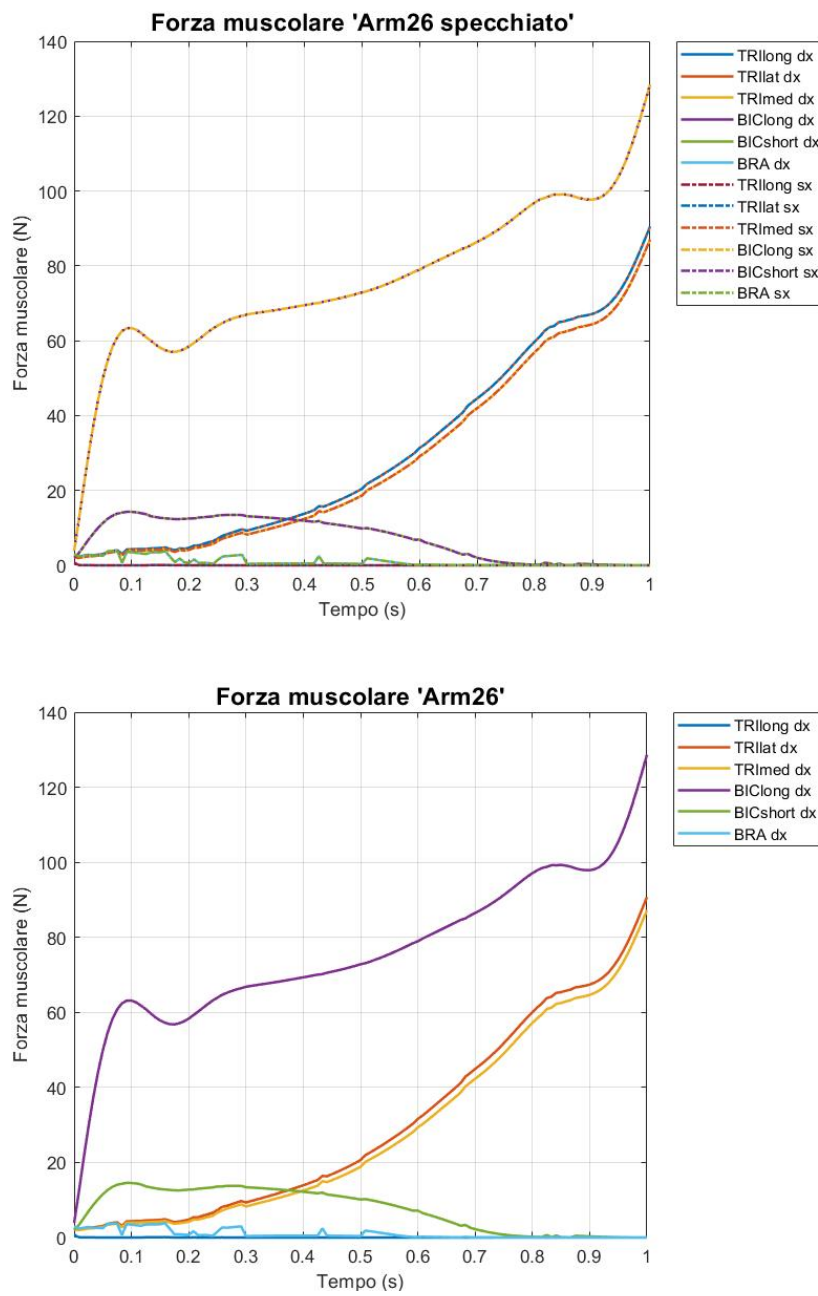
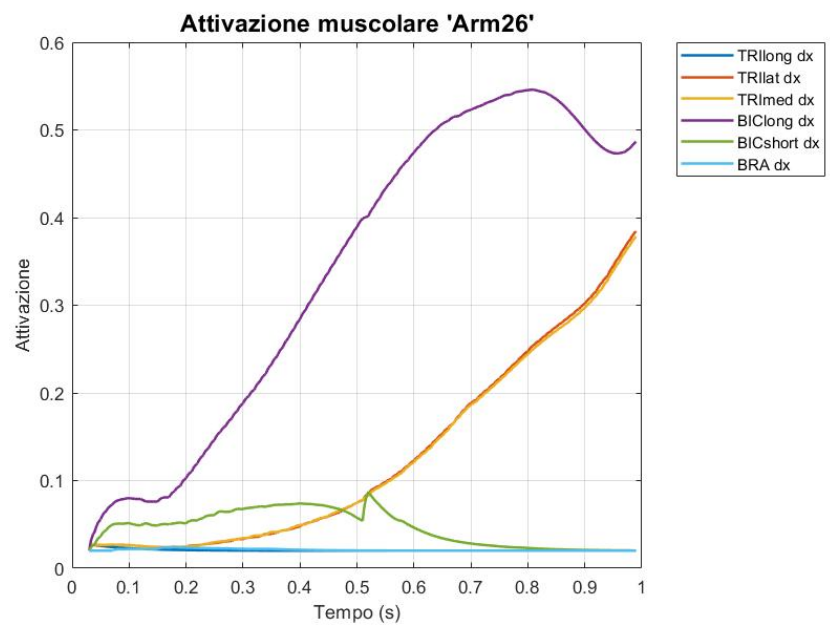
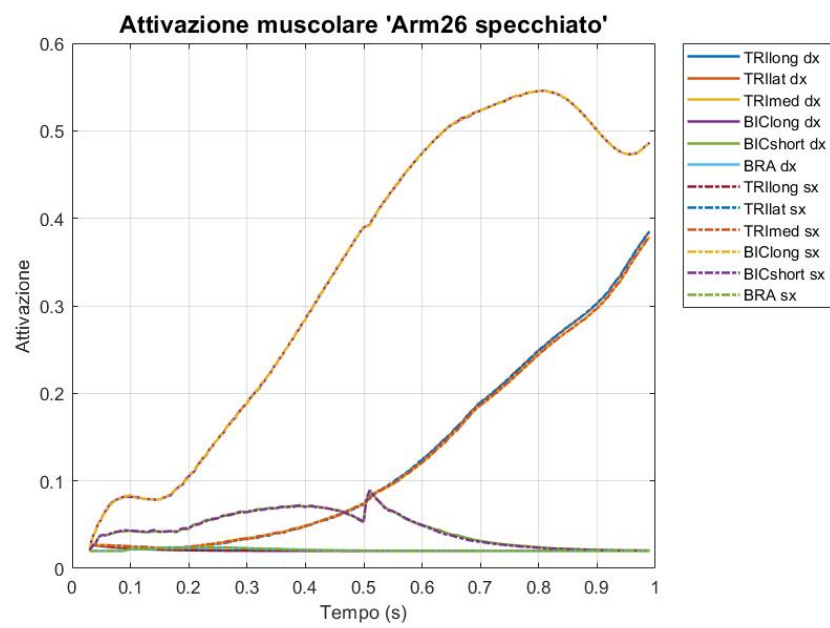


Figura 63: Risultati dell'ottimizzazione Statica sul modello 'specchiato' e sul modello originale.

Risultati CMC:



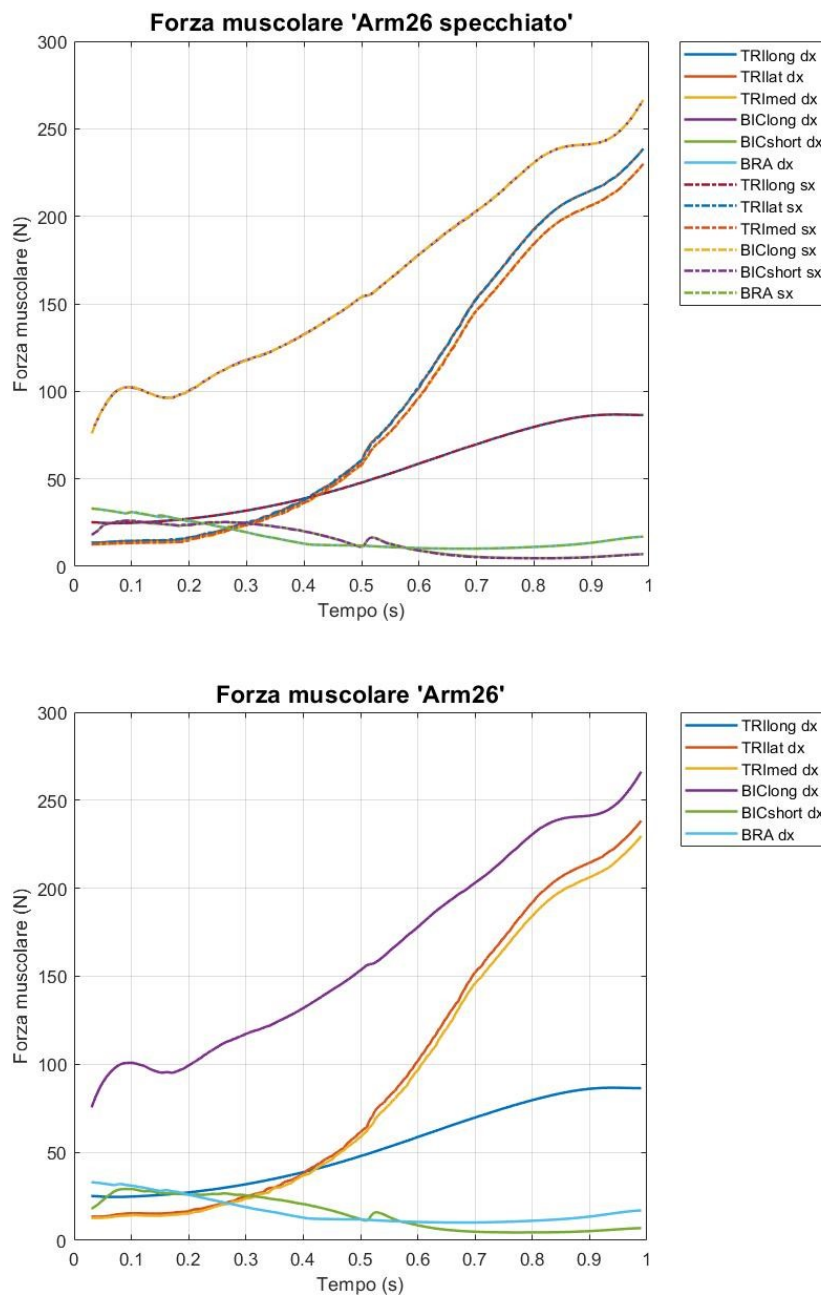


Figura B.64: Risultati del Computed Muscle Control sul modello 'specchiato' e sul modello originale.

Anche con una cinematica cosinusoidale di flessione del gomito i risultati dei due modelli permangono gli stessi per gli strumenti utilizzati.

Di conseguenza il modello 'Arm26_specchiato' si può considerare come il modello 'Arm26' di OpenSim specchiato della sua parte sinistra di arto superiore.