

POLITECNICO DI TORINO

Corso di Laurea Magistrale
in Ingegneria Meccanica

Tesi di Laurea Magistrale

Studio di interazione uomo-esoscheletro per il supporto del tronco in
ambito manifatturiero



Relatore

Prof. Stefano Paolo Pastorelli

Correlatore

Prof.ssa Laura Gastaldi

Candidato

Claudia Carubia

Anno Accademico 2018/2019

Indice

Sommario.....	1
Capitolo 1.....	2
1. Stato dell'arte degli esoscheletri in ambito manifatturiero	2
Capitolo 2.....	13
2. Biomeccanica della zona lombo-sacrale del corpo umano	13
Capitolo 3.....	17
3. Modello uomo-esoscheletro	17
3.1 Modello uomo	17
3.1.1 Versione 1.0	17
3.1.2 Versione 2.0	19
3.2 Modello esoscheletro	20
3.3 Interfaccia uomo-esoscheletro	22
3.4 Pianificazione della cinematica da assegnare nei giunti dell'uomo	25
3.5 Modellazione del sistema di supporto dell'esoscheletro	28
Capitolo 4.....	31
4. Simulazioni preliminari modello uomo-esoscheletro	31
4.1 Analisi del modello dell'uomo in diverse modalità di flessione del tronco	31
4.1.1 Definizione degli input cinematici.....	31
4.1.2 Risultati della simulazione.....	35
4.1.3 Considerazioni.....	42
4.2 Analisi del modello uomo-esoscheletro al variare del livello di supporto fornito dal dispositivo.....	46
4.2.1 Definizione degli input cinematici.....	46
4.2.2 Caratterizzazione del sistema di supporto.....	47
4.2.3 Risultati della simulazione.....	49
4.2.4 Considerazioni.....	58
Capitolo 5.....	62
5. Confronto degli output di simulazione nei movimenti di stoop, squat e semi-squat ..	62

5.1 Caratterizzazione del sistema di supporto	65
5.2 Movimento stoop	68
5.2.1 Definizione degli input cinematici	68
5.2.2 Meccanismo di attivazione del sistema di supporto	70
5.2.3 Risultati della simulazione	71
5.2.4 Considerazioni	81
5.3 Movimento squat	86
5.3.1 Definizione degli input cinematici	86
5.3.2 Meccanismo di attivazione del sistema di supporto	88
5.3.3 Risultati della simulazione	89
5.3.4 Considerazioni	97
5.4 Movimento semi-squat	100
5.4.1 Definizione degli input cinematici	100
5.4.2 Meccanismo di attivazione del sistema di supporto	102
5.4.3 Risultati della simulazione	103
5.4.4 Considerazioni	123
Conclusioni	130
Ringraziamenti	133
Bibliografia	135

Sommario

L'idea dell'esoscheletro nasce dall'esigenza di progettare un sistema robotico indossabile in grado di cooperare con l'uomo, al fine di creare un nuovo sistema più performante che sfrutta la combinazione delle potenzialità delle due risorse. Ognuno dei due sistemi cerca di sopperire ai limiti dell'altro, il robot dona forza, rigidità, resistenza e l'uomo regola la movimentazione del robot attraverso il movimento del corpo. È una struttura meccanica che si collega al corpo umano esternamente e serve a dare sostegno oppure ad aumentare la forza muscolare [1].

Negli ultimi anni nel mondo della ricerca si è diffuso un interesse sempre più crescente nei confronti degli esoscheletri da applicare in ambito industriale. Nonostante esistano delle normative che regolano le misure da adottare in ambiente di lavoro in modo da tutelare la salute del lavoratore, continuano a verificarsi molti casi di persone in cui insorgono disturbi fisici a causa dell'attività lavorativa. L'impegno di studiare e sviluppare dispositivi quali gli esoscheletri da adoperare in ambito manifatturiero nasce proprio con l'intento di migliorare la condizione fisica dei lavoratori, permettendo in questo modo di prevenire l'insorgere di traumi fisici.

Lo studio condotto all'interno di questa tesi si inserisce all'interno dell'attuale ricerca mirata allo sviluppo di esoscheletri in ambito manifatturiero e nello specifico è rivolta all'analisi della tipologia di esoscheletro destinata al sostegno della zona lombare. L'obiettivo è quello di evidenziare quali siano i carichi cui è sottoposta in particolare la zona lombare del corpo e quali siano gli effetti dell'interazione uomo-esoscheletro, quando vengono compiuti dal corpo dei movimenti che richiedono uno sforzo rilevante nella zona lombare, come ad esempio il movimento di tipo *stoop* o *squat*. L'analisi è stata svolta su un modello creato in ambiente di simulazione, che prevede la sintesi abbastanza semplice ed elementare del corpo umano, dell'esoscheletro e dell'interfaccia tra i due soggetti.

Capitolo 1

1. STATO DELL'ARTE DEGLI ESOSCHELETRI IN AMBITO

MANIFATTURIERO

Inizialmente gli esoscheletri sono nati principalmente per essere utilizzati essenzialmente in ambito medicale, dove il dispositivo acquisisce un'importanza rilevante ed in alcuni casi fondamentale per l'utente; infatti l'uso di questi dispositivi consente di aiutare persone con problemi fisici o disabili ad eseguire azioni basilari e quotidiane come il semplice camminare, afferrare oggetti o salire le scale [2].

Soltanto più di recente il concetto di esoscheletro è stato trasferito anche in altri campi come quello militare o industriale. Nel primo caso l'obiettivo è quello di aumentare le potenzialità fisiche dei soldati, permettendogli di trasportare ingenti carichi senza troppa fatica e senza andare ad inficiare la rapidità e l'agilità nei movimenti [1]; nel secondo caso invece l'intento è quello di evitare l'eccessivo sforzo muscolare richiesto nelle attività lavorative, dove i destinatari sono quei lavoratori che, a causa dell'attività che svolgono, potrebbero maturare disfunzioni a livello fisico.

Le principali patologie che possono manifestarsi in attività di tipo industriale sono le malattie e disturbi muscoloscheletrici da sovraccarico biomeccanico (in sigla "DMS"), definite come qualsiasi lesione o patologia alle articolazioni o ad altri tessuti. In genere colpiscono principalmente la schiena, il collo, le spalle e gli arti superiori e sono legati ad attività come la movimentazione di carichi, l'assunzione di posizione scorrette, movimenti ripetitivi o che richiedono uno sforzo [3].

Al fine di evitare l'insorgere di questi disturbi sono stati studiati e sviluppati degli esoscheletri adatti a supportare una specifica parte o l'intero corpo; si distinguono infatti esoscheletri per gli arti superiori, per gli arti inferiori o per il corpo intero [2]. Un'ulteriore classificazione porta alla distinzione tra esoscheletri attivi ed esoscheletri passivi. I passivi puntano più che altro al sostegno della parte del corpo maggiormente sollecitata mediante l'utilizzo di dispositivi, quali molle o smorzatori, in grado di accumulare energia dal movimento del corpo e di rilasciarla quando il corpo richiede il sostegno; i principali problemi che presentano sono legati al fatto che restituiscono una forza (il supporto) in un range limitato legato alla caratteristica del componente elastico. Gli esoscheletri attivi consentono non solo di fornire supporto, ma di modulare l'assistenza in base all'esigenza del lavoratore stesso, mediante giunti attivi quali motori elettrici, attuatori idraulici o pneumatici; rispetto ai passivi riescono a restituire la forza richiesta con maggiore variabilità ed adattamento, ma presentano altri problemi come incremento del peso e dell'ingombro eccessivi, piuttosto che la necessità

di ulteriori componenti meccanici ed elettronici, come attuatori, drivers, interfacce elettroniche, sistemi di controllo e batterie. [2] Altri problemi comuni a tutti gli esoscheletri e che sono oggetto di studio oggi, indipendentemente dalla tipologia, sono legati ad aspetti di ergonomia quali comfort, vestibilità ed adattabilità.

La scelta tra le due tipologie dipende dalla struttura dell'esoscheletro e dall'obiettivo che si vuole realizzare, nei casi più complessi si può arrivare anche alla progettazione di un esoscheletro con entrambi i tipi di giunti, sia attivi sia passivi. In genere gli esoscheletri volti a dare assistenza all'utente sono del tipo antropomorfo, ovvero la struttura meccanica è articolata in modo tale che gli assi di rotazione dei giunti del dispositivo siano allineati con gli assi di rotazione delle articolazioni dell'uomo. Una struttura del genere risulta piuttosto semplice da progettare ma d'altra parte non è invece altrettanto semplice adattarla in modo ottimale al corpo, garantendo l'allineamento degli assi di rotazione ed il soddisfacimento di tutti i gradi di libertà anche durante l'esecuzione del movimento [1]. L'introduzione di esoscheletri in ambiente industriale richiede inoltre che la loro progettazione sia fatta in modo che il dispositivo risulti adattabile ad utenti di taglie e caratteristiche fisiche differenti.

Dei risultati promettenti sono già stati raggiunti nell'ambito degli esoscheletri passivi o attivi atti a fornire supporto in specifiche regioni del corpo, come arti superiori o la schiena. Tra gli esoscheletri per il sostegno degli arti superiori ad esempio è emerso sul mercato il *MATE* della Comau [4]. È un esoscheletro passivo che attraverso l'utilizzo di elementi elastici posti in corrispondenza delle braccia riesce a fornire la forza necessaria a sostenere gli arti nella posizione di sollevamento. Il risultato è la riduzione dell'affaticamento muscolare al livello delle spalle. La semplicità, l'efficacia e l'adattabilità della struttura lo rendono uno degli esoscheletri passivi per il sostegno degli arti superiori maggiormente promettente e funzionale [4]. Questo esoscheletro è indirizzato per tutti i task industriali di precisione e non che prevedono il mantenimento delle braccia sollevate per lungo tempo. In Fig. 1.1 si riporta la rappresentazione del MATE indossato.



Fig. 1.1 – esoscheletro MATE

Un altro esempio di esoscheletro già fortemente sviluppato e prodotto a livello commerciale è l'*Ironhand* dell'azienda svedese Bioservo. Si tratta di un guanto realizzato per aumentare il grip della mano; la struttura si basa sulla tecnologia SEM (Soft Extra Muscle), la quale introduce una logica di "rilevamento intenzionale" che attiva il supporto se, e solo se, chi lo indossa inizia il movimento con un movimento naturale ed intuitivo. Ciò è ottenuto dai sensori che rilevano l'azione dell'utente e rafforza questa azione attivando i motori. Questi rispondono immediatamente, e in modo naturale, per facilitare il movimento previsto; dunque il guanto è in grado di rilevare quando l'utente afferra un oggetto. Maggiore è la forza che l'utente esercita maggiore è la potenza fornita [5].

Questo esoscheletro rientra nella nuova tipologia di esoscheletri definiti *exosuit*; si tratta di dispositivi costituiti da elementi in tessuto che si accoppiano con il corpo e trasferiscono una forza attraverso un attuatore. Non sono rigidi, aderiscono molto bene alla parte del corpo interessata e quindi sono facili da indossare e si adattano bene al corpo. Rispetto agli esoscheletri rigidi sono caratterizzati dai seguenti vantaggi: leggerezza, bassa inerzia, sfruttano le articolazioni stesse del corpo superando in questo modo le difficoltà legate all'allineamento dei giunti con le articolazioni, non limitano i movimenti naturali biomeccanici del corpo [6]. In Fig. 1.2 si riporta la rappresentazione dell'*Ironhand* indossato.

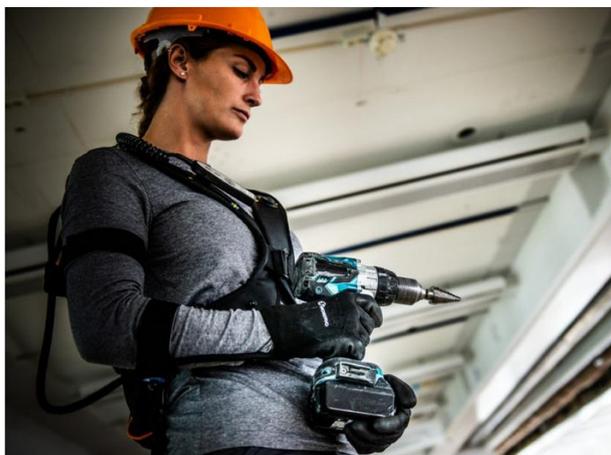


Fig. 1.2 – esoscheletro *Ironhand*

In linea con quelli che sono i dati relativi all'insorgere principalmente di disturbi muscoloscheletrici, una delle zone del corpo maggiormente colpita è la schiena ed in particolare la zona lombare. Ci sono molteplici esempi di modelli di esoscheletro realizzati per il sostegno della zona lombare, ma ancora la maggior parte in fase soltanto prototipale. Tra gli esoscheletri attivi un esempio è costituito dal dispositivo proposto all'interno del progetto *Robo-Mate* [7]. La progettazione dell'esoscheletro deriva dalla realizzazione di un modello meccanico, necessario per verificare e validare l'effetto dell'esoscheletro sul

corpo umano; il modello del corpo umano risulta costituito principalmente da un unico elemento che rappresenta il tronco, il quale può ruotare sul piano sagittale attorno ad un giunto rotoidale, corrispondente all'articolazione lombo-sacrale; tiene conto inoltre della presenza di un carico posizionato solidalmente al tronco e modella l'azione dei muscoli spinali sotto forma di una forza agente sul tronco, in direzione parallela rispetto al segmento del tronco, in modo da generare una coppia contraria all'azione di gravità. Il trauma nella zona lombare può essere associato alla compressione dei dischi lombari, dovuta all'eccessivo sforzo esercitato dai muscoli spinali. Nel modello la forza vincolare di reazione nel giunto rotoidale viene indicata come rappresentante della compressione dei dischi e costituisce quindi la grandezza principale di riferimento. L'azione dell'esoscheletro è modellata molto semplicemente sotto forma di una forza agente sul tronco in direzione perpendicolare, in modo tale da esercitare una coppia rispetto al giunto rotoidale, senza generare un'ulteriore sollecitazione di compressione, con la finalità di ridurre l'azione muscolare. Il prototipo dell'esoscheletro che deriva dal modello risulta costituito da tre parti: il modulo della pelvi, principale parte di collegamento tra dispositivo e corpo, il modulo delle cosce ed il modulo del tronco; quest'ultimi collegano il modulo della pelvi al tronco ed alle cosce, sui quali sono applicate delle coppie opposte. L'unità attuatrice è costituita da un motore che controlla la flessione/estensione del tronco e delle gambe. Sono consentiti ulteriori gradi di libertà di movimento in modo da non limitare il range di movimento naturale dell'uomo, però non sono gdl attuati [8], [7]. L'esoscheletro è stato progettato per dare supporto in attività che prevedono il sollevamento o il trasporto di carichi e per dare sostegno nel mantenimento della postura. Analisi sperimentali hanno confermato che l'utilizzo del dispositivo comporta la riduzione dello sforzo muscolare sulla schiena, ma anche delle elevate pressioni di contatto sul tronco, sulle cosce e sulle spalle [9].

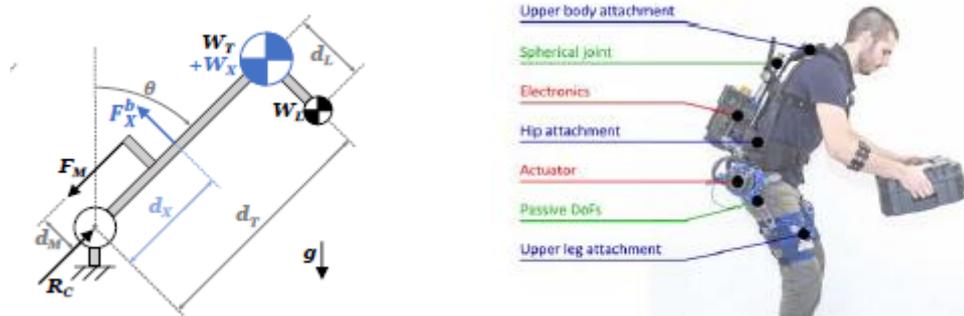


Fig. 1.3 – modello e prototipo dell'esoscheletro Robo-Mate

Un'altra interessante tipologia di esoscheletro attivo è il *Muscle Suite*. A differenza dei più diffusi esoscheletri attivi che utilizzano dei motori elettrici per l'attuazione, in questo caso l'attuazione è messa in atto attraverso degli attuatori pneumatici, in grado di riprodurre l'azione esercitata dai muscoli nel corpo umano. La funzionalità dell'esoscheletro si basa sull'utilizzo del muscolo artificiale di McKibben: è un attuttore pneumatico costituito da una camera d'aria interna, circondata da un guscio di maglia intrecciata (con fili flessibili ma non estensibili), attaccato alle estremità a dei raccordi. Quando la camera d'aria interna è pressurizzata, l'aria fortemente pressurizzata spinge contro la superficie interna e contro il guscio esterno, tendendo ad aumentare il suo volume. A causa della non estensibilità delle filettature nel guscio di maglia intrecciata, l'attuttore si accorcia in base al suo aumento di volume e/o produce un carico, se è accoppiato ad un carico meccanico. I muscoli artificiali sono cuciti su un indumento che si indossa facilmente come una tuta, da qui il nome *Muscle Suite*; quando ricevono l'aria pressurizzata, si contraggono e, essendo collegati nelle estremità alla tuta, provocano la contrazione dell'indumento, che solleva infine l'arto. Prove sperimentali hanno riportato che l'uso di muscoli artificiali è in grado di ridurre lo sforzo muscolare, ma presenta dei problemi legati ad esempio al limite del range dei gradi di mobilità possibili oppure allo slittamento ed allentamento della tuta. Il principio di funzionamento dei muscoli artificiali è stato utilizzato come punto di partenza per la progettazione di un esoscheletro per il sostegno delle braccia, sotto forma di un'armatura con un telaio cilindrico collegato da giunti meccanici. Gli attuatori pneumatici sono posti dietro la schiena e trasmettono l'attuazione nei giunti attraverso dei cavi di collegamento interni. Il risultato è la riduzione dello sforzo muscolare al livello di gomito e spalla nei lavori manuali [10]. In Fig. 1.4 si riporta uno schema del muscolo artificiale di McKibben e dell'esoscheletro *Muscle Suite* per il sostegno delle braccia.

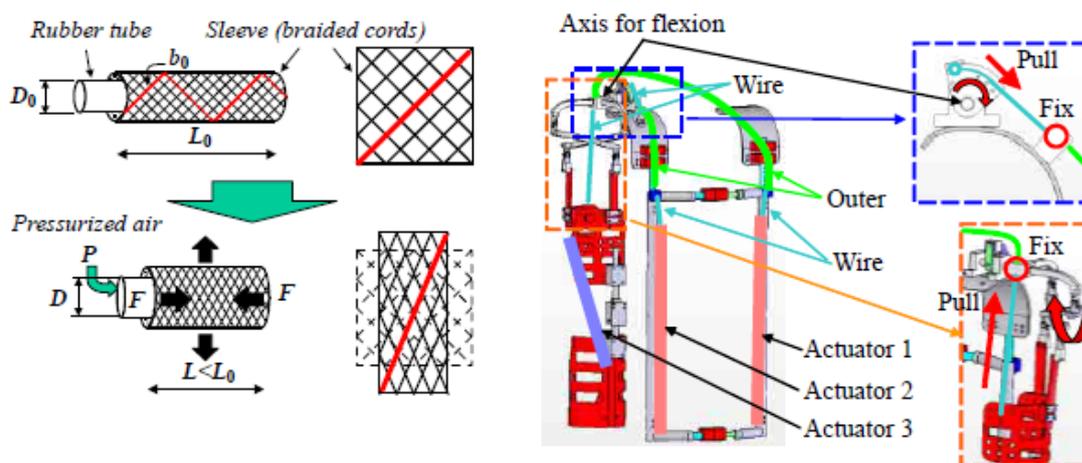


Fig. 1.4 – muscolo artificiale di McKibben ed esoscheletro *Muscle Suit* per il sostegno delle braccia

Lo stesso concept è stato esteso anche al sostegno della zona lombare, realizzando un esoscheletro apposito. Il progetto dell'esoscheletro nasce dal seguente schema meccanico (Fig. 1.5): l'inclinazione in avanti della parte superiore del corpo è supposta come la rotazione della parte superiore del corpo contro quella inferiore intorno all'articolazione dell'anca; la puleggia mostrata con il cerchio di contorno blu ruota attorno ad una puleggia indicata dal cerchio nero (puleggia fissa). La puleggia con profilo blu è collegata al telaio posteriore e un'estremità dell'attuatore è montata nella parte superiore del telaio posteriore. Il cavo, collegato all'altra estremità dell'attuatore, è fissato alla puleggia fissa attraverso la puleggia montata sul telaio posteriore. La forza di contrazione dell'attuatore viene quindi convertita in coppia ed il corpo superiore viene sollevato. Se è richiesta una coppia elevata può essere montato un attuatore anche sulla struttura delle cosce. Integrando lo schema meccanico iniziale con le opinioni degli utenti, è stato sviluppato il prototipo in Fig. 1.5; il sistema di attuazione è inserito nella parte del dispositivo posta dietro la schiena e contiene 4 muscoli artificiali di McKibben; sensori di pressione, elettrovalvole, microprocessore ed un serbatoio completano la struttura del sistema [11]. In Fig. 1.5 si riporta un'immagine del prototipo del *Muscle Suite* per il sostegno del tronco.

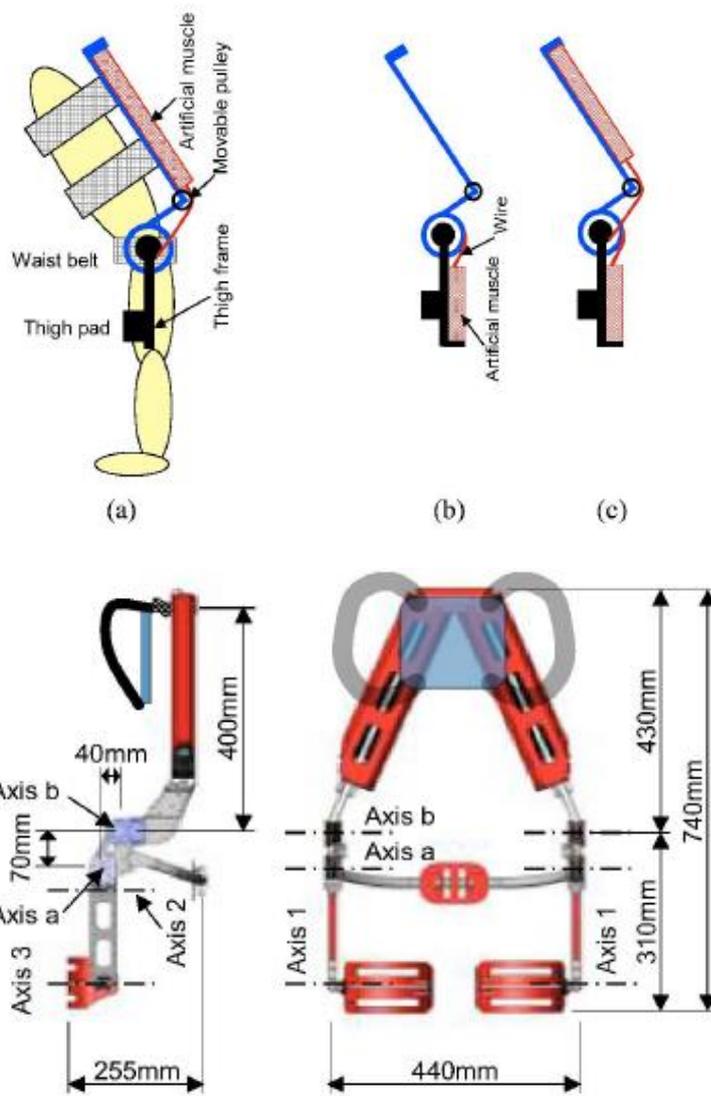


Fig. 1.5 – schema di funzionamento e prototipo dell'esoscheletro Muscle Suit per il sostegno della schiena

Tra gli esoscheletri passivi per il sostegno del tronco si inserisce il *PLAD*, un dispositivo che serve per aumentare la forza muscolare durante il sollevamento di carichi. Il modello cerca di riprodurre i muscoli umani attraverso l'utilizzo di elementi elastici, che si configurano quindi come dei muscoli aggiuntivi esterni, posizionati in modo tale da risultare paralleli ai muscoli interni della schiena e delle gambe. La caratteristica degli elementi elastici è quella di accumulare energia quando la persona flette il tronco durante un task di sollevamento e di rilasciare l'energia accumulata durante la fase successiva di estensione del tronco, riducendo in questo modo lo sforzo richiesto ai muscoli. Dalle prove sperimentali, che sono state condotte su alcuni tester che hanno indossato il dispositivo ed eseguito vari task, è emerso che il dispositivo tende a ridurre lo sforzo muscolare, misurato mediante segnali EMG; ma d'altra parte i soggetti riportano dei feedback negativi, lamentando un aumento di sollecitazione e contemporaneamente una diminuzione della

mobilità in altre parti del corpo come le spalle e le ginocchia. Gli aspetti critici dell'esoscheletro sono legati principalmente all'efficacia del sistema di supporto in relazione alla biomeccanica complessa del corpo umano, aspetti che sono ancora fortemente da indagare per ottenere un dispositivo efficiente e confortevole [12].

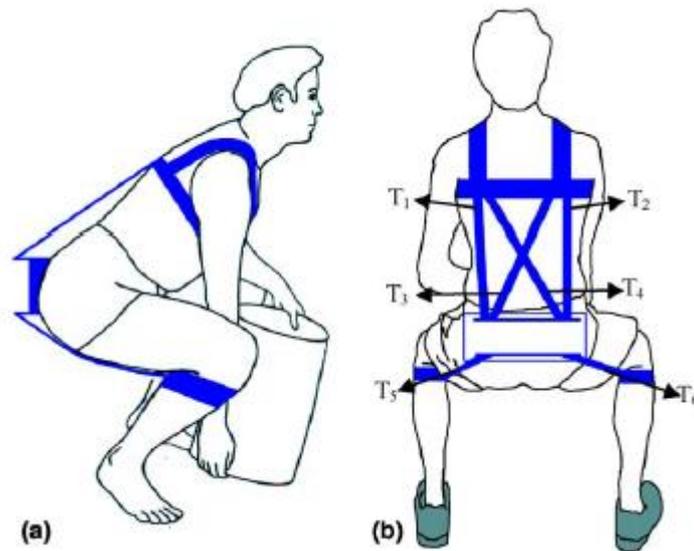


Fig. 1.6 – esoscheletro PLAD

Uno studio volto all'analisi dell'interazione tra il modello del corpo umano ed il modello di un esoscheletro per il sostegno del tronco è stato condotto da un team di ricercatori all'interno del progetto europeo SPEXOR [13]. Una delle principali difficoltà da affrontare nella realizzazione di un modello affidabile è riuscire a definire i movimenti eseguiti dal corpo durante azioni di sollevamento e gli sforzi che ne conseguono, a causa della complessità della biomeccanica del corpo umano da trasferire all'interno di un modello virtuale più semplice; una possibile soluzione è quella di utilizzare i dati cinematici raccolti da prove sperimentali. Il modello del corpo umano proposto è un modello bidimensionale sotto forma di un meccanismo articolato, che si muove sul piano sagittale secondo un movimento di tipo *stoop*; è costituito da 16 segmenti collegati mediante giunti rotoidali, in più la pelvi presenta ulteriori due gradi di libertà di traslazione. L'esoscheletro è stato modellato dapprima come un sistema solidale al corpo sotto forma di una molla di torsione in grado di trasmettere una coppia sulla pelvi e collegato al corpo umano in corrispondenza delle spalle e delle cosce; è costituito da 5 segmenti e riporta un peso indicativo di 6.6 kg. Nel modello successivo l'esoscheletro è stato configurato come un sistema rigido multibody di 5 segmenti e 6 giunti rotoidali, con due molle di torsione agenti separatamente sul segmento del torso e su quello delle cosce, e vincolato cinematicamente

al corpo umano mediante giunti rotoidali e prismatici. Il peso è stato aumentato fino a 7.67 kg. Il funzionamento dell'esoscheletro è verificato attraverso l'esame principalmente della coppia sviluppata in corrispondenza della zona lombare; per migliorare il meccanismo di funzionamento del dispositivo sono stati presi in considerazione come parametri di ottimizzazione la rigidità e l'angolo di torsione iniziale della molla. I primi risultati riportano una riduzione della coppia richiesta nella zona lombare, ma anche delle forze elevate trasmesse dall'esoscheletro sul corpo in corrispondenza dei punti di collegamento. Per ottenere un modello più completo ed affidabile occorre continuare ad indagare in maniera più approfondita e pertanto il passo successivo sarà quello di estendere il modello del corpo umano ad un modello tridimensionale, migliorare il sistema di accoppiamento dell'esoscheletro ed inserire ulteriori variabili legate ad aspetti quali il comfort e l'ergonomia [14], [15].

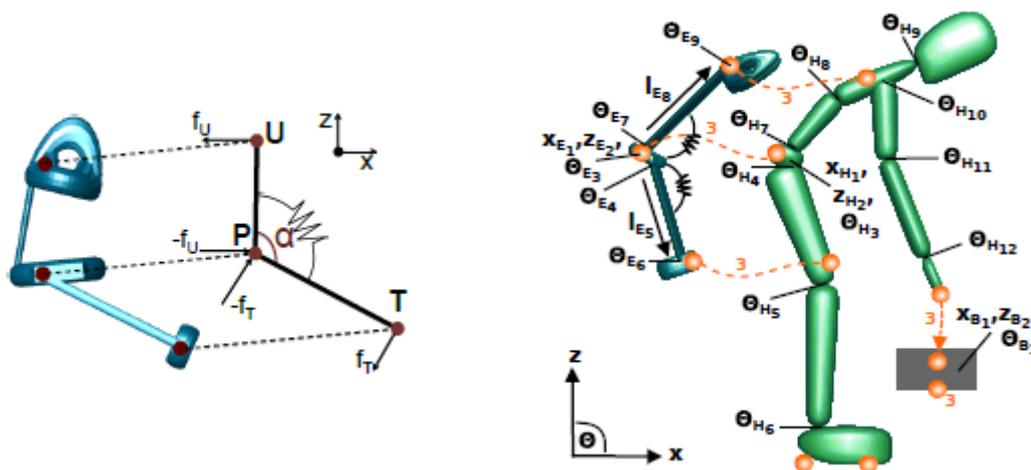


Fig. 1.7 – modello del corpo umano e dell'esoscheletro proposto all'interno del progetto SPEXOR

Tra gli esoscheletri passivi per il supporto della zona lombare maggiormente performanti in termini di semplicità ed efficacia si differenzia il *Laevo* (Fig. 1.8). È stato costruito nello specifico per dare supporto nei lavori che comportano sollevamento di carichi e flessioni del tronco con mantenimento di postura statica degli arti inferiori. Il dispositivo è strutturato in maniera tale che, quando l'utente flette il tronco, per effetto della forza peso nasce, su ciascun lato, una coppia nel giunto in corrispondenza dell'anca, che sollecita l'elemento elastico, inserito all'interno dello smart joint. La molla dunque restituisce l'energia di deformazione accumulata, esercitando una coppia di reazione sulla bacchetta, la quale è trasmessa al tronco attraverso il pad del petto sotto forma di una forza. Il dispositivo si compone di una cintura da indossare al livello della pelvi, su cui sono installati lateralmente i due smart joint che contengono l'elemento elastico, e di 4 bacchette

che collegano gli smart joint ai pad in contatto con il corpo al livello del petto e delle cosce; l'esoscheletro ha un peso di 2.8 kg. L'evoluzione continua del dispositivo ha portato alla realizzazione di modelli via via più performanti, apportando miglioramenti sull'aspetto ergonomico, e su altri parametri come l'adattabilità e la versatilità. L'ultimo modello sviluppato è il *Laevo 2.5*, riportato in Fig. 1.8 [16].



Fig. 1.8 – esoscheletro Laevo 2.5

Quello degli esoscheletri da utilizzare in ambito industriale è un tema già avviato e ampiamente sviluppato nel campo della ricerca, con la presenza di numerosi esempi, alcuni in fase ancora prototipale, altri in fase già commerciale. Tuttavia, per quanto riguarda in particolare i dispositivi destinati al sostegno del tronco le sfide aperte per ottenere un modello che sia effettivamente applicabile sono numerose, soprattutto se si tratta di strutture interamente passive. Le principali criticità sono legate al meccanismo del sistema di supporto, il quale riesce a fornire un aiuto soltanto in determinate condizioni specifiche e in alcune parti del corpo, oppure all'adattabilità dell'esoscheletro sul corpo, con dei forti limiti relativi alla mobilità ed al comfort, i quali aumentano se si pensa che l'esoscheletro deve poter essere utilizzato da persone di taglie diverse. I test sperimentali sui prodotti e prototipi realizzati hanno dimostrato l'efficacia del dispositivo in termini di attivazione muscolare della zona interessata e su cui si vuole intervenire, ma non hanno preso in considerazione l'analisi biomeccanica delle articolazioni maggiormente sollecitate. Rimane ancora un punto aperto l'effettiva azione dell'esoscheletro sul corpo umano.

I prossimi step sono rivolti al miglioramento della struttura meccanica dell'esoscheletro e del sistema che fornisce il supporto, in modo tale che il dispositivo riesca a trasmettere effettivamente un'azione di sostegno nella zona interessata senza sovraccaricare altre parti del corpo ed impegnandosi inoltre affinché sia più facile e comodo da indossare.

Capitolo 2

2. BIOMECCANICA DELLA ZONA LOMBO-SACRALE DEL CORPO

UMANO

È stato riscontrato che in ambiente manifatturiero risulta piuttosto comune l'insorgere nei lavoratori di disturbi muscoloscheletrici (*DMS*). In particolare molto diffusi sono i traumi che colpiscono la zona lombare del corpo, comportando il classico "mal di schiena" (*LBP*, low back pain).

Dal punto di vista biomeccanico la cinematica del tronco può essere associata alla colonna vertebrale, mentre la parte di attuazione può essere associata ai muscoli spinali. La colonna vertebrale è una struttura cinematica piuttosto complessa, articolata da 34 costituenti ossei rigide, dette vertebre, che si concatenano lungo l'asse del tronco e servono a dare sostegno al corpo. Tra una vertebra e l'altra si inseriscono i dischi intervertebrali, dei cuscinetti deformabili fibrocartilaginei, che fungono da ammortizzatori e trasmettono il carico tra vertebre adiacenti. Le vertebre sono articolate attraverso i processi articolari, che si trovano nella parte posteriore; sono inoltre collegate dai legamenti nella parte anteriore e in quella posteriore. L'elemento funzionale, ossia l'elemento che permette la mobilità della struttura, è costituito dal complesso di due vertebre successive, dal disco e dai legamenti con i tessuti accessori; è caratterizzato da 6 gradi di libertà, infatti la deformabilità del disco consente di eseguire un movimento angolare attorno a tre assi perpendicolari (flesso/estensione, flessione laterale e rotazione) ed un piccolo movimento lineare, cioè uno scivolamento tra i corpi vertebrali, lungo i tre assi. L'elemento funzionale si ripete per tutta la lunghezza della colonna vertebrale, rendendo in questo modo la mobilità del tronco più flessibile ed articolata.

I muscoli del dorso sono disposti in modo da formare tre strati, quello più profondo è costituito dai *muscoli intrinseci del dorso*, che hanno la funzione di interconnettere e stabilizzare le vertebre. A loro volta questi muscoli si dispongono su tre strati, che si estendono complessivamente per tutta la lunghezza del tronco; ciascun strato è composto da numerosi muscoli distinti di lunghezza variabile, posizionati ai lati della colonna vertebrale. Lo strato intermedio è costituito dal *muscolo erettore della colonna vertebrale*, che si configura come una serie di fasci muscolari che originano sulla colonna; la loro contrazione determina l'estensione e la flessione laterale della colonna. Lo strato più profondo è composto dai muscoli trasverso-spinali ed agiscono in modo da determinare lieve estensione o rotazione della colonna; sono utili anche per la stabilizzazione di

vertebre adiacenti. Sono più numerosi i muscoli estensori del dorso rispetto a quelli flessori, perché la flessione della colonna avviene principalmente mediante la contrazione di molti dei grossi muscoli del tronco ed inoltre, siccome il baricentro del corpo si trova anteriormente alla colonna, la flessione è determinata anche dalla forza peso [17].

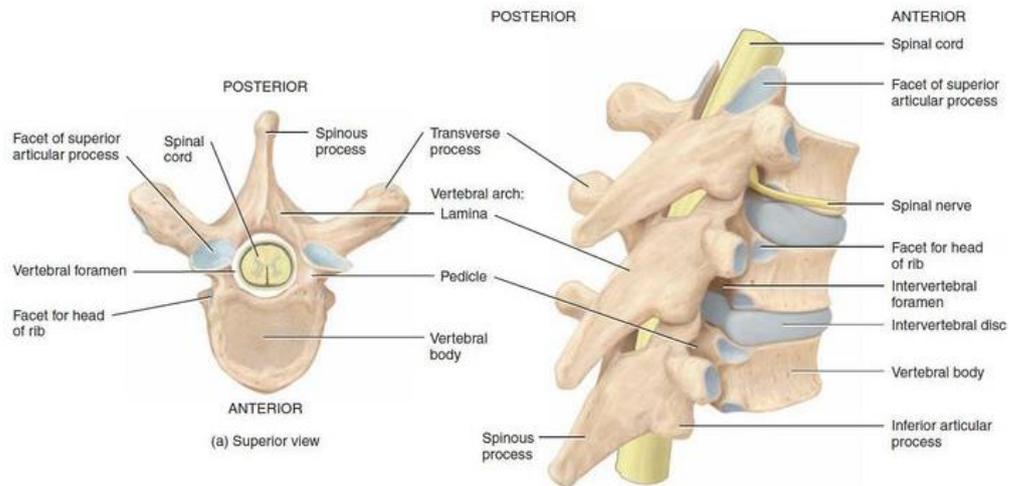


Fig. 2.1 – struttura della vertebra ed articolazione tra vertebre adiacenti

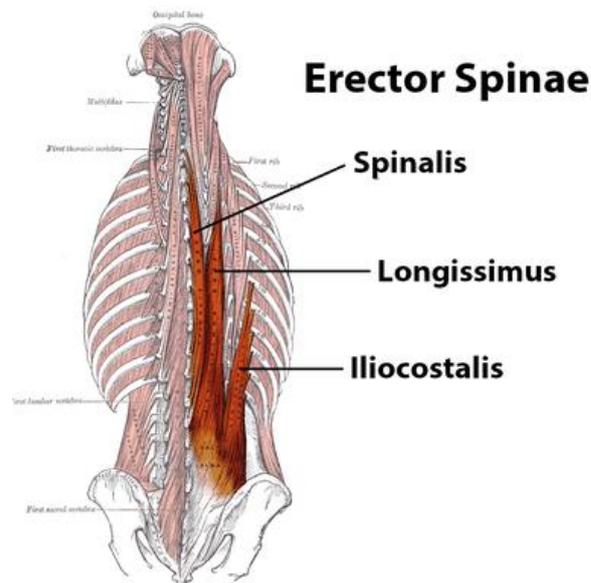


Fig. 2.2 – muscoli erettori

In genere è molto difficile riuscire ad individuare le alterazioni fisiche che provocano il dolore alla schiena, ma nella maggior parte dei casi risulta legato ad anomalie nella struttura spinale ed una delle principali cause è il caricamento eccessivo della colonna vertebrale, effetto molto diffuso nei lavoratori industriali, che eseguono operazioni come la

movimentazione di carichi, oppure assumono posture scorrette o ancora eseguono movimenti ripetitivi di flessione/estensione della schiena.

La correlazione tra danni alla colonna vertebrale ed il *LBP* è supportata da numerosi studi, i quali riportano che la stimolazione meccanica di diverse sedi della colonna nei pazienti affetti da *LBP* provoca dolore. L'adozione di metodi diagnostici più avanzati potrebbe consentire di rilevare effettivamente il danno alla colonna vertebrale e quindi l'origine del disturbo alla schiena [18].

Una delle principali cause riconosciute del *LBP* è la compressione dei dischi, infatti la compressione oltre al limite fisiologico tollerabile, può di conseguenza distorcere il disco e forzarlo parzialmente nel canale vertebrale, provocando un danno temporaneo o permanente. Nelle situazioni più gravi l'effetto è la generazione dell'ernia del disco. Le sedi della colonna che risultano colpite più frequentemente da alterazioni del disco sono L4-L5 e L5-S1, ossia proprio la zona lombo-sacrale della colonna vertebrale [17]. La forza di compressione dei dischi può essere dunque considerata come una variabile di riferimento per la valutazione della sollecitazione della colonna vertebrale. Esistono a proposito delle normative che danno indicazioni sull'uso della forza muscolare nella movimentazione manuale dei carichi (MMC); in particolare nel caso di azioni di sollevamento, uno dei principali fattori di rischio per il *LBP*, un metodo di valutazione largamente adottato è quello proposto dal NIOSH (National Institute of Occupational Safety & Health), il quale fornisce un'equazione per il calcolo del peso limite sollevabile [19]. Si rivela molto difficile misurare effettivamente il carico che agisce sulle vertebre, il quale dipende oltre che dal peso del corpo e dell'eventuale oggetto che si manipola, anche dalla contrazione dei muscoli del dorso, che presentano, come descritto in precedenza, un assetto alquanto complesso. Anche le forze agenti nella direzione di taglio costituiscono una variabile da prendere in considerazione nella valutazione delle sollecitazioni che possono provocare dei traumi nella colonna vertebrale.

La rilevazione dell'attività muscolare è una misura che in genere viene effettuata per avere un'indicazione sull'entità dello sforzo muscolare, infatti le attività che coinvolgono la flessione/estensione della schiena possono provocare un'azione da parte dei muscoli eccessiva rispetto ai limiti fisiologici e quindi di conseguenza la nascita di *DMS*. Anche in questo caso però i valori ottenuti non corrispondono direttamente alla sollecitazione, ossia alla tensione che effettivamente si sviluppa nel muscolo coinvolto, ma piuttosto indicano il grado di attivazione muscolare. Quando il tronco è soggetto a movimenti di flessione/estensione, agisce su di esso una coppia esterna che viene compensata internamente

dai muscoli del dorso per lo più; l'aumento del carico esterno è seguito dall'aumento dell'attività muscolare, rappresenta un indicatore dello sforzo muscolare in risposta alla sollecitazione dall'esterno.

Alcuni studi epidemiologici hanno individuato attività come il sollevamento manuale e la flessione frequente del tronco come fattori di rischio per l'insorgere di *LBP*. Rimane ancora però ostico da determinare quale sia il meccanismo di causa-effetto che correla il caricamento della colonna vertebrale ed il *LBP*; infatti le ricerche al riguardo presentano delle limitazioni in termini di quantificare l'ampiezza o la durata/frequenza dell'esposizione allo stress, quindi mediante strumenti di misura oggettivi, e di fornire un'adeguata caratterizzazione del carico spinale, specialmente sotto forma di un carico cumulativo. I metodi adoperati generalmente per la valutazione oggettiva del carico spinale non sono, nella maggior parte dei casi, adeguati per ottenere dei risultati significativi. Di conseguenza risulta ancora più difficile riuscire a modellare il sistema muscolo-scheletrico del corpo umano e la sua sollecitazione, al fine di valutare correttamente l'interazione tra il corpo ed un esoscheletro e ricavare infine informazioni utili per la progettazione ottimale del dispositivo [18].

La complessità dell'anatomia del corpo umano rende estremamente difficile analizzare la biomeccanica del sistema muscolo-scheletrico del tronco e soprattutto la sua correlazione con l'insorgere dei *DMS*, in particolare nei lavoratori che svolgono attività di forte stress per la zona lombo-sacrale del corpo in ambiente manifatturiero. Lo sviluppo e l'esame di modelli del corpo umano così come i risultati ottenuti da indagini sperimentali in numerosi studi costituiscono un punto di partenza per la valutazione della sollecitazione della zona lombare, delle possibili cause e delle conseguenze che ne derivano. Prendere in considerazione grandezze fisiche come le forze di compressione e di taglio che gravano sulle vertebre o lo sforzo muscolare che si attiva per bilanciare il carico esterno, si è rivelato utile per ottenere delle indicazioni significative sulla sollecitazione del zona lombare; anche se tuttora non si riesce quantificare l'effettivo sforzo esercitato dai muscoli e dunque di conseguenza l'effettivo carico che agisce sulle vertebre e che può provocare danni sulle stesse o sui tessuti circostanti.

Capitolo 3

3. MODELLO UOMO-ESOSCHELETRO

Il modello uomo-esoscheletro è stato realizzato mediante l'utilizzo di *Simscape Multibody*, un ambiente di simulazione 3D per sistemi multibody, prodotto del software Simulink. Oltre alla modellazione fisica del sistema, attraverso il software è possibile inoltre formulare e risolvere le equazioni del moto, ottenendo l'analisi della dinamica del sistema stesso.

3.1 Modello uomo

3.1.1 Versione 1.0

Il modello dell'uomo nella sua prima versione è stato schematizzato come una catena cinematica costituita da 3 link rigidi connessi tra di loro da 2 giunti rotoidali ad 1 grado di libertà. È un modello bidimensionale in cui il moto avviene sul piano sagittale. Durante questa fase iniziale d'analisi, in fatti, il movimento dell'uomo verrà inteso come simmetrico.

I 3 link simulano il tronco, la pelvi e le gambe mediante elementi a forma di parallelepipedo, in particolare per semplificare il modello le gambe sono state modellate come un corpo unico. Le dimensioni antropometriche e le caratteristiche inerziali sono state definite sulla base dei dati stimati in alcune recenti ricerche di letteratura [20] [21], quali in particolare la larghezza della pelvi, l'altezza del tronco, la lunghezza delle gambe e la massa dei tre elementi; la larghezza del tronco è stata imposta uguale a quella della pelvi, mentre alla larghezza delle gambe è stato assegnato arbitrariamente un valore maggiore.

In Tabella I vengono riportati i valori utilizzati.

Elementi corpo	massa [kg]	altezza [m]	larghezza [m]
Tronco	27.37	0.4	0.28
Pelvi	10.05	0.19	0.28
Gambe	23.55	1.01	0.35
Totale	60.97		

Tabella I – Dati antropometrici ed inerziali del modello uomo versione 1.0

Il primo giunto rotoidale è posizionato lungo l'asse longitudinale del corpo tra il tronco e la pelvi e rappresenta l'articolazione intervertebrale nella zona lombare, corrispondente alla vita (*waist, W*). In realtà la flessione del tronco richiede l'intervento di tutte le articolazioni intervertebrali, sia della zona toracica sia della zona lombare, ma riuscire a simulare il movimento fisiologico reale richiederebbe l'implementazione di un sistema troppo complesso; per questo motivo si è scelto di modellare il corpo mediante elementi rigidi e di assegnare la flessione al tronco attraverso un unico giunto posto all'estremità inferiore dello stesso, in quanto quest'area risulta essere quella maggiormente sollecitata nel caso di flessione del tronco e maggiormente affetta da sovraccarico biomeccanico. L'articolazione *waist*, quindi, approssima il punto del rachide maggiormente interessato in caso di lombalgia.

Il secondo giunto (*hip, H*), allineato al primo, è posizionato a metà altezza della pelvi, permette la rotazione tra quest'ultima e le gambe e rappresenta l'articolazione delle anche; infatti la scelta di considerare le gambe come un corpo unico ha portato a modellizzare le articolazioni delle anche come un unico giunto rotoidale, che collega il blocco della pelvi a quello delle gambe. Il movimento del corpo che richiede uno sforzo notevole nella zona lombare e che viene eseguito in varie attività lavorative è la flessione della parte superiore del corpo o il mantenimento del busto in una posizione inclinata, per questo nella prima versione sono stati inseriti nel modello dell'uomo soltanto questi due giunti. La separazione dei giunti di *waist* e *hip* consente di ottenere, seppur sempre in forma approssimata, una più fedele rappresentazione del corpo umano rispetto alla semplificazione del tronco come un unico segmento rigido connesso alle gambe con un solo giunto.

Il sistema multibody dell'uomo è fissato rispetto al sistema di riferimento fisso (*world*) in corrispondenza delle estremità inferiori delle gambe ed è sottoposto all'azione della forza di gravità agente lungo l'asse *z*, verso il basso. In Fig. 3.1 si riporta una rappresentazione grafica del modello del corpo sul piano frontale e sul piano sagittale, mettendo in evidenza le articolazioni modellate.

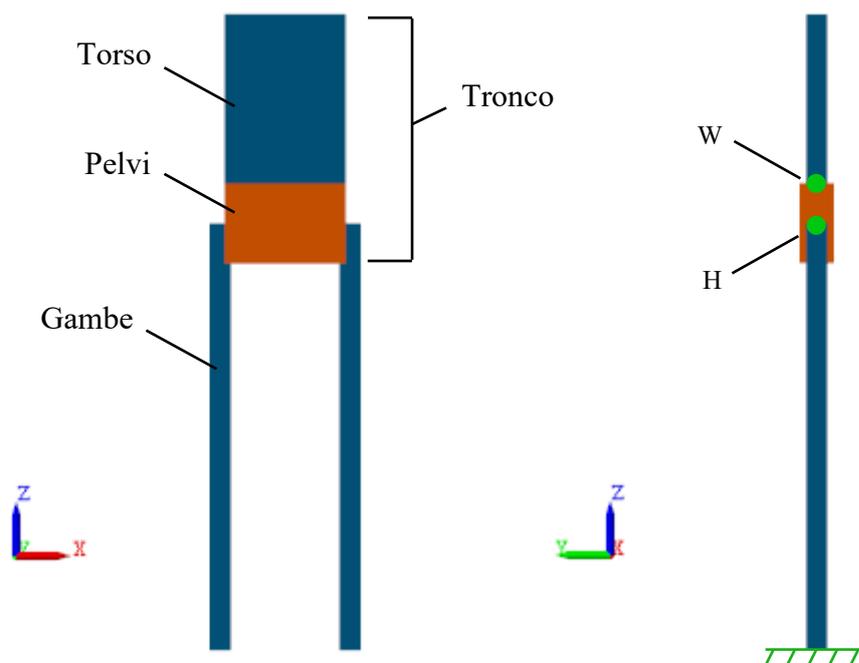


Fig. 3.1 – modello uomo versione 1.0 in vista frontale e laterale nella versione 1.0

3.1.2 Versione 2.0

Il modello dell'uomo è stato sviluppato ulteriormente in modo da consentire il piegamento delle gambe ed avere un riscontro sull'interazione uomo-esoscheletro nelle situazioni in cui nel movimento è coinvolta anche la parte inferiore del corpo. Rispetto alla versione 1.0 le gambe sono state divise in due parti: una superiore, che rappresenta le cosce sotto forma di un elemento unico collegato alla pelvi mediante il giunto *hip*; l'altra inferiore, che rappresenta le tibie, modellata anche questa come un corpo unico collegato alle cosce mediante un giunto rotoidale (*knee, K*) posizionato lungo l'asse longitudinale dell'uomo. L'estremità inferiore delle tibie è inoltre collegata al sistema di riferimento fisso mediante un giunto rotoidale (*ankle, A*).

Nella versione 2.0 dunque il modello dell'uomo si presenta sotto forma di una catena cinematica costituita da 4 link e da 4 giunti rotoidali ad 1 grado di libertà e rimane un modello bidimensionale in cui il moto avviene sul piano sagittale.

Con questa maggiore caratterizzazione del modello e l'aggiunta di ulteriori gradi di libertà si ha la possibilità di differenziare le strategie di movimento che l'uomo può adottare in caso di sollevamento del carico, sia mantenendo le gambe estese (strategia comunemente chiamata *stoop*), sia con gambe flesse (*squat* e *semi-squat*).

In Tabella II vengono riportati i valori utilizzati per definire le dimensioni antropometriche e le caratteristiche inerziali.

Elementi corpo	massa [kg]	altezza [m]	larghezza [m]
Tronco	27.375	0.4	0.2846
Pelvi	10.05	0.1897	0.2846
Cosce	15.0014	0.55	0.3546
Tibie	8.5488	0.46	0.3546
Totale	60.975		

Tabella II – Dati antropometrici ed inerziali del modello uomo versione 2.0

In Fig. 3.2 si riporta una rappresentazione grafica del modello del corpo sul piano frontale e sul piano sagittale, mettendo in evidenza le articolazioni modellate.

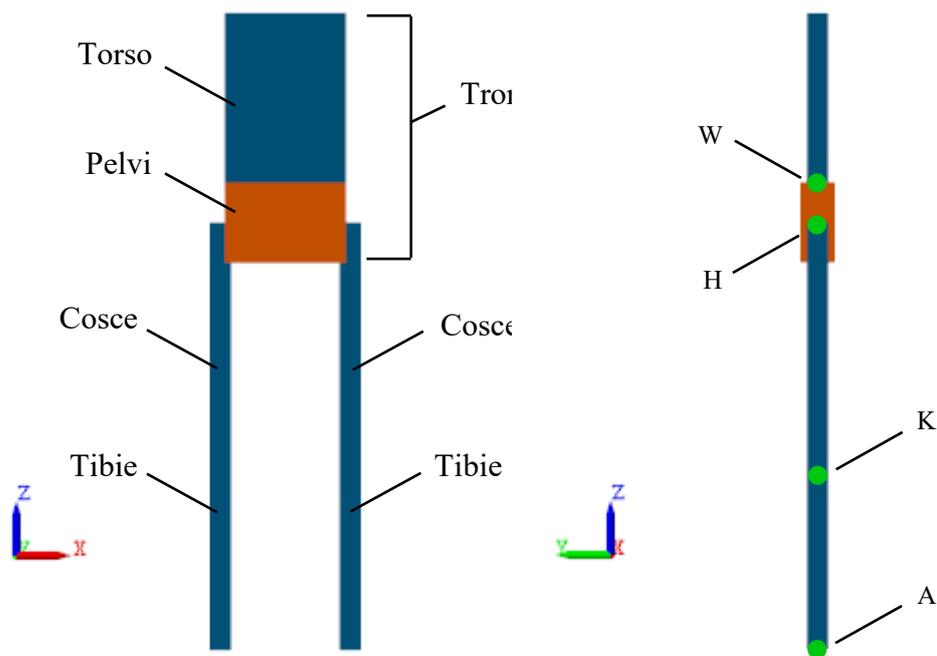


Fig. 3.2 – modello uomo versione 2.0 in vista frontale e laterale nella versione 2.0

3.2 Modello esoscheletro

Il modello dell'esoscheletro mira a rappresentare in maniera schematizzata la struttura meccanica di un esoscheletro antropomorfo passivo per il supporto della zona lombare.

Analogamente al modello dell'uomo anche il modello del dispositivo è stato ideato sotto forma di un sistema articolato, costituito da 3 link e 2 giunti rotoïdali.

La determinazione di dimensioni, peso e posizionamento delle interfacce è stata fatta basandosi sul principio di funzionamento dell'esoscheletro *Laevo 2.5* [16].

I link hanno la forma di tubi cavi dello stesso diametro, spessore e densità, quest'ultima definita in modo tale da ottenere un peso complessivo dell'esoscheletro di 2.8 kg, a partire dal valore della densità dell'alluminio di 2700 kg/m³. Il modello semplificato non tiene conto di tutti gli elementi che effettivamente vanno a completare la progettazione e realizzazione di un esoscheletro, per questo motivo è stato preso come riferimento il peso reale del *Laevo 2.5*, imponendolo nel modello attraverso la densità.

	Diametro esterno [m]	spessore [m]	densità [kg/m ³]
Elemento tubolare	0.02	0.002	8539.3

Tabella III – Dati geometrici e proprietà del modello esoscheletro

Un elemento centrale di forma rettangolare cava cinge la pelvi, è ancorato ad essa mediante un incastro posto a metà altezza tra le due cerniere *waist* e *hip* e costituisce la cintura pelvica (in verde in Fig. 3.3). Dalla cintura si diramano gli altri due link, i quali possono ruotare rispetto alla cintura stessa attraverso due cerniere sovrapposte situate al centro della parte anteriore della cintura, con assi allineati all'asse di rotazione del giunto *hip*. Il link superiore (in rosso in Fig. 3.3) a sua volta è collegato al tronco mediante un giunto d'interfaccia all'altezza del petto, mentre il link inferiore (in giallo in Fig. 3.3) è collegato alle cosce mediante due giunti d'interfaccia. In Fig. 3.4 si riporta una rappresentazione completa della struttura in vista isometrica.

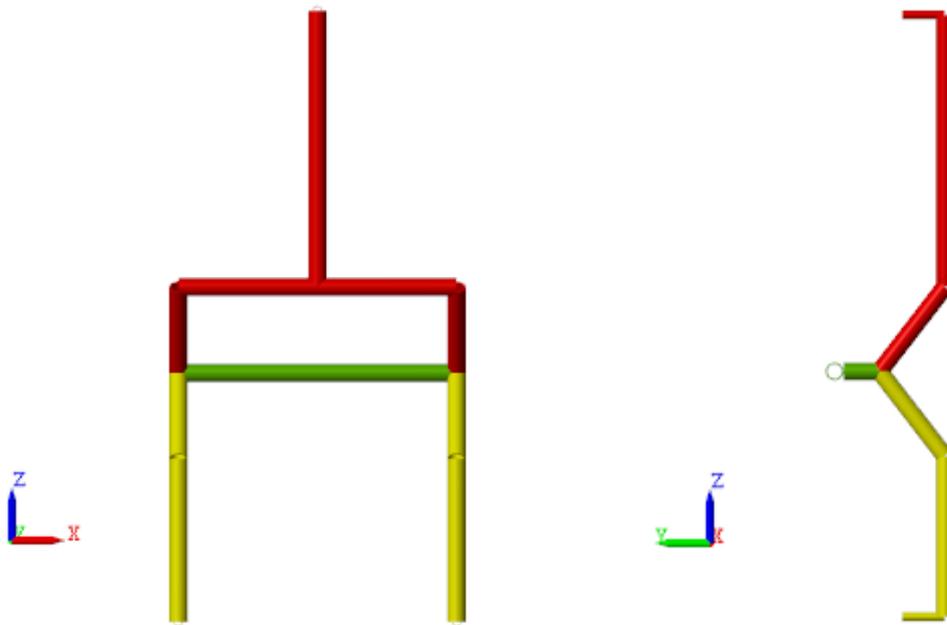


Fig. 3.3 – modello esoscheletro in vista frontale e laterale

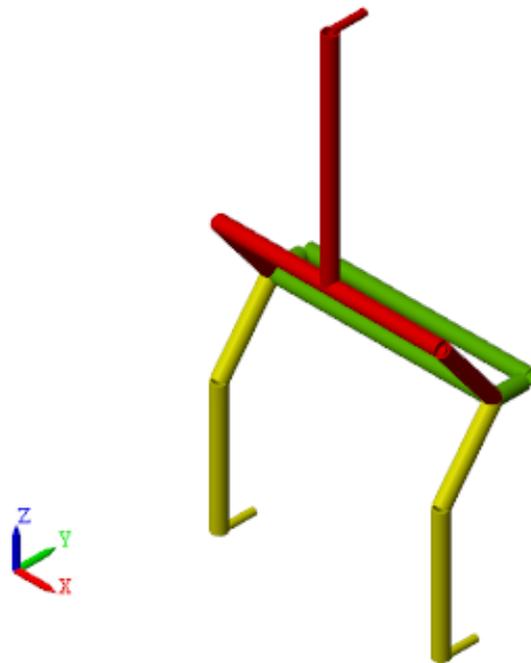


Fig. 3.4 – modello esoscheletro in vista isometrica

3.3 Interfaccia uomo-esoscheletro

Tenuto conto del fatto che il modello è bidimensionale e che il movimento relativo tra gli elementi avviene soltanto sul piano sagittale, l'interfaccia tra uomo ed esoscheletro è stata modellata collegando i due soggetti attraverso giunti che corrispondono cinematicamente al carrello.

Per quanto riguarda il giunto d'interfaccia superiore, che connette l'elemento superiore dell'esoscheletro con il tronco, bisogna considerare che gli assi di rotazione attorno a cui ruotano i due elementi non sono allineati, pertanto per garantire il continuo contatto tra le due parti occorre vincolare l'esoscheletro all'uomo con un giunto a 2 gdl, in modo tale che possa scorrere e ruotare rispetto al tronco sul piano sagittale, lungo gli assi Z_I e X_I del sistema di riferimento del giunto d'interfaccia superiore (Fig. 3.5). Conseguenza del non allineamento tra i due assi è che ad una data rotazione del tronco corrisponde una rotazione inferiore dell'elemento superiore dell'esoscheletro.

Riguardo invece ai giunti d'interfaccia inferiori, che connettono l'elemento inferiore dell'esoscheletro con le gambe, in questo caso non sarebbero richiesti particolari gradi di libertà al fine di consentire il continuo contatto tra i due elementi, in quanto gli assi di rotazione attorno a cui ruotano le due parti sono allineati. Nonostante ciò è preferibile non vincolare totalmente i due elementi, tenuto conto che nella realtà sarebbe difficile ottenere un allineamento perfetto degli assi e che lasciare dei gradi di libertà tra i due elementi sarebbe più opportuno in termini di adattabilità e comfort. Per questi motivi si è scelto di caratterizzare ciascuno dei giunti d'interfaccia inferiori con 2 gdl, analogamente al giunto d'interfaccia superiore (Fig. 3.5).

Una vista complessiva del modello uomo-esoscheletro è presente in Fig. 3.6.

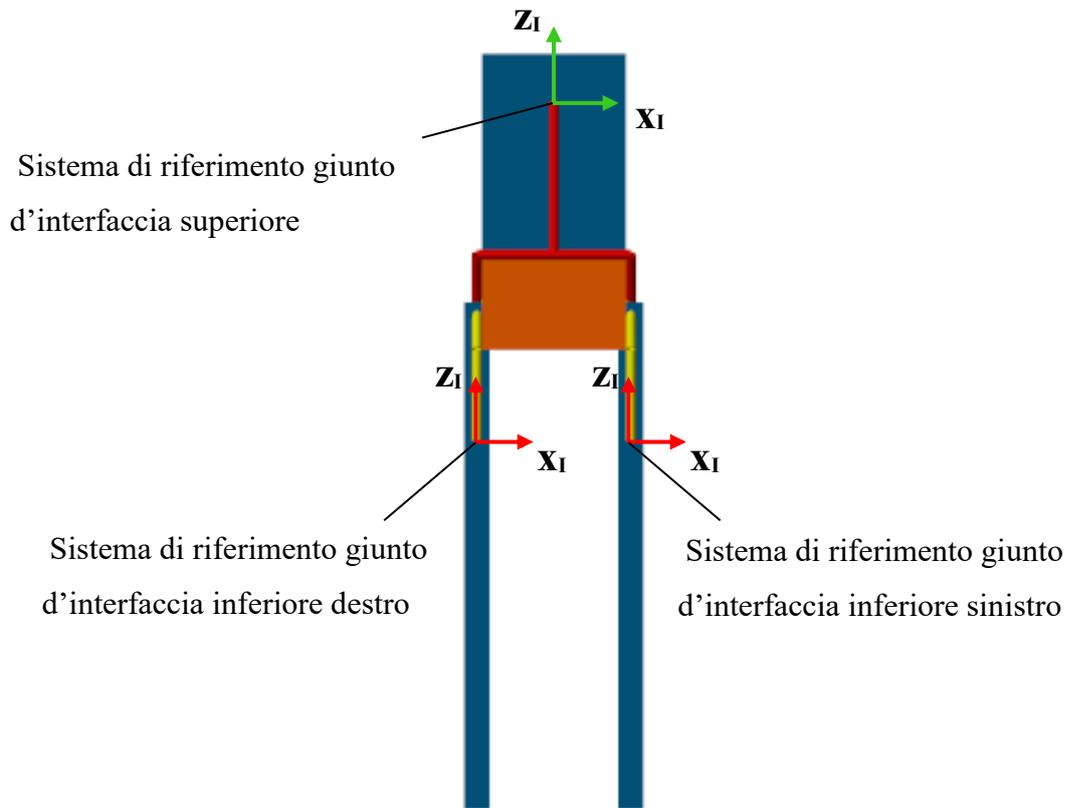


Fig. 3.5 – vista frontale del modello uomo-esoscheletro con i sistemi di riferimento dei giunti d'interfaccia

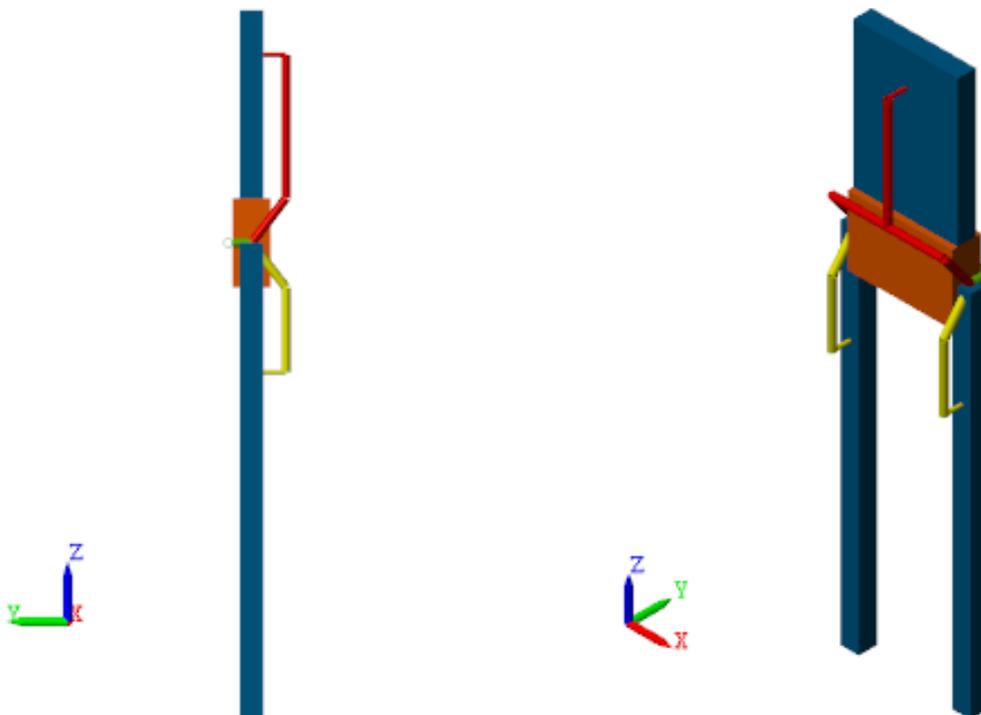


Fig. 3.6 – modello uomo-esoscheletro in vista laterale ed isometrica

3.4 Pianificazione della cinematica da assegnare nei giunti dell'uomo

L'obiettivo è quello di definire le variabili in input ed analizzare ed interpretare le variabili in output ottenute dall'interazione tra il modello dell'uomo ed il modello dell'esoscheletro attraverso i giunti d'interfaccia. Si è scelto di considerare in input delle variabili cinematiche in termini dei gradi di libertà da attribuire nei giunti *waist* e *hip* dell'uomo, la cinematica dell'esoscheletro sarà di conseguenza determinata chiudendo la catena cinematica globale, nel rispetto dei vincoli imposti all'interfaccia.

Il moto da attribuire è quello di una rotazione che individua la variazione di un angolo, grado di libertà del giunto, nel tempo. Si è scelto di rappresentare tale variazione attribuendo al grado di libertà del giunto una traiettoria: segmento lineare con raccordi parabolici agli estremi, dal quale deriva un caratteristico andamento della velocità a forma di trapezio (Fig. 3.8). Per implementare tale traiettoria nel software è stata utilizzata la funzione *lspb* (linear segment with parabolic blends) tratta dal Robotics Toolbox for MATLAB [20]:

```
s = lspb (S0, SF, M);
```

La funzione richiede in input il valore iniziale della traiettoria (S_0), il valore finale della traiettoria (S_F) ed il tempo totale espresso sotto forma di numero di step (M). La velocità del tratto lineare, se non è specificato, assume un valore di default, indicato con il simbolo V , secondo la seguente relazione:

$$V = \frac{(q_1 - q_0)}{t_f} \cdot 1.5$$

dove

q_0 è la posizione iniziale;

q_1 è la posizione finale;

t_f è il tempo totale.

Le equazioni della traiettoria definite nei tre tratti (parabolico – lineare – parabolico) assumono la seguente espressione:

TRATTO PARABOLICO INIZIALE

$$0 \leq t \leq t_b$$

$$q(t) = q_0 + \frac{\ddot{q}}{2} \cdot t^2$$

$$\dot{q}(t) = \ddot{q} \cdot t$$

$$\ddot{q}(t) = \frac{V}{t_b}$$

TRATTO LINEARE

$$t_b < t \leq t_f - t_b$$

$$q(t) = \frac{q_f + q_0 - V \cdot t_f}{2} + V \cdot (t - t_b)$$

$$\dot{q}(t) = V$$

$$\ddot{q}(t) = 0$$

TRATTO PARABOLICO FINALE

$$t_f - t_b < t \leq t_f$$

$$q(t) = q_f - \frac{\ddot{q} \cdot t_f^2}{2} + \ddot{q} \cdot t_f \cdot t - \frac{\ddot{q} \cdot t^2}{2}$$

$$\dot{q}(t) = \ddot{q} \cdot t_f - \ddot{q} \cdot t$$

$$\ddot{q} = (t) - \frac{V}{t_b}$$

L'intervallo di tempo in cui è presente il tratto parabolico nel diagramma della traiettoria, indicato con il simbolo t_b , si ricava dall'equazione della traiettoria imponendo il valore della velocità massima V :

$$t_b = \frac{q_0 - q_1 + V \cdot t_f}{V}$$

Di seguito si riportano i diagrammi di posizione, velocità ed accelerazione che si ottengono applicando la funzione *lspb* (Fig. 3.7).

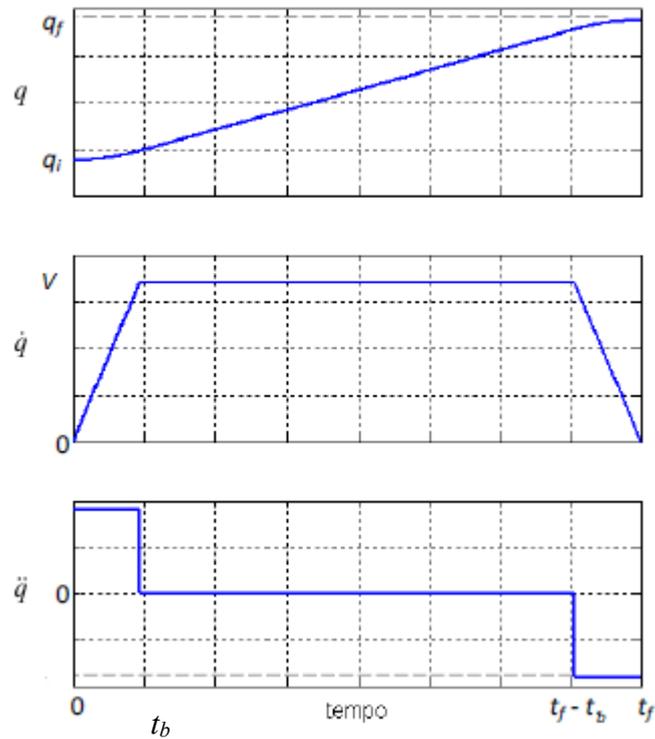


Fig. 3.7 – diagramma delle grandezze cinematiche ottenute utilizzando la funzione *lspb*

Assegnando le variabili di posizione, velocità ed accelerazione nei giunti dell'uomo, la cinematica del sistema viene risolta dal solver del SW; nello specifico è stata adoperata la tipologia *fixed-step*, la quale risolve il modello ad ogni step costante di tempo. Quindi è stato definito un vettore tempo con lunghezza pari alla durata della simulazione e con passo temporale costante pari a 0.01 s, abbastanza piccolo da migliorare l'accuratezza del risultato ed uguale allo step temporale utilizzato dal solver. Facendo la conversione da step in secondi si ottiene la relazione $100 \text{ step} = 1 \text{ s}$. Si è scelto di attribuire al parametro della velocità del tratto lineare, corrispondente alla velocità massima, il valore di default. Applicando il fattore di conversione è possibile ottenere le grandezze cinematiche nel tempo espresso in secondi; in Fig. 3.8 è possibile osservare un esempio di rappresentazione delle grandezze cinematiche ottenute imponendo i seguenti parametri di input $s = 1 \text{ spb}$ (0, 60, 200) ed applicando il fattore di conversione per la velocità e l'accelerazione.

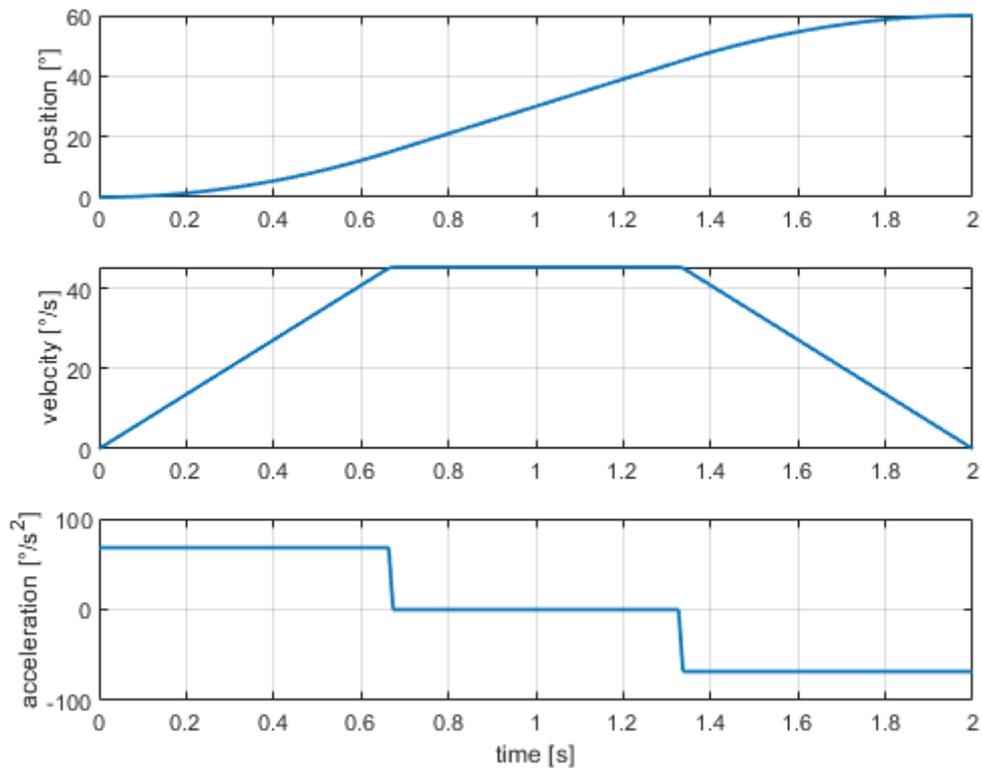


Fig. 3.8 – esempio traiettoria a trapezio di velocità

3.5 Modellazione del sistema di supporto dell'esoscheletro

Negli esoscheletri passivi l'azione di supporto è svolta mediante degli elementi elastici in grado di immagazzinare energia durante il movimento del corpo e di restituirla nelle fasi in cui è richiesto il sostegno dal corpo stesso. Nel modello di esoscheletro in esame si suppone che il dispositivo eserciti un'azione di supporto sull'uomo attraverso l'utilizzo di molle lineari, che collegano le diverse parti dell'esoscheletro e sono attivate dal movimento relativo tra gli elementi.

Uno dei parametri scelti per l'analisi del modello è la tipologia di sistema elastico da adoperare nell'esoscheletro. Sono state individuate e confrontate due possibili configurazioni: la prima, configurazione (dS), ossia double Spring, prevede l'utilizzo di due molle lineari indipendenti, l'una interposta tra l'elemento superiore dell'esoscheletro e la cintura pelvica e l'altra tra l'elemento inferiore dell'esoscheletro e la cintura pelvica (Fig. 3.9); la seconda, configurazione (sS), ossia single Spring, è costituita soltanto da una molla lineare che collega l'elemento superiore con l'elemento inferiore dell'esoscheletro (Fig. 3.9).

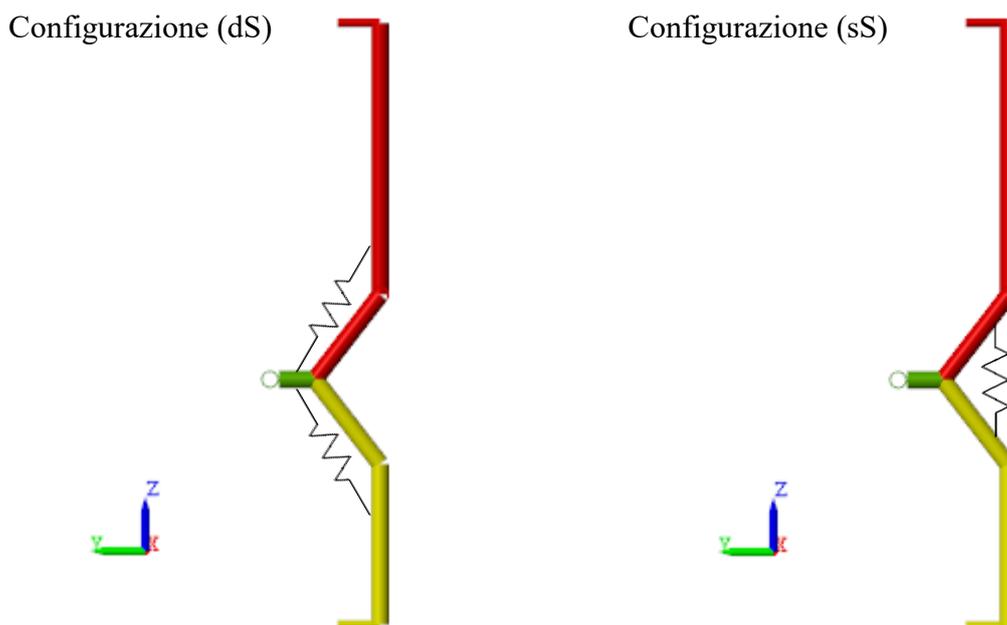


Fig. 3.9 – configurazioni (dS) e (sS) del sistema elastico

La prima configurazione è modellata mediante l'imposizione di una coppia in ognuno dei due giunti dell'esoscheletro, mentre per la seconda configurazione vengono fatte agire sull'elemento superiore e sull'elemento inferiore dell'esoscheletro due coppie esterne di modulo uguale e verso opposto. Si trascura lo smorzamento nei giunti. Nell'esoscheletro *Laevo* dal punto di vista funzionale il sistema elastico è strutturato in modo tale da agire come nella configurazione (sS); può rivelarsi interessante indagare quali siano i risultati che si ottengono se si distingue il contributo dato dall'esoscheletro attraverso le due parti che lo compongono, ovvero l'elemento superiore e l'elemento inferiore, mediante l'adozione della configurazione (dS).

La caratteristica della molla è assegnata definendo l'andamento della coppia in funzione dell'angolo di rotazione tra le parti collegate dalla molla stessa. Pertanto per la coppia corrispondente alla molla superiore della prima configurazione l'angolo di riferimento è la rotazione relativa tra l'elemento superiore dell'esoscheletro e la cintura pelvica, rotazione che entra in gioco soltanto per una flessione del torso, che comporta una effettiva variazione dell'inclinazione relativa tra i due elementi; per la coppia corrispondente alla molla inferiore della prima configurazione l'angolo di riferimento è la rotazione relativa tra l'elemento inferiore dell'esoscheletro e la cintura pelvica e in questo caso l'inclinazione relativa tra i due elementi varia a causa della flessione della pelvi o delle gambe.

La caratteristica della molla e quindi il corrispondente andamento in funzione dell'angolo della coppia equivalente, agente sull'esoscheletro e trasmessa all'uomo, rappresenta un ulteriore parametro nell'analisi del modello.

A partire dalle variabili di input assegnate al modello, ossia la traiettoria nei giunti *waist* e *hip* del corpo e l'azione di supporto esercitata dall'esoscheletro, costituita da una o due coppie a seconda della configurazione scelta, il solver del SW risolve la dinamica del sistema, integrando nel tempo le equazioni differenziali che descrivono il sistema, e restituisce in output le variabili che descrivono la funzionalità del modello sulla base dall'interazione tra uomo ed esoscheletro.

Capitolo 4

4. SIMULAZIONI PRELIMINARI MODELLO UOMO-ESOSCHELETRO

Per poter validare la scelta di determinati parametri del modello e capire la relazione tra le variabili caratterizzanti il modello sono state eseguite diverse simulazioni in cui testare il funzionamento del modello e l'interazione tra uomo ed esoscheletro, assegnando specifiche condizioni cinematiche e specifiche caratteristiche al sistema di supporto.

In questo capitolo nelle simulazioni viene adoperato il modello dell'uomo nella versione 1.0.

4.1 Analisi del modello dell'uomo in diverse modalità di flessione del tronco

Il movimento di flessione del tronco è sicuramente un movimento abbastanza complesso e difficile da modellare, soprattutto mediante simulazione con modelli a corpi rigidi. La flessione coinvolge in genere tutta la colonna vertebrale ed è realizzata attraverso le rotazioni relative tra i multipli segmenti che costituiscono la colonna; nel modello dell'uomo invece la parte del torso è modellata sotto forma di un elemento rigido in grado di flettersi ruotando attorno ad un unico giunto (*waist*) e la parte della pelvi può ruotare anch'essa attorno ad un unico giunto (*hip*). Anche se le semplificazioni adottate nella costruzione del modello comportano delle differenze rilevanti rispetto alla biomeccanica del movimento di flessione reale, l'analisi del modello permette comunque di ottenere dei risultati significativi sulla condizione di carico del corpo e sull'entità della sollecitazione stessa.

L'obiettivo di questa prima prova è quello di verificare in che modo risulta sollecitato il corpo quando esegue la flessione del tronco secondo tre modalità differenti; questa tipologia di movimento, che vede coinvolta soltanto la parte superiore del corpo e mantiene le gambe tese, viene indicata in genere con il termine *stoop*.

4.1.1 Definizione degli input cinematici

Le tre modalità di flessione del tronco sono: flessione con rotazione del torso attorno al giunto *waist*; flessione con rotazione della pelvi attorno al giunto *hip*; flessione combinata con rotazione contemporanea del torso attorno al giunto *waist* e della pelvi attorno al giunto *hip*. Per ciascuna modalità il movimento nel suo complesso si compone di tre fasi:

- FASE I, è la fase di discesa in cui avviene la flessione del tronco a partire dalla posizione eretta;

- FASE II, è la fase di flessione statica in cui il modello rimane nella posizione di massima flessione assegnata;
- FASE III, è la fase di salita in cui avviene l'estensione del tronco per ritornare nella posizione di partenza.

Le fasi di discesa e di salita sono simmetriche ed avvengono in un intervallo di tempo di 2 s, mentre la fase II avviene in un intervallo di tempo di 1 s; la durata della simulazione è di 7 s e prevede una pausa di 1 s prima e dopo l'esecuzione del movimento complessivo. Tali intervalli di tempo risultano congrui con il movimento naturale di flesso-estensione del tronco dell'uomo considerando un task industriale.

Nelle Fig. 4.1, Fig. 4.2 e Fig. 4.3 è mostrato l'andamento nel tempo, espresso come percentuale della durata complessiva della simulazione, dei gradi di libertà nei giunti dell'uomo e la sequenza del movimento eseguita dalla rappresentazione del modello nelle tre fasi, per ciascuna modalità di flessione.

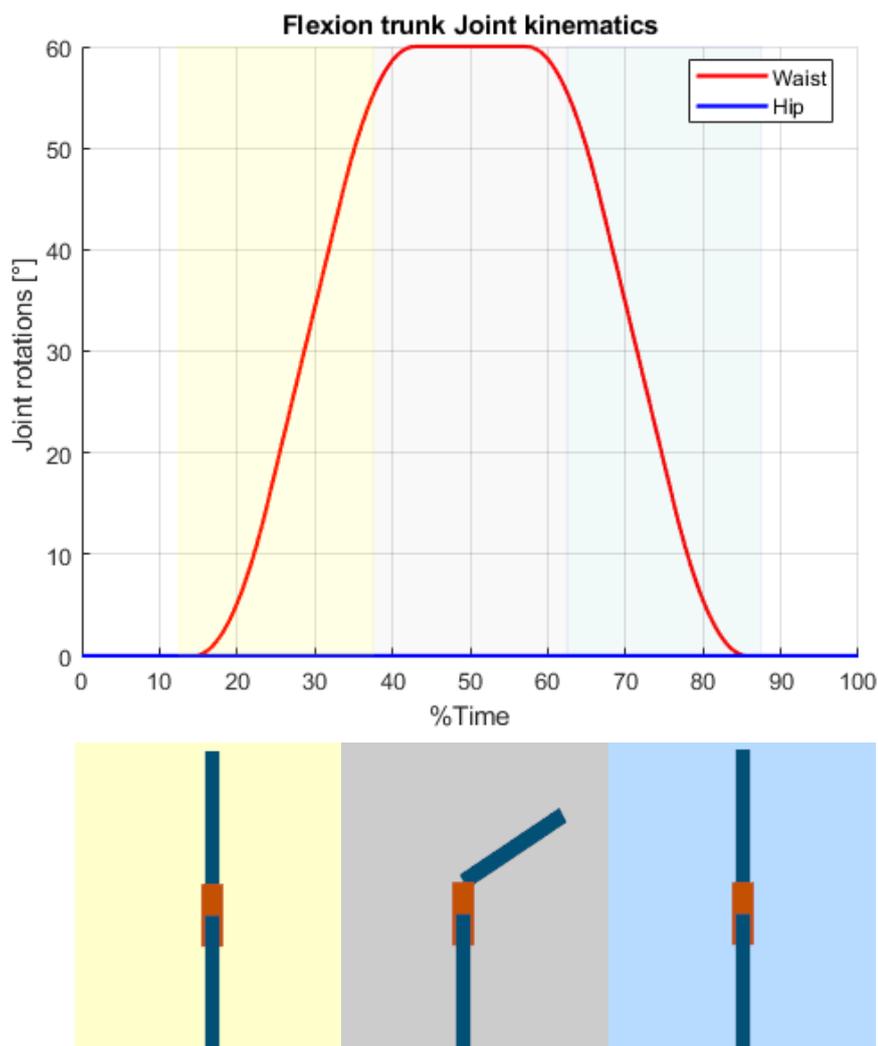


Fig. 4.1 – andamento dei gradi di libertà nei giunti dell'uomo e sequenza prima modalità di flessione

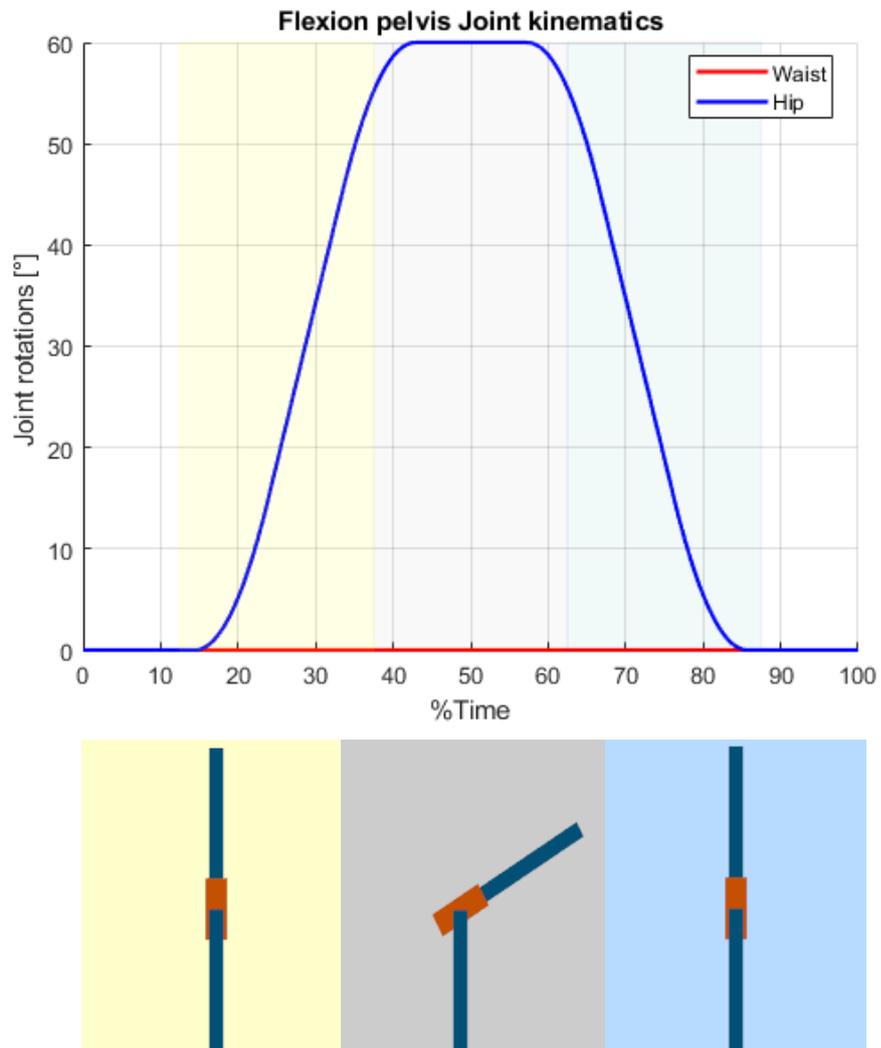


Fig. 4.2 – andamento dei gradi di libertà nei giunti dell'uomo e sequenza seconda modalità di flessione

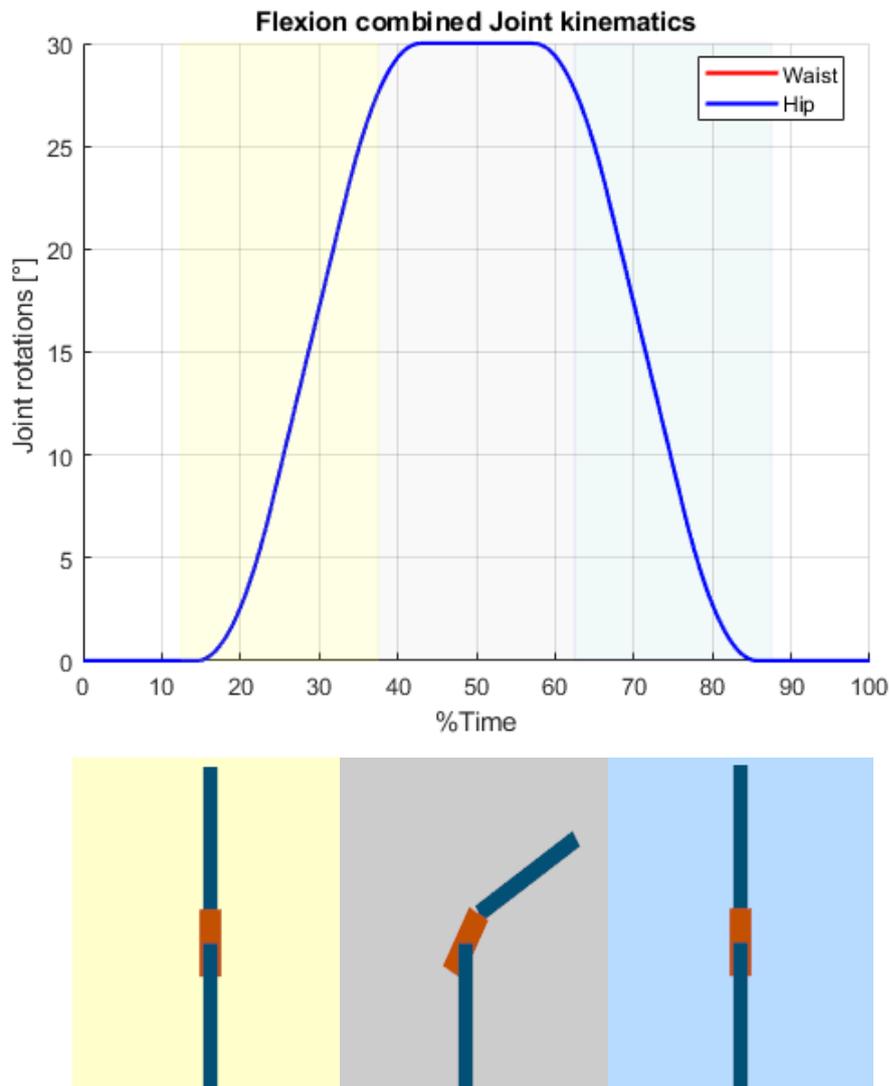


Fig. 4.3 – andamento dei gradi di libertà nei giunti dell'uomo e sequenza terza modalità di flessione

L'andamento dei gradi di libertà nei giunti dell'uomo è assegnato secondo la tipologia di traiettoria definita nel paragrafo 3.4 ed in base ai valori definiti nella Tabella IV

		<i>Waist</i> [°]	<i>Hip</i> [°]
Flessione torso		[0,60]	0
Flessione pelvi		0	[0,60]
Flessione combinata		[0,30]	[0,30]

Tabella IV – range dei valori assunti dal grado di libertà in ciascun giunto nella fase I o III

4.1.2 Risultati della simulazione

Di seguito si riportano i risultati ottenuti dalla simulazione nelle tre diverse modalità di flessione del tronco. Le grandezze fisiche sono espresse in funzione della percentuale della durata complessiva della simulazione.

Gli output esaminati sono:

- coppia fisiologica sviluppata nei giunti dell'uomo *waist* e *hip*;
- reazioni vincolari nei giunti dell'uomo *waist* e *hip*;

Il modello dell'uomo si presenta sotto forma di una struttura multibody, costituita da una serie di elementi e giunti. Il sistema di riferimento fisso viene indicato con il nome *base* e gli elementi si sviluppano in successione lungo la catena della struttura a partire dalla *base*. Ciascun giunto è collegato a due elementi, si definisce prossimale l'elemento che si estende dal giunto *i*-esimo verso la *base*, mentre si definisce distale l'elemento che si

estende dal giunto *i*-esimo in direzione opposta rispetto alla *base*. Come output della simulazione vengono prese in considerazione le grandezze fisiche calcolate nei giunti dell'uomo *waist* e *hip* che agiscono sull'elemento distale.

4.1.2.1 Coppia fisiologica

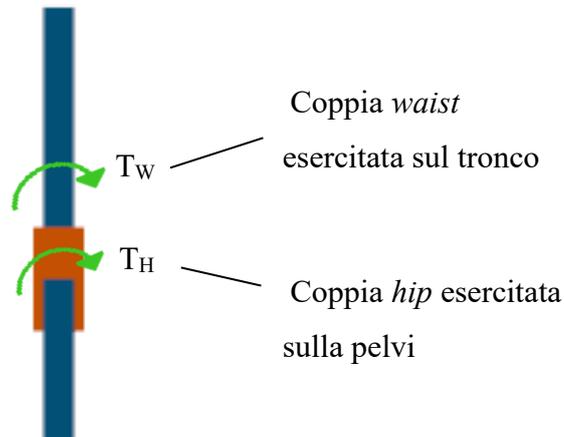


Fig. 4.4 – verso positivo coppia fisiologica nei giunti del corpo

Il verso positivo delle coppie fisiologiche nei due giunti dell'uomo è definito in Fig. 4.4.

In Fig. 4.5 è riportato l'andamento della coppia fisiologica richiesta nel giunto *waist* nelle tre diverse modalità di flessione. Inizialmente quando il modello si trova in posizione eretta non agiscono sollecitazioni in termini di coppia ed infatti le curve assumono un valore nullo. Appena viene assegnato l'input di moto per la flessione, la coppia fisiologica subisce un piccolo salto e parte da un valore positivo, in accordo con l'andamento dell'accelerazione assegnato e necessario per eseguire il movimento stesso. Durante la flessione del tronco la forza peso agisce sul corpo in modo tale da far ruotare in avanti il tronco, infatti l'inclinazione del tronco fa sì che la retta d'azione della forza peso non sia più allineata con il giunto *waist* e quindi esercita una coppia positiva attorno alla cerniera. Per questo motivo nel giunto *waist* è richiesta di contro una coppia fisiologica crescente in valore assoluto e negativa, cioè con verso opposto rispetto a quella della forza peso, in grado di mantenere il corpo in equilibrio. Al termine della fase I di discesa viene raggiunto il valore corrispondente alla flessione massima pari a 46.5 Nm, che viene mantenuto durante la fase di flessione statica. Nella fase successiva di salita la coppia ha un andamento speculare rispetto alla fase I e dunque tende a decrescere in valore assoluto fino a riportarsi al valore nullo iniziale.

Le tre curve relative alle tre modalità di flessione presentano lo stesso risultato, mostrandosi globalmente sovrapposte a meno dei momenti in cui intervengono le azioni inerziali. Questo risultato è giustificato dal fatto che il torso raggiunge lo stesso grado di

inclinazione nelle tre condizioni, infatti nel primo caso si ha la rotazione soltanto del torso, che raggiunge l'inclinazione massima di 60°; nel secondo caso anche se la rotazione è assegnata alla pelvi, il torso viene trascinato da quest'ultimo raggiungendo l'inclinazione massima di 60°; infine nel terzo caso il torso esegue una rotazione massima di 30° ma contemporaneamente anche la pelvi esegue una rotazione massima di 30° e quindi complessivamente il torso raggiunge anche in questo caso una flessione massima di 60°.

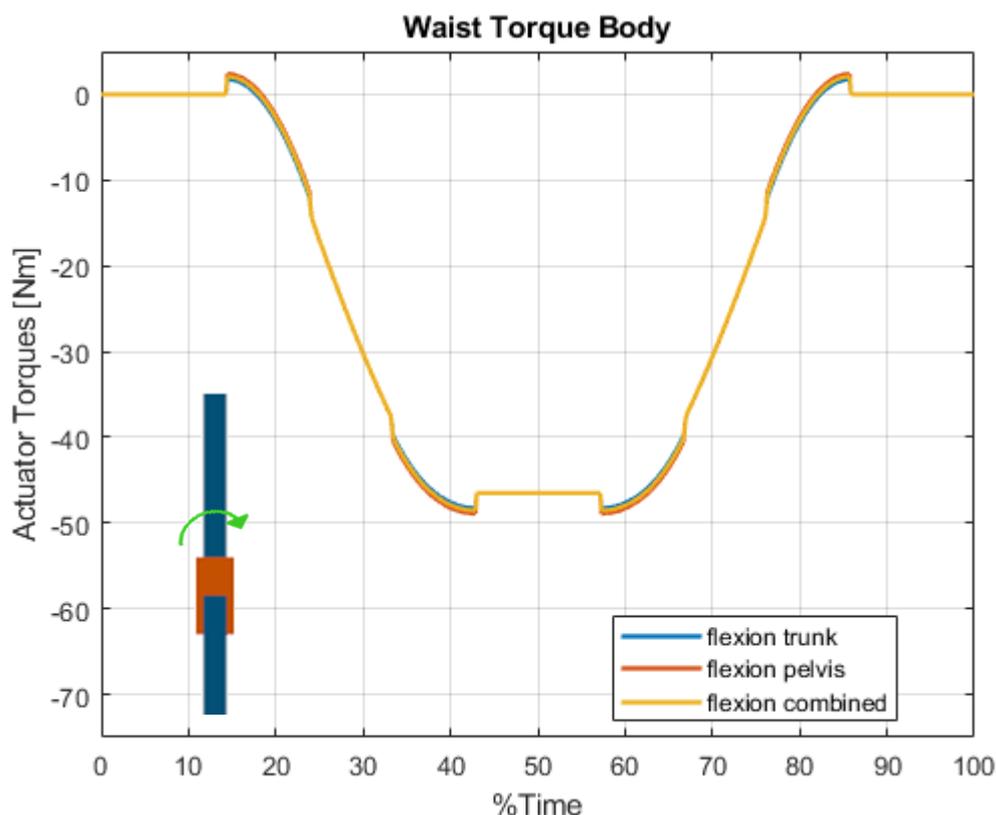


Fig. 4.5 – andamento della coppia fisiologica agente nel giunto waist nelle tre modalità di flessione

Per quanto riguarda i risultati nel giunto *hip* osservando la Fig. 4.6 si nota che l'andamento della coppia fisiologica è analogo a quello registrato nel giunto *waist*, ma le tre curve relative alle tre diverse modalità di flessione riportano dei valori differenti. In particolare nel primo caso (curva in blu) la curva è uguale a quella riportata nel giunto *waist*; nel secondo caso (curva in rosso) la coppia fisiologica assume valori molto più alti in termini assoluti, in quanto l'inclinazione della pelvi fa sì che la coppia esercitata dalla forza peso agente sul torso abbia un braccio più grande rispetto al giunto *hip*; infine nell'ultimo caso di flessione combinata (curva in giallo) si ottiene un risultato intermedio tra i due precedenti.

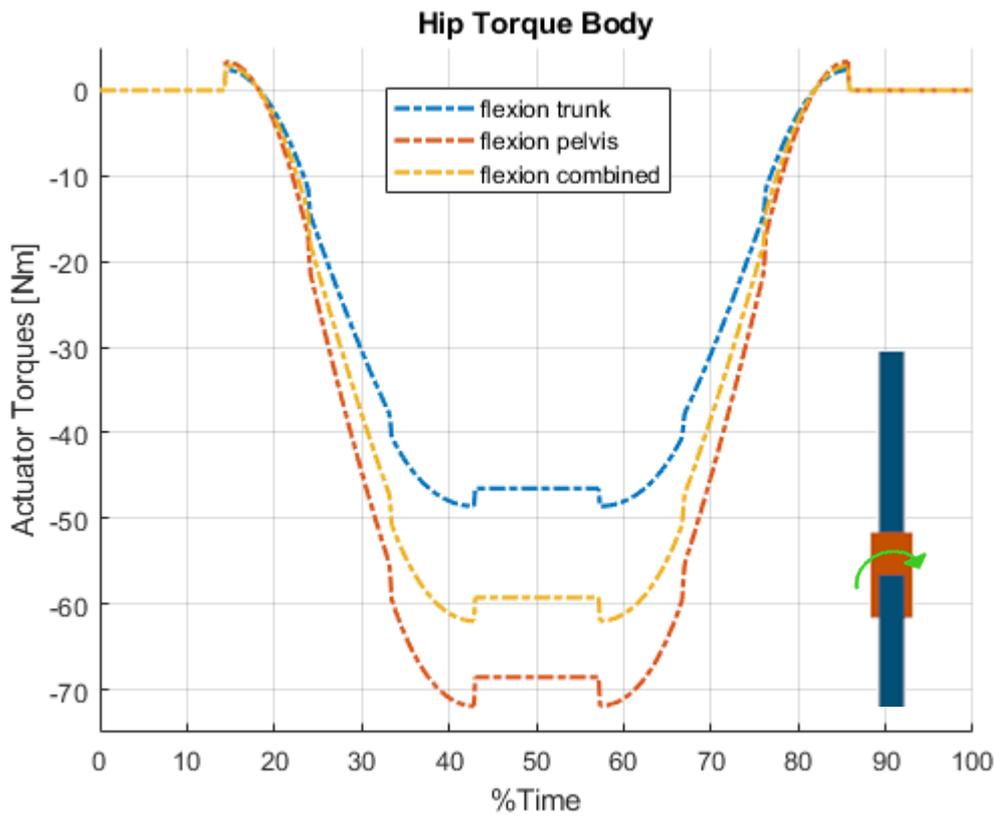


Fig. 4.6 – andamento della coppia fisiologica agente nel giunto hip nelle tre modalità di flessione

4.1.2.2 Reazioni vincolari nei giunti waist e hip

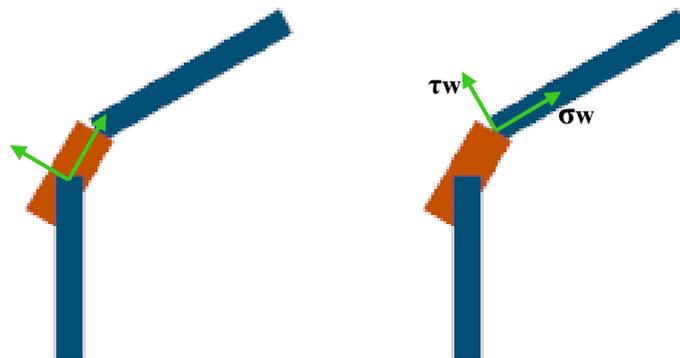


Fig. 4.7 - Sistema di riferimento centrato nel giunto hip o waist con gli assi orientati in direzione longitudinale e perpendicolare alla pelvi o al torso

σ : componente di compressione;

τ : componente di taglio.

In Fig. 4.7 è definito il verso positivo della componente di compressione e della componente di taglio nei due giunti dell'uomo.

È interessante esaminare anche le reazioni in termini di forze che si sviluppano nei giunti *waist* ed *hip* per effetto dei carichi esterni (forza peso), che sollecitano l'uomo durante il movimento di flesso/estensione del tronco. Per ottenere un'indicazione più significativa dell'entità di queste forze sono state prese in considerazione le componenti della reazione vincolare risultante: la componente di compressione, che costituisce la proiezione della forza risultante lungo l'asse longitudinale dell'elemento in esame, e la componente di taglio, che costituisce la proiezione della forza risultante lungo l'asse trasversale dell'elemento in esame.

4.1.2.2.1 Componente di compressione

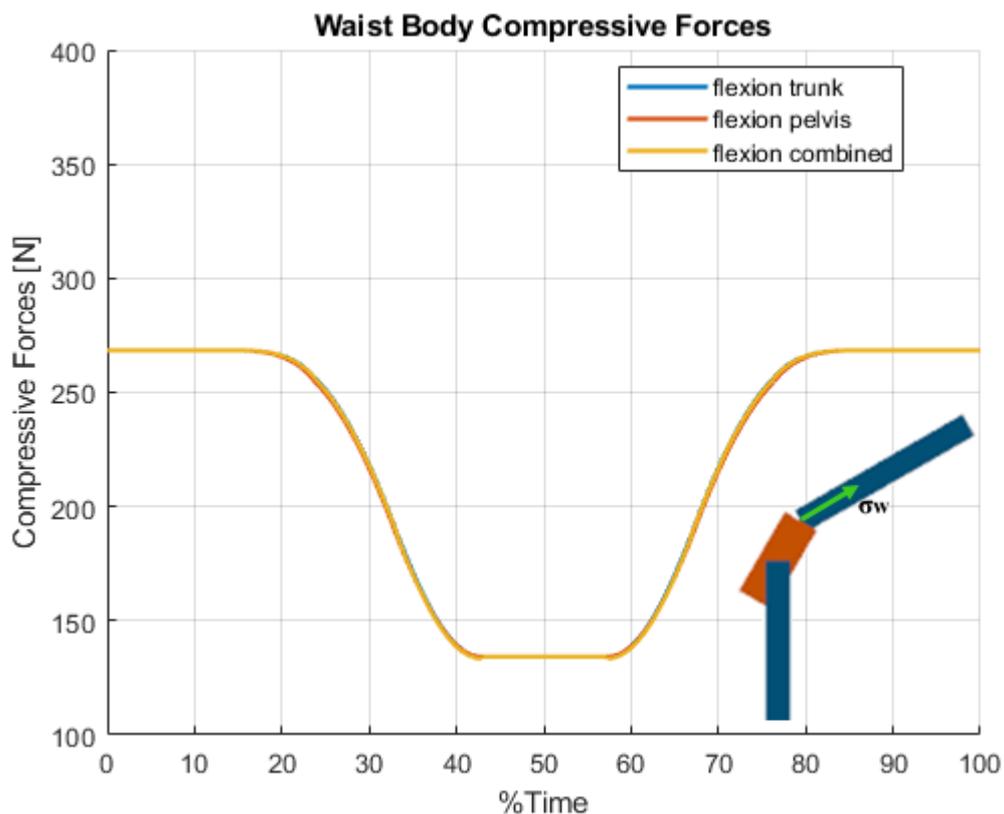


Fig. 4.8 – andamento della componente di compressione agente nel giunto *waist* nelle tre modalità di flessione

Sul grafico in Fig. 4.8 si osserva che la componente di compressione agente nel giunto *waist* parte nelle condizioni iniziali da un valore di 268.5 N, uguale al valore della forza peso agente sul torso; decresce durante la flessione del tronco fino al valore di 134.2 N in corrispondenza della flessione massima; infine cresce e si riporta al valore iniziale nella fase di salita. Tale andamento è concorde col fatto che per effetto dell'inclinazione del torso la forza peso si ridistribuisce nelle sue componenti agenti in direzione longitudinale e trasversale in modo tale da determinare la riduzione della componente di compressione e

l'aumento viceversa della componente di taglio (Fig. 4.10). Le curve relative alle tre modalità di flessione si sovrappongono perché l'andamento della forza dipende dall'inclinazione del torso, identica nei tre casi.

Esaminando il grafico in Fig. 4.9 si ottiene un risultato diverso a seconda della modalità di flessione assegnata in input. Nel caso in cui avviene la rotazione del torso (curva in blu), la pelvi si mantiene in posizione eretta e quindi la componente di compressione sviluppata nel giunto *hip* tende a mantenere costante il valore iniziale di 367 N, pari alla somma della forza peso agente sul torso e della forza peso agente sulla pelvi. Le piccole variazioni sono legate all'azione delle forze inerziali in condizioni dinamiche. Negli altri due casi l'inclinazione della pelvi comporta la redistribuzione della forza peso nelle sue componenti e si ottiene la riduzione della componente di compressione, maggiore nella seconda modalità di flessione (curva in rosso) in quanto maggiore è l'inclinazione raggiunta.

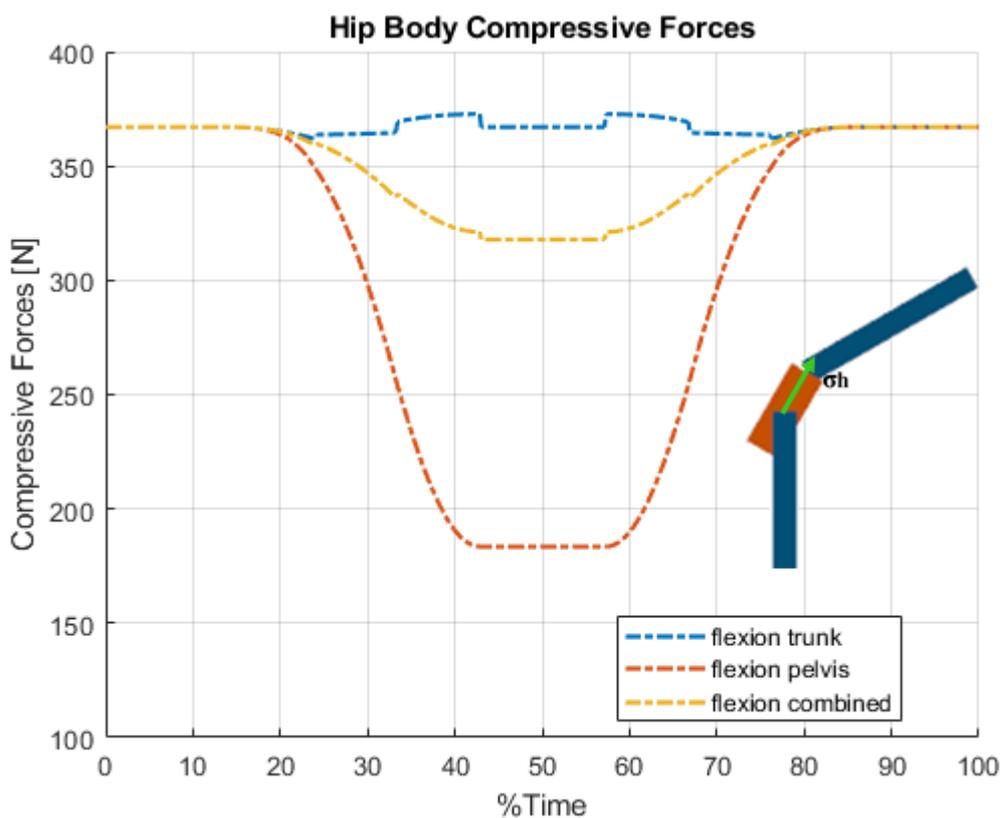


Fig. 4.9 – andamento della componente di compressione agente nel giunto *hip* nelle tre modalità di flessione

4.1.2.2.2 Componente di taglio

Nella Fig. 4.10 e nella Fig. 4.11 sono riportati gli andamenti della componente di taglio rispettivamente nei giunti *waist* e *hip*. Si osserva che i risultati sono perfettamente speculari rispetto a quelli analizzati precedentemente riguardo la componente di compressione, in

accordo al modo con cui si verifica la redistribuzione della forza peso nelle sue componenti in relazione all'inclinazione del corpo.

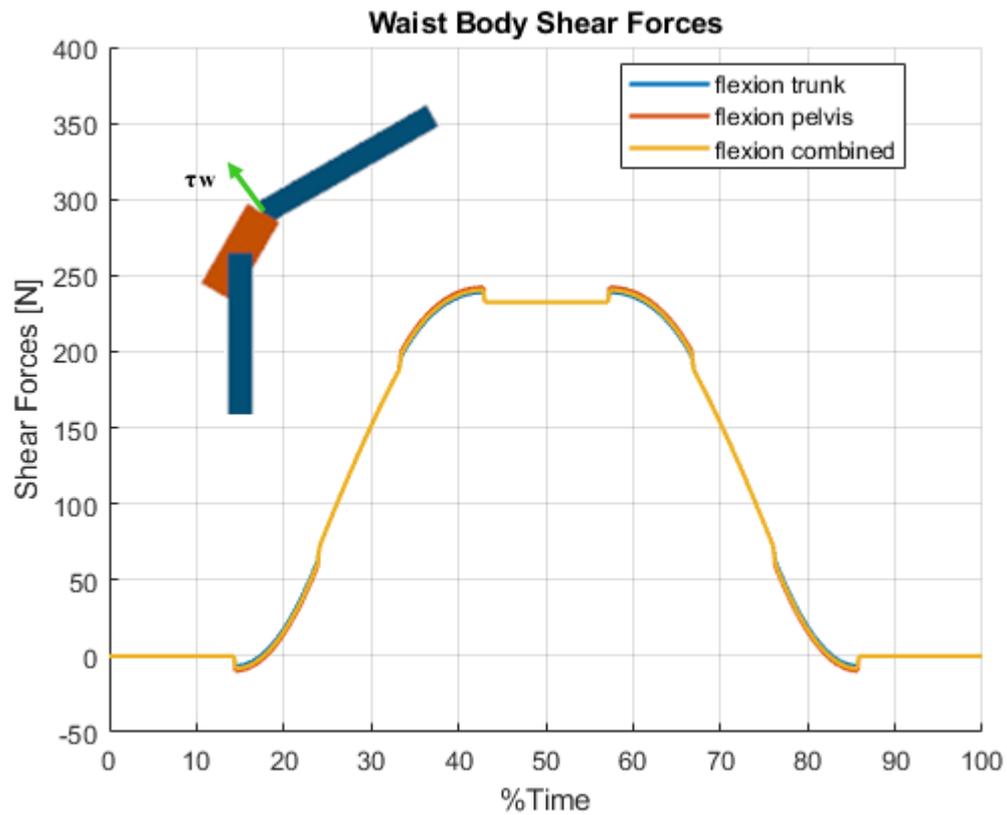


Fig. 4.10 – andamento della componente di taglio agente nel giunto waist nelle tre modalità di flessione

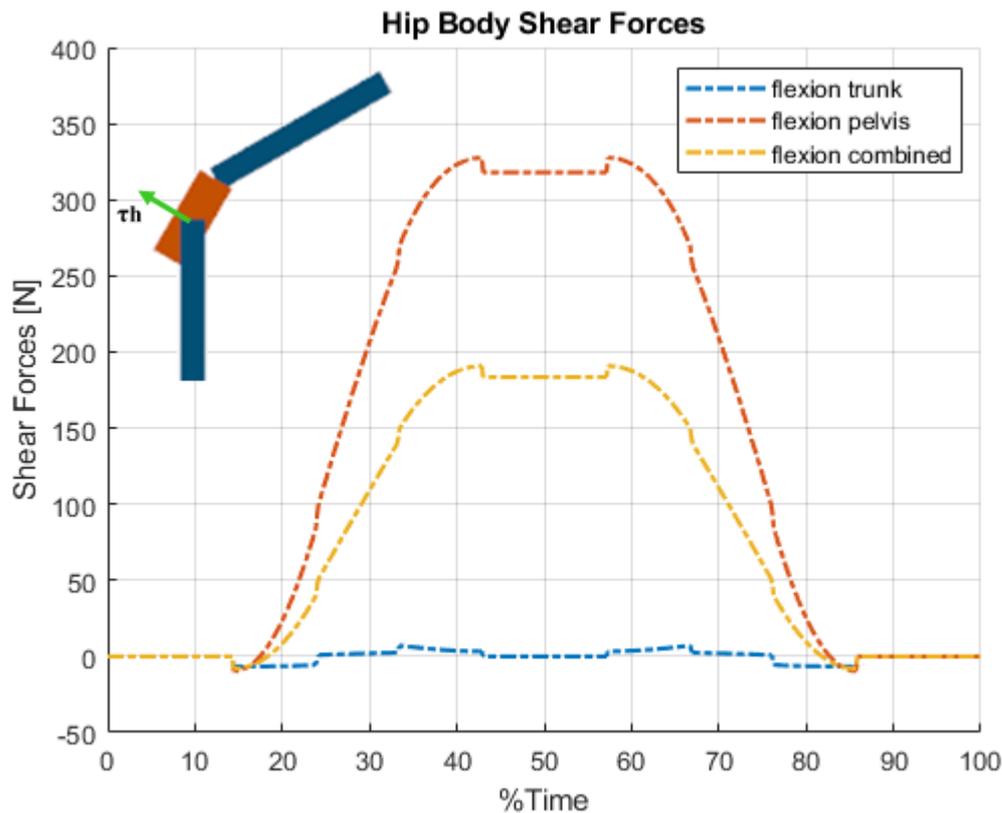


Fig. 4.11 – andamento della componente di taglio agente nel giunto hip nelle tre modalità di flessione

4.1.3 Considerazioni

L'analisi dei risultati di questa simulazione ha permesso di ottenere una panoramica delle sollecitazioni in termini di coppie e forze che si sviluppano nei due giunti *waist* e *hip* quando l'uomo si trova nella condizione di carico dovuta alla flessione del tronco. La causa della sollecitazione è la forza peso, la quale tende a caricare il corpo provocando la nascita di sforzi; l'entità di questi sforzi è rappresentata dagli output della simulazione.

Nella Tabella V si riportano i valori degli output della simulazione nelle tre modalità di flessione, registrati in corrispondenza della flessione massima in condizione statica.

In Fig. 4.12 è presente la rappresentazione dei risultati raccolti nella Tabella V sotto forma di istogrammi. Ciascun gruppo di istogrammi si riferisce ad una modalità di flessione e riporta le azioni agenti nei giunti *waist* e *hip*.

In Fig. 4.13 i risultati raccolti nella Tabella V sono rappresentati mediante una chiave di lettura differente: per ogni tipologia di azione che si sviluppa nel giunto *waist* o nel giunto *hip* è riportato il valore assunto dall'azione nelle tre modalità di flessione. Questo diagramma permette di evidenziare il trend delle forze e delle coppie nelle tre diverse modalità.

Dal punto di vista delle sollecitazioni nel giunto *waist*, la modalità con cui viene assegnata la flessione del tronco non influisce sui risultati, infatti il torso raggiunge sempre lo stesso livello di inclinazione e di conseguenza la stessa condizione di carico; per quanto riguarda il giunto *hip* invece sono state registrate delle differenze, legate al diverso livello di inclinazione e quindi di condizione di carico raggiunto nei tre casi. Dall'analisi dei risultati dunque sembrerebbe che sia da preferire la condizione in cui la flessione del tronco avviene assegnando la rotazione soltanto sul torso, perché permette di avere delle sollecitazioni più basse nel giunto *hip*. In realtà dal punto di vista fisiologico una condizione del genere non si verifica, normalmente infatti il movimento tende a coinvolgere tutto il tronco.

La seconda modalità di flessione è risultata essere la peggiore in termini di sollecitazione, dal punto di vista degli sforzi richiesti nel giunto *hip*, ma, considerando che nella realtà i giunti delle anche sono due, ciascuna delle due articolazioni risulta sollecitata dalla metà del valore ottenuto in output. Quindi le sollecitazioni più gravose sono quelle che agiscono nel giunto *waist* e dato che queste non variano al variare della modalità assegnata, si è scelto di adottare nella simulazione successiva la seconda modalità di flessione, tenuto conto anche del grado di sollecitazione della pelvi.

		WAIST			HIP		
		T_w [Nm]	F_{c_w} [daN]	F_{s_w} [daN]	T_H [Nm]	F_{c_H} [daN]	F_{s_H} [daN]
Flessione torso		46.5	13.42	23.25	46.5	36.7	0
Flessione pelvi		46.5	13.42	23.25	68.55	18.35	31.78
Flessione combinata		46.5	13.42	23.25	59.23	31.78	18.35

Tabella V - raccolta dati risultati simulazione in corrispondenza della flessione massima

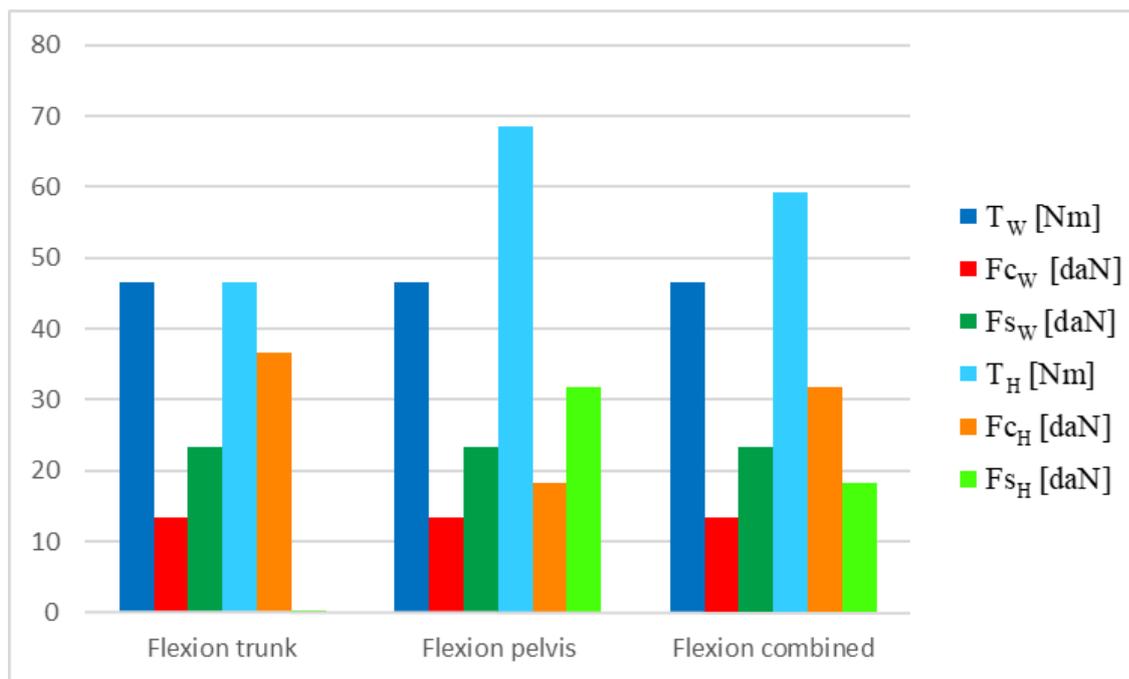


Fig. 4.12 - confronto al variare della modalità di flessione delle grandezze fisiche di output agenti in corrispondenza della flessione massima nei giunti waist e hip

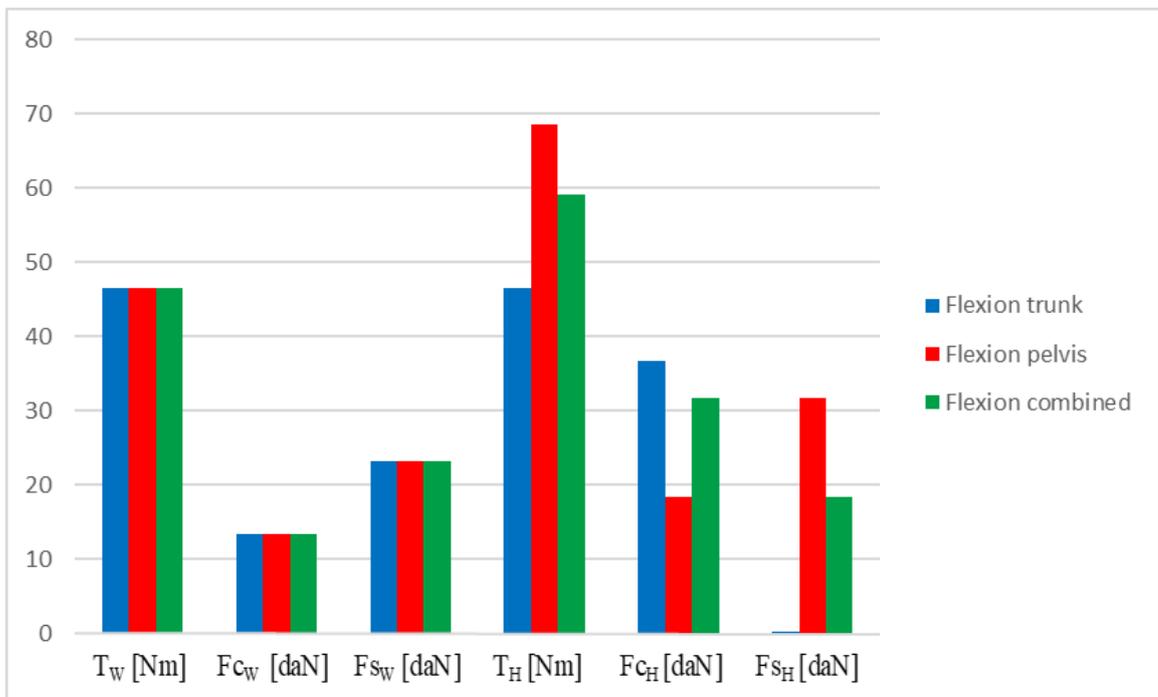


Fig. 4.13 - per ciascuna forza e coppia nei giunti waist e hip valutazione del trend della grandezza fisica al variare della modalità di flessione

4.2 Analisi del modello uomo-esoscheletro al variare del livello di supporto fornito dal dispositivo

In questa simulazione è stato preso in considerazione il modello complessivo per studiare l'interazione tra uomo ed esoscheletro al variare dell'intensità del supporto fornito dal dispositivo, espresso sotto forma della coppia equivalente generata dal sistema elastico.

4.2.1 Definizione degli input cinematici

Alla luce dei risultati della precedente simulazione si è scelto di assegnare al modello dell'uomo un movimento di tipo *stoop* con la seconda modalità di flessione, per cui la flessione del tronco avviene con una rotazione soltanto attorno al giunto *hip*, mantenendo le gambe tese. Il movimento nel suo complesso si compone di tre fasi:

- FASE I, è la fase di discesa in cui avviene la flessione del tronco a partire dalla posizione eretta;
- FASE II, è la fase di flessione statica in cui il modello rimane nella posizione di massima flessione assegnata;
- FASE III, è la fase di salita in cui avviene l'estensione del tronco per ritornare nella posizione di partenza.

Le fasi di discesa e di salita sono simmetriche ed avvengono in un intervallo di tempo di 2 s, mentre la fase II avviene in un intervallo di tempo di 1 s; la durata della simulazione è di 7 s e prevede una pausa di 1 s prima e dopo l'esecuzione del movimento complessivo.

In Fig. 4.14 è mostrato l'andamento nel tempo di posizione, velocità ed accelerazione nel giunto *hip*, secondo la tipologia di traiettoria definita nel paragrafo 3.4, e la sequenza del movimento eseguita dalla rappresentazione del modello nelle tre fasi. Nel giunto *waist* le grandezze cinematiche di input sono nulle, non essendoci rotazione relativa del torso rispetto alla pelvi.

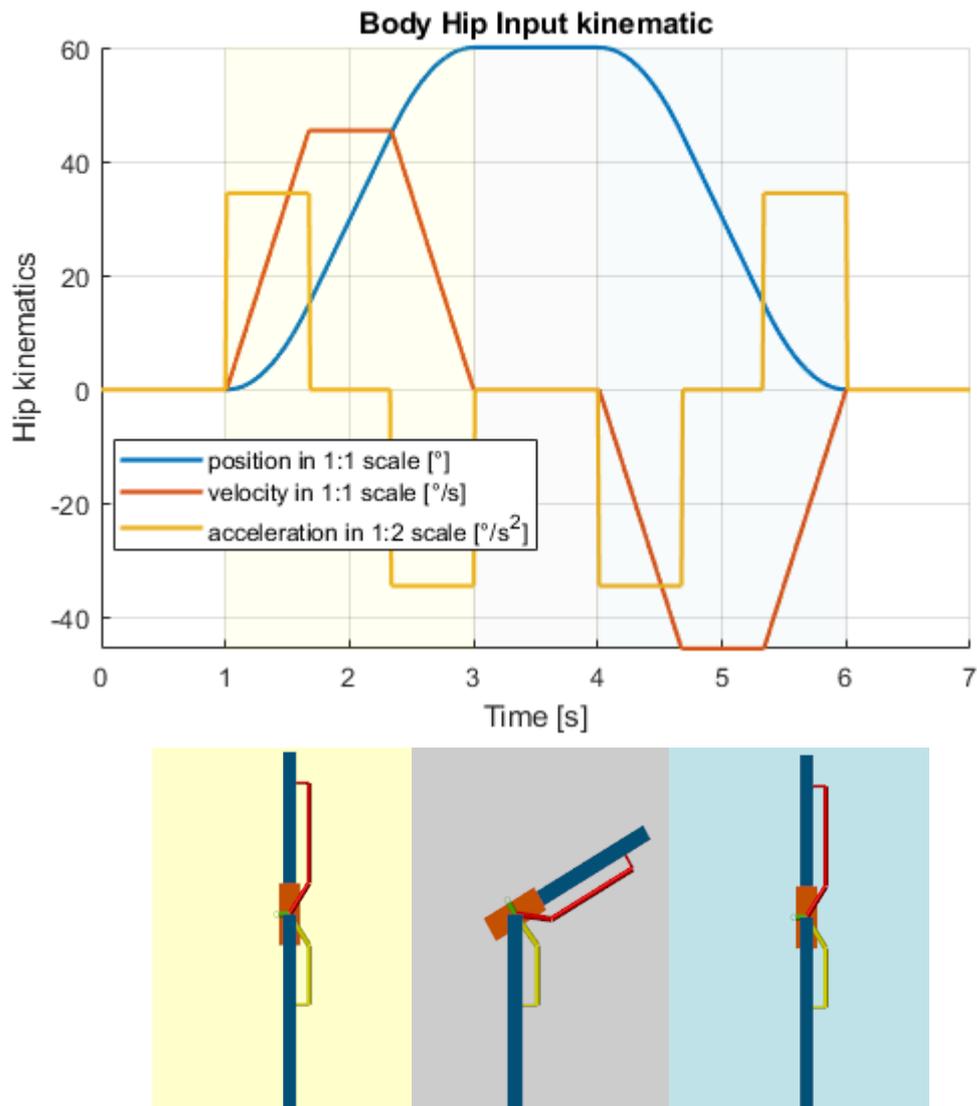


Fig. 4.14 – andamento nel tempo delle grandezze cinematiche di input nel giunto hip

4.2.2 Caratterizzazione del sistema di supporto

Viene assegnato in input l'andamento della coppia equivalente agente tra le parti dell'esoscheletro secondo la configurazione (sS) del sistema di supporto e trasmessa dall'esoscheletro all'uomo attraverso i giunti d'interfaccia. La flessione del tronco fa sì che avvenga la compressione della molla, che corrisponde alla nascita di una coppia equivalente sull'elemento superiore dell'esoscheletro ed una coppia uguale in modulo ed opposta in verso sull'elemento inferiore. La coppia equivalente agente sull'elemento superiore è quindi trasferita al torso attraverso il giunto d'interfaccia superiore, ma soltanto una parte della coppia equivalente totale va ad agire effettivamente sul torso, pari alla forza d'interfaccia per la distanza tra il giunto d'interfaccia superiore ed il giunto *waist*, minore appunto della distanza tra il giunto d'interfaccia superiore ed il giunto dell'esoscheletro,

allineato al giunto *hip*. Sulla pelvi invece attraverso il giunto *waist* si trasmette l'intera coppia equivalente.

L'azione esercitata dall'esoscheletro è stata definita in modo tale che dia un supporto pari ad una certa percentuale della coppia fisiologica massima che si sviluppa nel *waist* in corrispondenza della massima flessione assegnata. La scelta deriva dal fatto che i disturbi muscolo-scheletrici nascono per effetto di una sollecitazione elevata e ripetuta nella zona lombare, rappresentata nel modello dal giunto *waist*, ed è proprio la coppia fisiologica richiesta in questo giunto dalla flessione/estensione del tronco che si desidera ridurre mediante l'intervento dell'esoscheletro.

In questa prima simulazione dell'interazione uomo-esoscheletro l'andamento della coppia equivalente è stato modellato in modo tale da dare un contributo costante in funzione dell'angolo di rotazione tra gli elementi superiore ed inferiore del dispositivo. In particolare, il valore della coppia è stato assunto come parametro variabile e la prova è stata ripetuta più volte per valori di coppia via via crescenti, partendo da un contributo nullo e passando dal 20%, 40%, 60%, fino ad arrivare all'80% della coppia fisiologica di riferimento.

In Fig. 4.15 è mostrato l'andamento della coppia equivalente in funzione dell'angolo di rotazione e al variare del livello di supporto fornito.

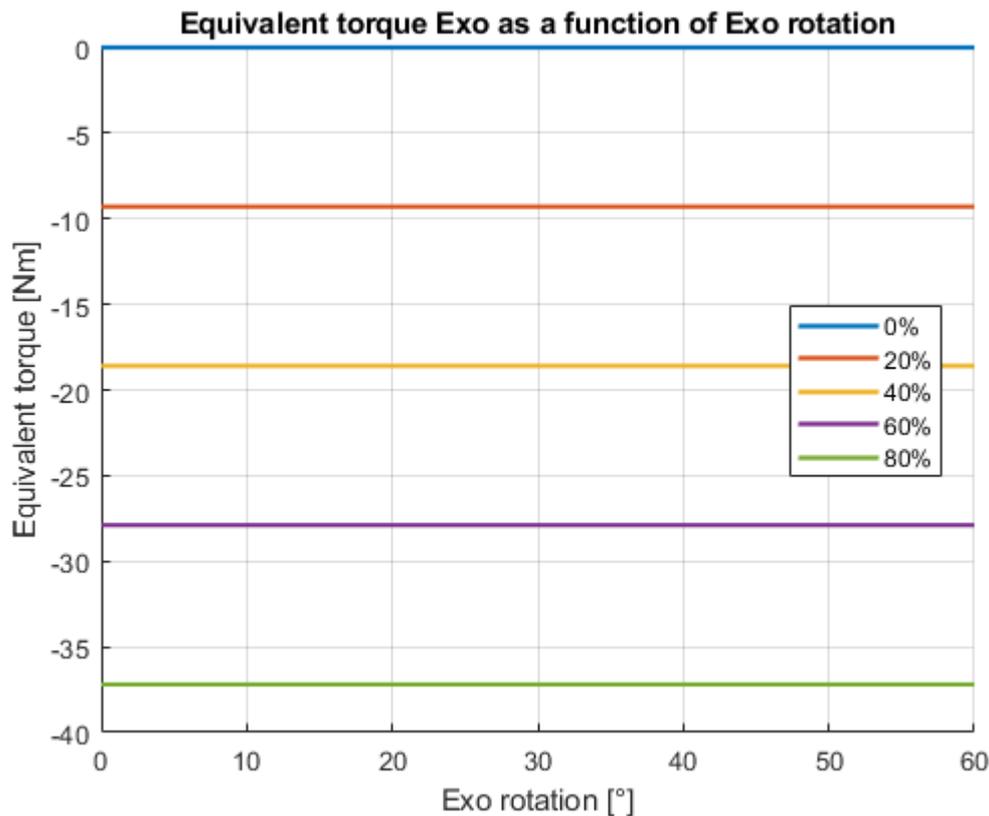


Fig. 4.15 - andamento coppia equivalente in funzione dell'angolo

4.2.3 Risultati della simulazione

Di seguito si riportano i risultati ottenuti dalla simulazione confrontando la condizione in cui è assente il modello dell'esoscheletro con la condizione in cui è presente il modello dell'esoscheletro al variare del livello di supporto fornito. Le grandezze fisiche sono espresse in funzione dell'angolo di flessione del tronco, coincidente con l'angolo di rotazione nel giunto *hip*.

Gli output esaminati sono:

- coppia fisiologica sviluppata nei giunti dell'uomo *waist* e *hip*;
- reazioni vincolari nei giunti dell'uomo *waist* e *hip*;
- reazioni vincolari nei giunti d'interfaccia.

I diagrammi degli output sono riportati in funzione dell'angolo di flessione del tronco, definito come l'angolo di inclinazione del torso rispetto alla posizione eretta di partenza ed indicato nei grafici con il nome *Flexion Body Angle*. Tale angolo è diverso dall'angolo di rotazione del *waist*, il quale indica la flessione relativa del torso rispetto alla pelvi, o meglio può coincidere con l'angolo di rotazione del *waist*, così come con

l'angolo di rotazione del *hip* o con la somma dei due, a seconda della modalità di flessione adoperata.

Come introdotto nel paragrafo 4.1.2 nei risultati della simulazione vengono prese in considerazione le forze e coppie che agiscono sull'elemento distale in corrispondenza del giunto *waist* o *hip*.

4.2.3.1 Coppia fisiologica

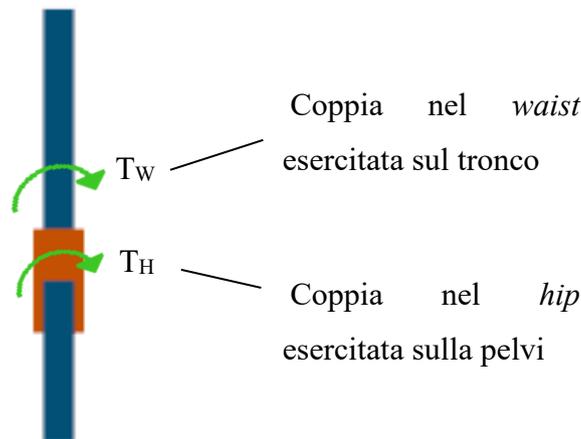


Fig. 4.16 – verso positivo coppia fisiologica nei giunti del corpo

Il verso positivo delle coppie fisiologiche nei due giunti dell'uomo è definito in Fig. 4.16. Analizziamo prima i risultati relativi al giunto *waist*. Relativamente al caso in cui non è presente l'esoscheletro (curva nera in Fig. 4.17) si osserva che inizialmente è richiesta una coppia positiva piuttosto piccola che spinga in avanti il torso per eseguire il movimento di flessione, in accordo con l'accelerazione angolare iniziale positiva (Fig. 3.7) e con la posizione verticale iniziale di equilibrio. Durante la flessione la forza peso agente nel baricentro del torso esercita un momento attorno al *waist*, infatti a causa dell'inclinazione del corpo tale forza ha un braccio rispetto al centro della cerniera non nullo, il quale cresce al crescere dell'inclinazione stessa. All'aumentare quindi dell'angolo di flessione la coppia fisiologica tende a crescere in valore assoluto, per equilibrare appunto l'azione crescente della forza peso. I piccoli salti nell'andamento presenti all'inizio, alla fine, intorno ai 15° e ai 45° sono legati alle azioni inerziali.

Nella condizione in cui l'esoscheletro è presente ma non dà nessun contributo (linea rossa in Fig. 4.17) l'andamento della coppia fisiologica è analogo a quello registrato nel caso senza dispositivo e si discosta da quest'ultimo per valori molto piccoli; la differenza è dovuta al momento aggiuntivo da equilibrare esercitato dal peso dell'elemento superiore dell'esoscheletro, il quale agisce nello stesso verso della forza peso.

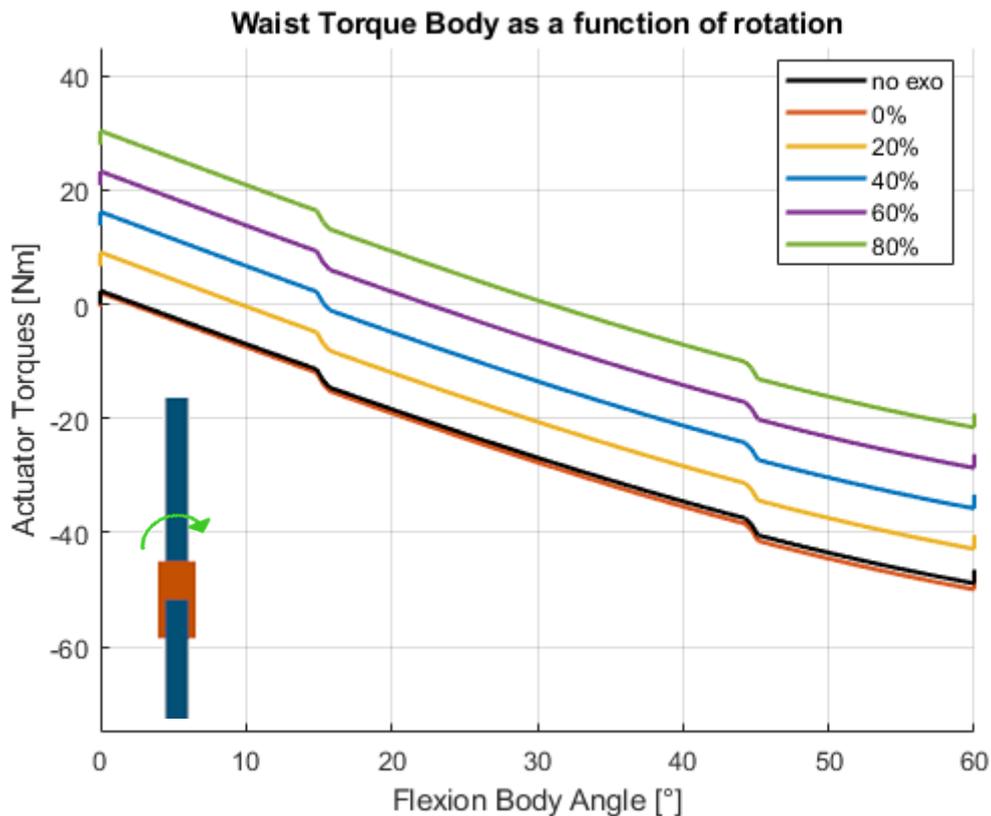


Fig. 4.17 – andamento della coppia fisiologica agente nel giunto waist al variare del livello di supporto

Osservando le altre curve che si riferiscono alla condizione in cui l'esoscheletro è presente e trasmette un contributo con valore via via crescente, si nota che al crescere del valore della coppia equivalente la curva trasla verso l'alto e questo risultato è indice del fatto che l'azione esercitata dall'esoscheletro ha un effetto positivo sul corpo, determinando la riduzione della coppia fisiologica richiesta nel giunto. L'intervento dell'esoscheletro si configura però effettivamente come un'azione di supporto quando non cambia il verso della coppia fisiologica, perché altrimenti significa che il torso deve agire con una coppia che lo spinga in avanti per contrastare la coppia equivalente, troppo elevata rispetto all'angolo di flessione raggiunto. Un valore di coppia fisiologica uguale o prossima a 0 Nm non è nemmeno desiderabile, in quanto comporterebbe l'inattività dei muscoli con relative conseguenze inadeguate a livello biomeccanico.

Per quanto riguarda i risultati nel giunto *hip*, osservando la Fig. 4.18, si nota che le curve presentano un andamento analogo alle corrispettive curve della Fig. 4.17, in questo caso però la pendenza è maggiore, cioè la coppia fisiologica raggiunge valori maggiori, in quanto il momento esercitato dalla forza peso agente sul torso, e trasmesso alla pelvi attraverso il giunto *waist*, ha un braccio più grande rispetto alla cerniera *hip*, infatti tiene

conto anche dell'inclinazione della pelvi oltre a quella del torso. Quindi il corpo risulta maggiormente sollecitato al livello del giunto *hip* per questo motivo.

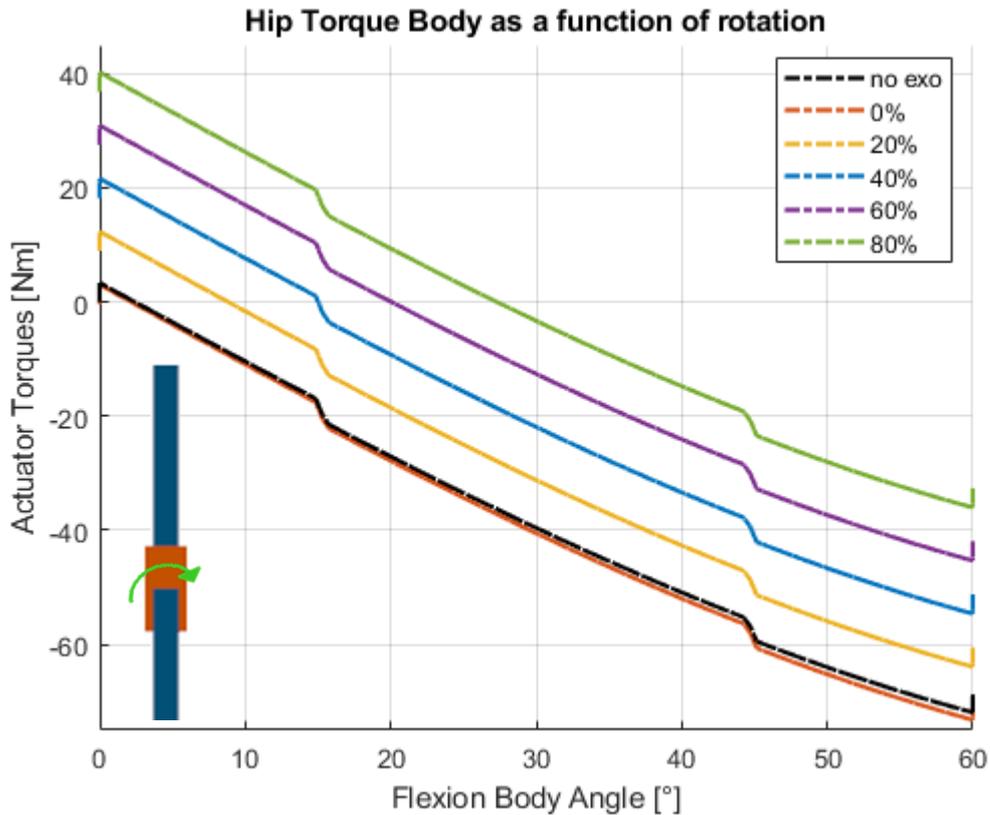


Fig. 4.18 – andamento della coppia fisiologica agente nel giunto hip al variare del livello di supporto

4.2.3.2 Reazioni vincolari nei giunti dell'uomo

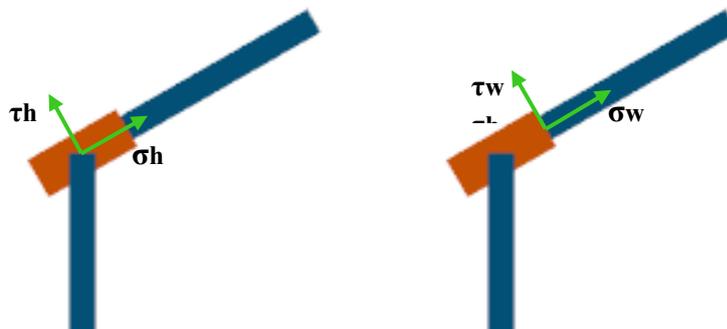


Fig. 4.19 - Sistema di riferimento centrato nel giunto hip o waist con gli assi orientati in direzione longitudinale e perpendicolare alla pelvi o al torso

σ : componente di compressione;

τ : componente di taglio.

In Fig. 4.19 è definito il verso positivo della componente di compressione e della componente di taglio nei due giunti dell'uomo.

È interessante esaminare anche le reazioni in termini di forze che si sviluppano nei giunti *waist* ed *hip* per effetto dei carichi esterni (forza peso e azione esoscheletro), che sollecitano l'uomo durante il movimento di flesso/estensione del tronco e della pelvi. Per ottenere un'indicazione più significativa dell'entità di queste forze e della loro influenza sul funzionamento biomeccanico normale dell'uomo, sono state prese in considerazione le componenti della reazione vincolare risultante: la componente di compressione, che costituisce la proiezione della forza risultante lungo l'asse longitudinale dell'elemento in esame, e la componente di taglio, che costituisce la proiezione della forza risultante lungo l'asse trasversale dell'elemento in esame.

4.2.3.2.1 Componente di compressione



Fig. 4.20 - andamento della componente di compressione agente nel giunto waist al variare del livello di supporto

Dall'esame del grafico in Fig. 4.20 risulta che le curve relative alla componente di compressione nel giunto *waist* sono tutte sovrapposte. L'azione dell'esoscheletro infatti è trasmessa al tronco mediante il giunto d'interfaccia superiore, il quale, configurandosi come un carrello, trasferisce la forza in direzione perpendicolare rispetto alla superficie del tronco stesso, su cui può scorrere. Quindi ciò significa che la componente della forza di reazione risultante agente in direzione longitudinale rispetto al tronco è indipendente dall'utilizzo dell'esoscheletro. Durante la flessione del tronco, per effetto dell'inclinazione

del torso la forza peso si ridistribuisce nelle sue componenti agenti in direzione longitudinale e trasversale in modo tale da determinare la riduzione della componente di compressione e l'aumento viceversa della componente di taglio. Il valore iniziale corrisponde al valore della forza peso agente sul torso e pari a 268.5 N

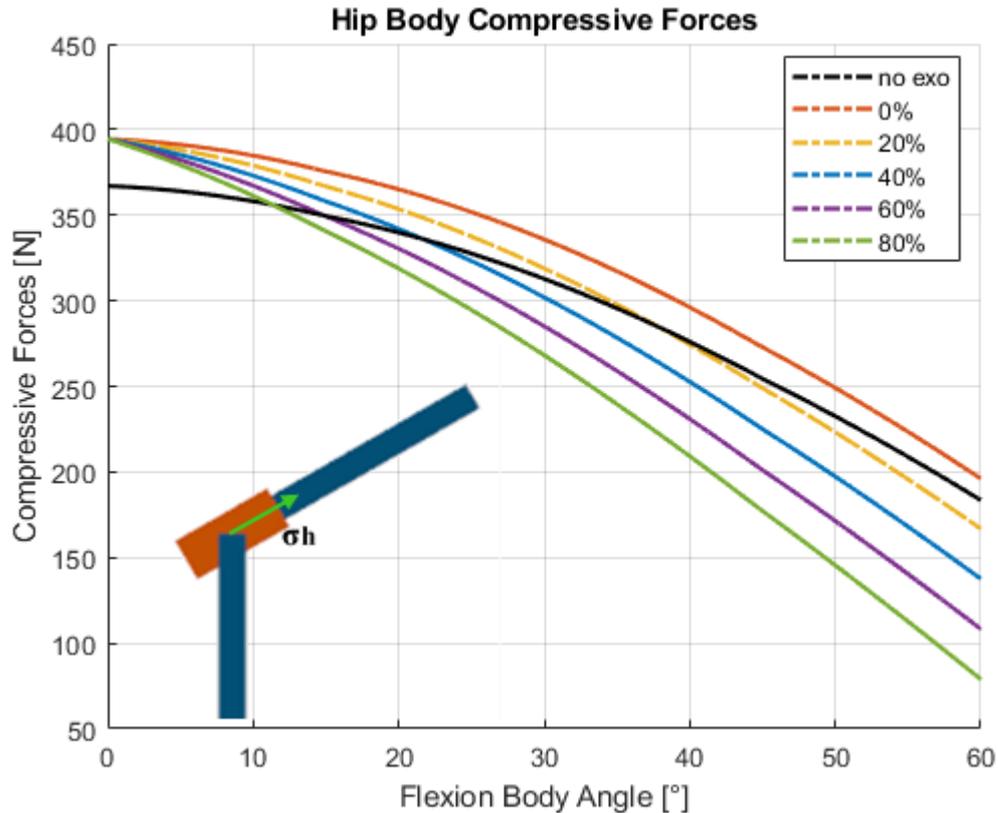


Fig. 4.21 - andamento della componente di compressione agente nel giunto hip al variare del livello di supporto

Anche nel giunto *hip* per effetto dell'inclinazione della pelvi la forza peso si ridistribuisce nelle sue componenti agenti in direzione longitudinale e trasversale in modo tale da determinare la riduzione della componente di compressione e l'aumento viceversa della componente di taglio. In assenza dell'esoscheletro la forza parte dal valore di 367 N nella posizione di partenza (curva nera in Fig. 4.21), corrispondente alla somma della forza peso agente sul torso e sulla pelvi.

Le curve relative alla condizione in cui è presente l'esoscheletro partono tutte dallo stesso valore, più grande rispetto al caso senza esoscheletro perché subentra la forza peso agente sul dispositivo e che si scarica nel giunto *hip*; dal valore iniziale si aprono come un fascio di curve e al crescere del livello di supporto le curve si spostano verso il basso. Dunque il contributo fornito dall'esoscheletro ha come effetto quello di determinare la riduzione ulteriore della componente di compressione nel giunto *hip*.

4.2.3.2.2 Componente di taglio

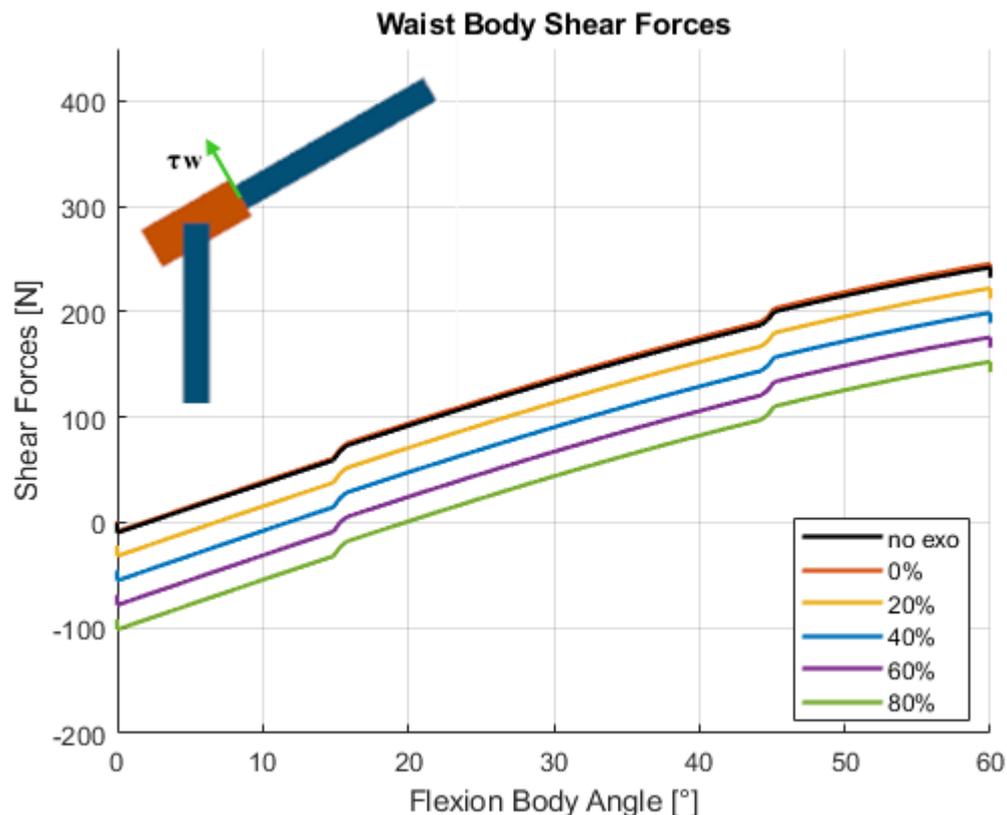


Fig. 4.22 - andamento della componente di taglio agente nel giunto waist al variare del livello di supporto

Si prenda in considerazione il grafico in Fig. 4.22 relativamente alla componente di taglio nel giunto *waist*, in accordo con la redistribuzione della forza peso nelle sue componenti per via dell'inclinazione del torso, si osserva che la forza tende ad aumentare al crescere dell'angolo di flessione.

Nella condizione in cui l'esoscheletro è presente ma non dà supporto (curva rossa in Fig. 4.22), la componente di taglio risulta leggermente più alta rispetto al caso in cui il dispositivo è assente, perché interviene anche la forza peso dell'elemento superiore dell'esoscheletro.

Le altre curve relative al diverso livello di supporto fornito dal dispositivo risultano traslate verso il basso, indicando una progressiva riduzione della forza di taglio all'aumentare del valore della coppia equivalente. Questo risultato è in linea con quello ottenuto per la coppia fisiologica nel *waist* e quindi anche per la componente di taglio l'azione dell'esoscheletro si rivela essere troppo elevata per angoli di flessione piccoli, per cui la componente di taglio è portata a cambiare il segno.

Per quanto riguarda i risultati nel giunto *hip* l'effetto dell'azione esercitata dall'esoscheletro è quello di determinare un incremento della componente di taglio, infatti

le curve relative ai diversi livelli di supporto risultano traslate verso l'alto, cioè verso valori maggiori rispetto al caso in cui il sostegno non è attivo (Fig. 4.23).

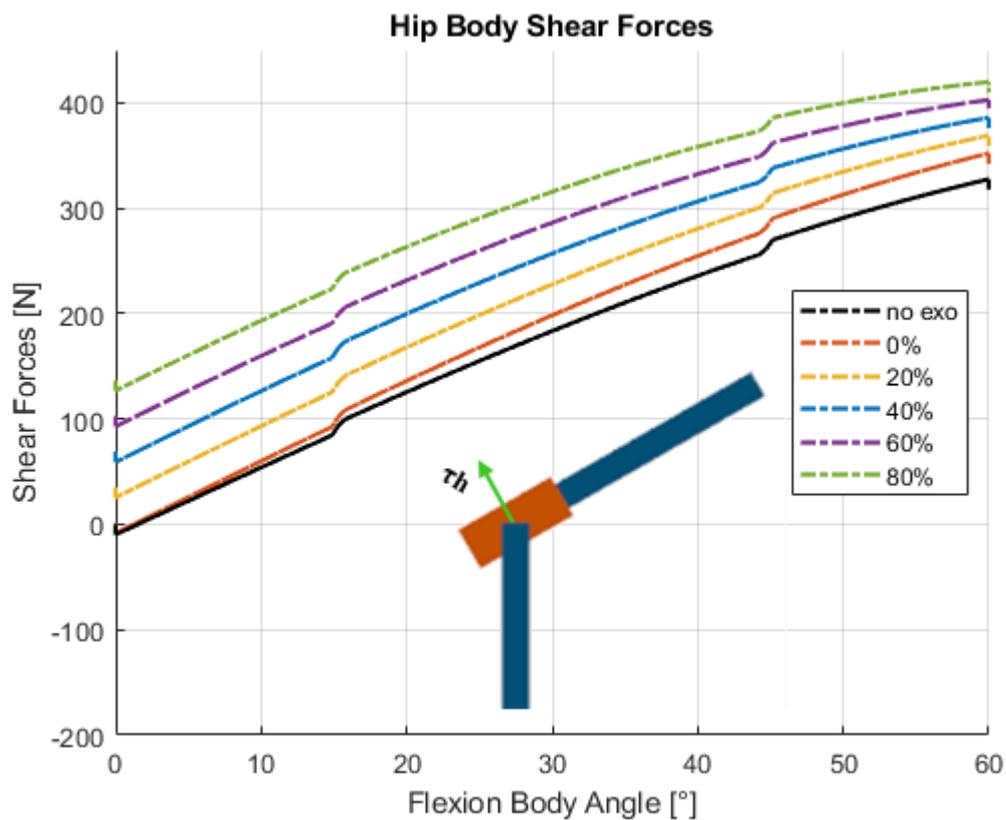


Fig. 4.23 - andamento della componente di taglio agente nel giunto hip al variare del livello di supporto

4.2.3.3 Reazioni vincolari nei giunti d'interfaccia

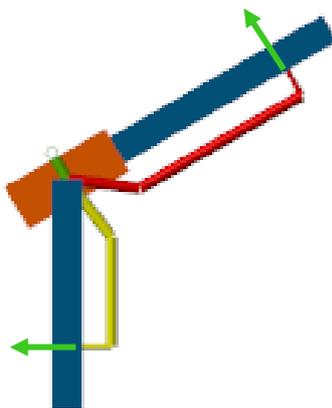


Fig. 4.24 – verso positivo della forza trasmessa nei giunti di interfaccia

In Fig. 4.24 è definito il verso positivo della forza d'interfaccia nei due giunti superiore ed inferiore.

L'interazione tra uomo ed esoscheletro è resa possibile per mezzo dei giunti d'interfaccia, i quali trasferiscono sull'uomo l'azione di supporto sviluppata dal dispositivo mediante

l'attivazione del sistema elastico. La coppia equivalente infatti si trasmette nei giunti *waist* ed *hip* ed agisce in modo tale da ridurre la coppia fisiologica richiesta per equilibrare la forza peso e sostenere il corpo stesso. D'altra parte però l'azione della coppia equivalente fa sì che siano trasmesse delle forze sull'uomo in corrispondenza dei punti d'interfaccia superiore ed inferiore, le quali esercitano una sollecitazione rilevante e non confortevole sul petto e sulle cosce.

Il verso positivo delle forze trasmesse dall'esoscheletro all'uomo attraverso i giunti di interfaccia è indicato in Fig. 4.24.

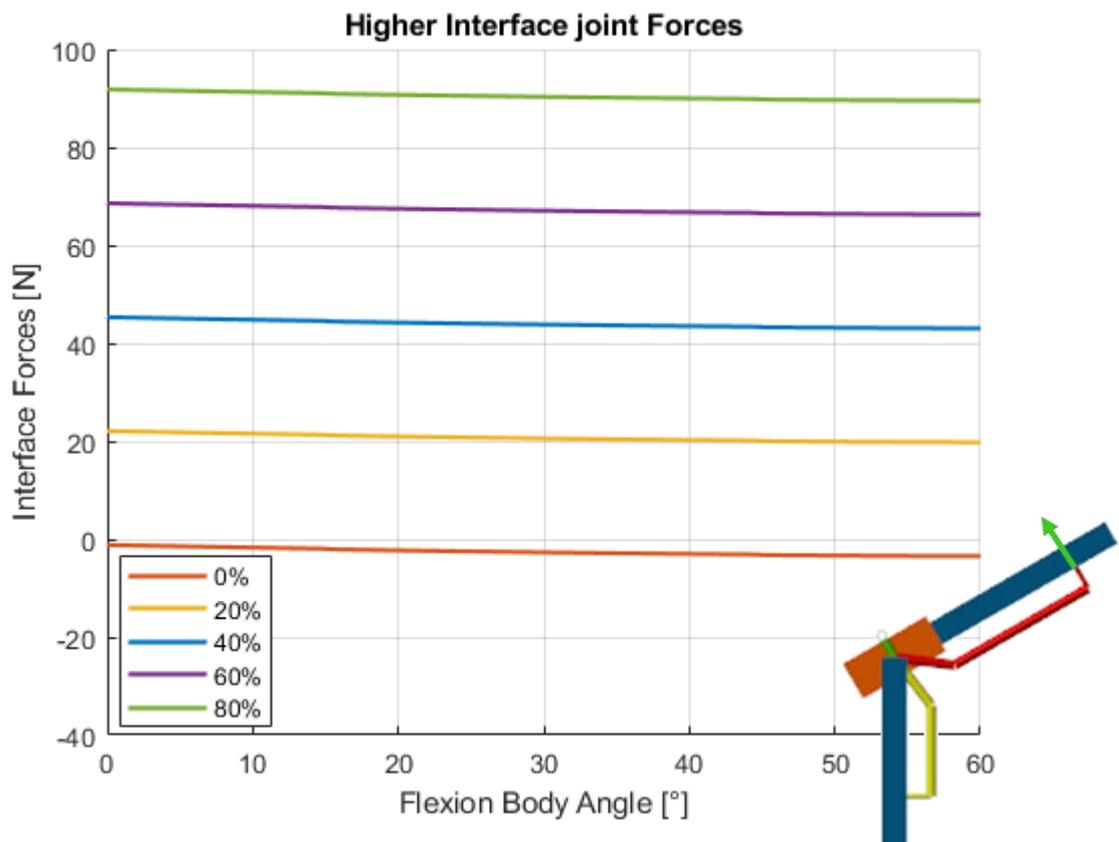


Fig. 4.25 - andamento della forza agente nel giunto d'interfaccia superiore al variare del livello di supporto

In Fig. 4.25 si osserva che nella condizione in cui è presente l'esoscheletro ma non è fornito alcun supporto (curva rossa in Fig. 4.25) la forza trasmessa sul torso presenta un valore piuttosto piccolo, che tende a crescere in valore assoluto al variare dell'angolo di flessione. Tale forza deriva dalla coppia esercitata dalla forza peso dell'elemento superiore dell'esoscheletro, la quale aumenta all'aumentare dell'inclinazione del corpo e tende a spingere verso il basso il torso. Quando è fornito il supporto da parte dell'esoscheletro, la forza d'interfaccia assume un valore che dipende dal valore della coppia equivalente, essendo uguale al rapporto tra la coppia equivalente e la distanza tra il giunto d'interfaccia

superiore ed il giunto *hip*; il valore della forza cresce dunque al crescere del livello di supporto e le curve risultano traslate verso l'alto.

Passando al giunto d'interfaccia inferiore (Fig. 4.26) il risultato che si ottiene è analogo a quello registrato nel giunto d'interfaccia superiore, soltanto che in questo caso le curve si mantengono perfettamente costanti al variare dell'angolo di flessione perché non c'è inclinazione delle gambe.

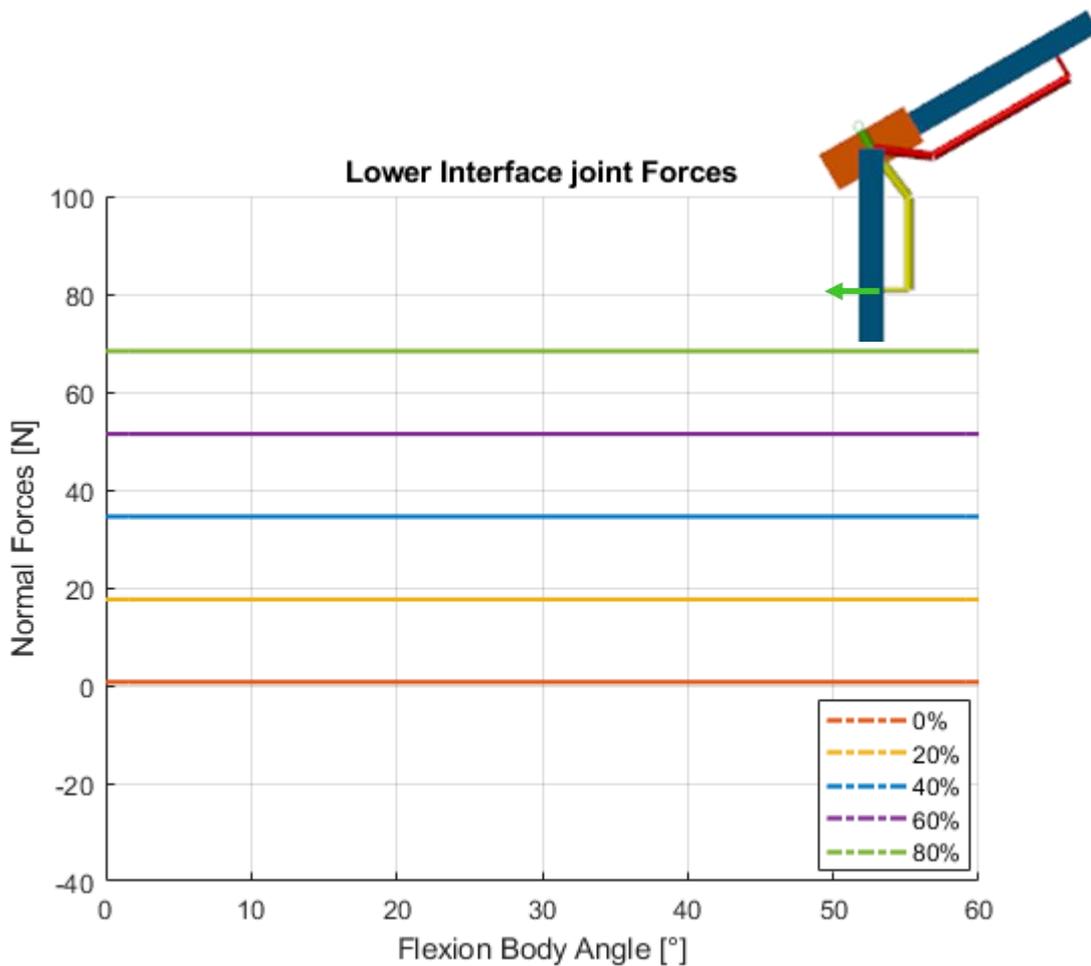


Fig. 4.26 - andamento della forza agente nel giunto d'interfaccia inferiore al variare del livello di supporto

4.2.4 Considerazioni

In questa simulazione il corpo esegue una flessione del tronco applicando la seconda modalità di flessione del movimento cosiddetto *stoop* e l'esoscheletro trasmette un'azione di supporto con differenti livelli di coppia equivalente.

Nella Tabella VI si riportano i valori, registrati in corrispondenza della flessione massima in condizione statica, degli output della simulazione nel caso senza esoscheletro e per due livelli di supporto: coppia equivalente pari al 40% della coppia fisiologica in

corrispondenza della flessione massima nel *waist* e coppia equivalente pari all'80% della coppia fisiologica in corrispondenza della flessione massima nel *waist*.

In Fig. 4.27 è presente la rappresentazione dei risultati raccolti nella Tabella VI sotto forma di istogrammi. Il primo gruppo di istogrammi si riferisce al caso senza esoscheletro, mentre gli altri due gruppi sono relativi ai due diversi livelli di supporto selezionati. Ciascun gruppo riporta le azioni agenti nei giunti *waist* e *hip*.

In Fig. 4.28 i risultati raccolti nella Tabella VI sono rappresentati mediante una chiave di lettura differente: per ogni tipologia di azione che si sviluppa nel giunto *waist* o nel giunto *hip* è riportato il valore assunto dall'azione nei tre casi esaminati. Questo diagramma permette di evidenziare il trend delle forze e delle coppie nelle tre diverse configurazioni del sistema.

Dall'analisi degli output è emerso che l'azione di supporto esercitata dall'esoscheletro comporta un effetto positivo in termini della coppia fisiologica nel *waist* e nel *hip*, della componente di taglio nel *waist* e nella componente di compressione nel *hip*, per cui si è ottenuto un decremento del valore richiesto per mantenere il corpo in equilibrio in condizioni di carico, tanto più grande quanto maggiore è il livello di supporto fornito. La componente di taglio nel giunto *hip* invece tende ad aumentare quando l'esoscheletro trasferisce la coppia equivalente sul corpo ed assume valori maggiori al crescere del livello di supporto. La componente di compressione nel giunto *waist* non varia nei tre casi, indicando l'ininfluenza del dispositivo su questa componente.

Occorre però modellare la funzione della coppia equivalente in modo tale che si configuri sempre come un'azione di supporto e non come una sollecitazione aggiuntiva; infatti è stato osservato che per piccoli angoli di flessione sarebbe opportuno ricevere un contributo molto piccolo o nullo da parte del dispositivo, per evitare che il corpo risponda esercitando una coppia o una forza necessari a contrastare l'azione eccessiva e controproducente dell'esoscheletro. Inoltre per rendere ancora più efficace l'interazione uomo-esoscheletro, si potrebbe assegnare alla coppia equivalente un valore crescente gradualmente in funzione dell'angolo di flessione, in modo che si adegui allo sforzo crescente richiesto nei giunti.

Il risultato positivo di supporto si paga però con la nascita di forze che sollecitano il corpo all'altezza del petto e delle cosce in corrispondenza dei giunti d'interfaccia superiore ed inferiore; l'intensità di tali forze è legata al valore della coppia equivalente esercitata dall'esoscheletro, maggiore è la coppia maggiore è la forza d'interfaccia, ma queste forze non comportano un miglioramento della condizione di carico del corpo bensì ne

determinano un aggravio, sviluppando una sollecitazione fastidiosa e rilevante nelle zone d'interfaccia. La forza d'interfaccia agente sul petto (F_{IT}) risulta più grande rispetto alla forza d'interfaccia agente sulle cosce (F_{IL}) per due motivi: nei risultati è stata riportata la forza d'interfaccia agente soltanto su uno dei due giunti d'interfaccia inferiori; la distanza tra il giunto d'interfaccia superiore ed il giunto *hip* (allineato ai due giunti rotoidali dell'esoscheletro) è maggiore rispetto la distanza tra il giunto d'interfaccia inferiore ed il giunto *hip*, quindi a parità di coppia equivalente il braccio della forza d'interfaccia superiore è maggiore e di conseguenza la forza d'interfaccia stessa minore (rispetto alla somma della forza d'interfaccia inferiore nei due giunti inferiori).

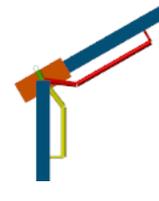
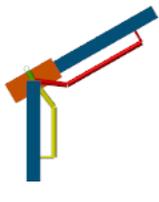
	WAIST			HIP			Giunto interfaccia superiore	Giunto interfaccia inferiore
	T_W [Nm]	F_{CW} [daN]	F_{SW} [daN]	T_H [Nm]	F_{CH} [daN]	F_{SH} [daN]	F_{IT} [N]	F_{IL} [N]
	46.5	13.42	23.25	68.55	18.35	31.78	0	0
 40%	33.34	13.42	18.94	51.22	13.75	37.61	43.03	34.5
 80%	19.15	13.42	14.29	32.62	7.891	40.99	89.63	68.32

Tabella VI - raccolta dati risultati simulazione in corrispondenza della flessione massima

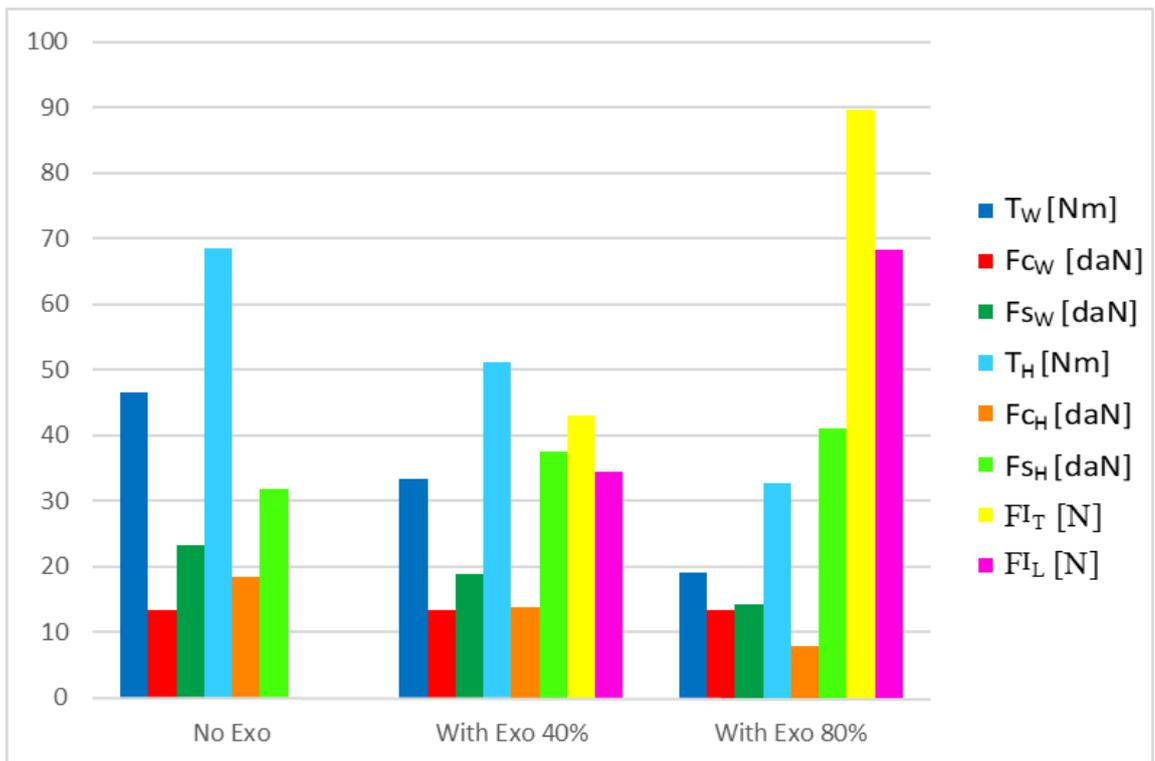


Fig. 4.27 - confronto al variare del livello di supporto fornito delle grandezze fisiche di output agenti in corrispondenza della flessione massima nei giunti waist e hip

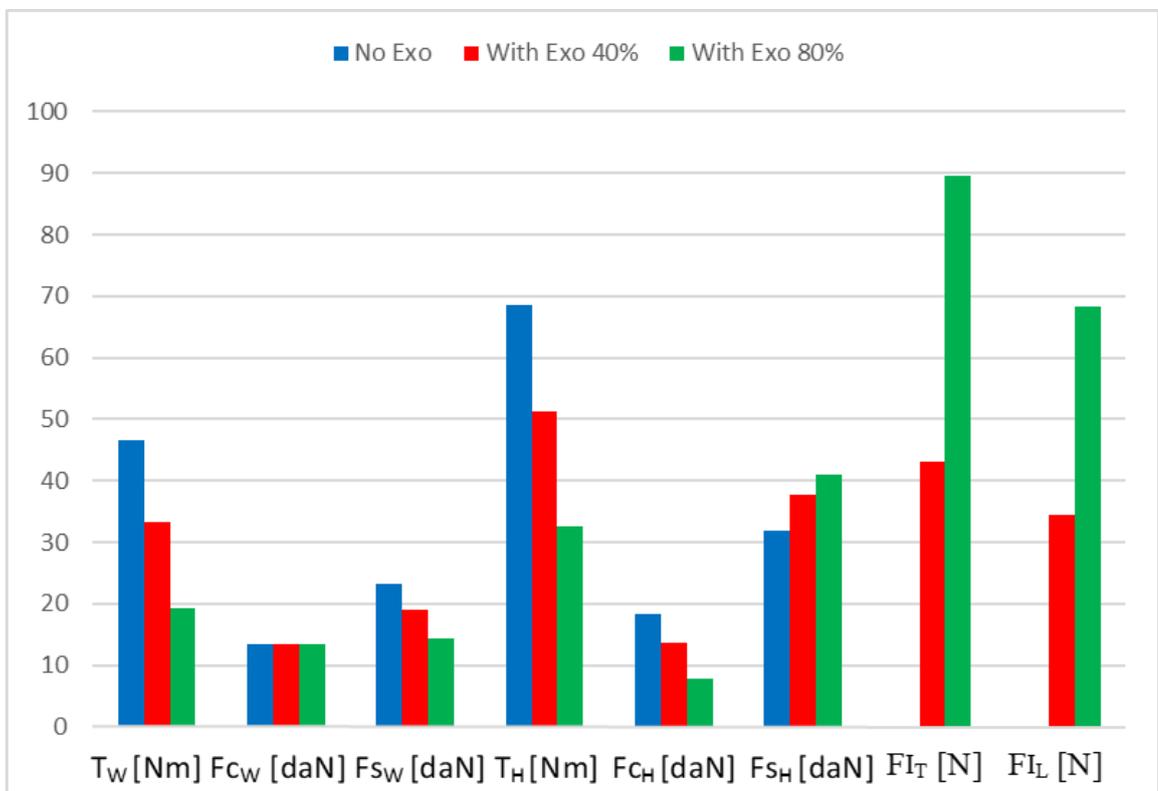


Fig. 4.28 – per ciascuna forza e coppia nei giunti valutazione del trend della grandezza fisica al variare del livello di supporto fornito

Capitolo 5

5. CONFRONTO DEGLI OUTPUT DI SIMULAZIONE NEI MOVIMENTI DI STOOP, SQUAT E SEMI-SQUAT

Finora è stata preso in considerazione un movimento del corpo umano che coinvolge soltanto la parte superiore del corpo, ovvero un movimento cosiddetto di tipo *stoop*, il quale consiste nella flessione del tronco sul piano sagittale, mantenendo le gambe tese. Può rivelarsi interessante analizzare gli effetti dell'interazione tra uomo ed esoscheletro anche nel caso in cui il movimento del corpo coinvolge la parte delle gambe. A tal fine sono state prese in considerazione altre due tipologie di movimento quali lo *squat* ed il *semi-squat*: il primo prevede la sola flessione delle gambe, mantenendo il tronco in posizione eretta, mentre il secondo consiste nella flessione simultanea sia del tronco sia delle gambe. Analogamente allo *stoop* anche queste tipologie di movimento possono essere adottate per svolgere attività in ambiente manifatturiero, come sollevare o manipolare oggetti.

In Fig. 5.1, [21] e [22], è possibile osservare la riproduzione statica delle tre tipologie di movimento: *stoop*, *squat* e *semi-squat*. Le immagini di sinistra mostrano il movimento eseguito in laboratorio, quelle di destra mostrano invece il movimento eseguito durante lo svolgimento di attività in ambiente manifatturiero.

In Fig. 5.2, [23], è riportata la rappresentazione dinamica dei tre movimenti, cioè per ciascuna tipologia di flessione è mostrata l'evoluzione del movimento dalla posizione di massima flessione fino alla posizione eretta.

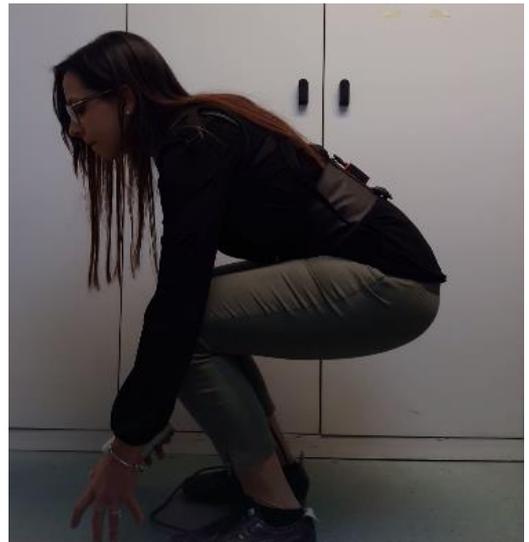


Fig. 5.1 – riproduzione statica dei movimenti stoop, squat e semi-squat, a sinistra in laboratorio [21], a destra in ambiente di lavoro [22]



Fig. 5.2- riproduzione dinamica dei movimenti stoop, squat e semi-squat in laboratorio [23]

In Fig. 5.3 è presente la rappresentazione dei tre movimenti attraverso il modello costruito in Simscape. Osservando la conformazione del modello relativamente al movimento di tipo *stoop* e *semi-squat*, si nota che la flessione del tronco avviene con modalità differenti: nel caso *stoop* si ha l'inclinazione di tutta la parte superiore del corpo, assegnando la rotazione alla pelvi; nel caso *semi-squat* invece si ha l'inclinazione soltanto del torso, mentre la pelvi mantiene la posizione eretta. Tale scelta di attribuire queste specifiche configurazioni di movimento permette di fare un confronto tra i tre tipi di movimento a parità di angolo di rotazione nei giunti.

Sono state effettuate tre simulazioni, una per ogni tipologia di movimento, allo scopo di valutare e confrontare i risultati dell'interazione tra uomo ed esoscheletro nei tre casi. Inoltre per questa serie di simulazioni sono state prese in considerazione entrambe le configurazioni del sistema di supporto, la configurazione (dS) e la configurazione (sS), confrontando in questo modo l'effetto dell'azione dell'esoscheletro sul corpo umano in base alla tipologia di supporto adoperata.

Per queste prove è stato utilizzato il modello dell'uomo nella versione 2.0.

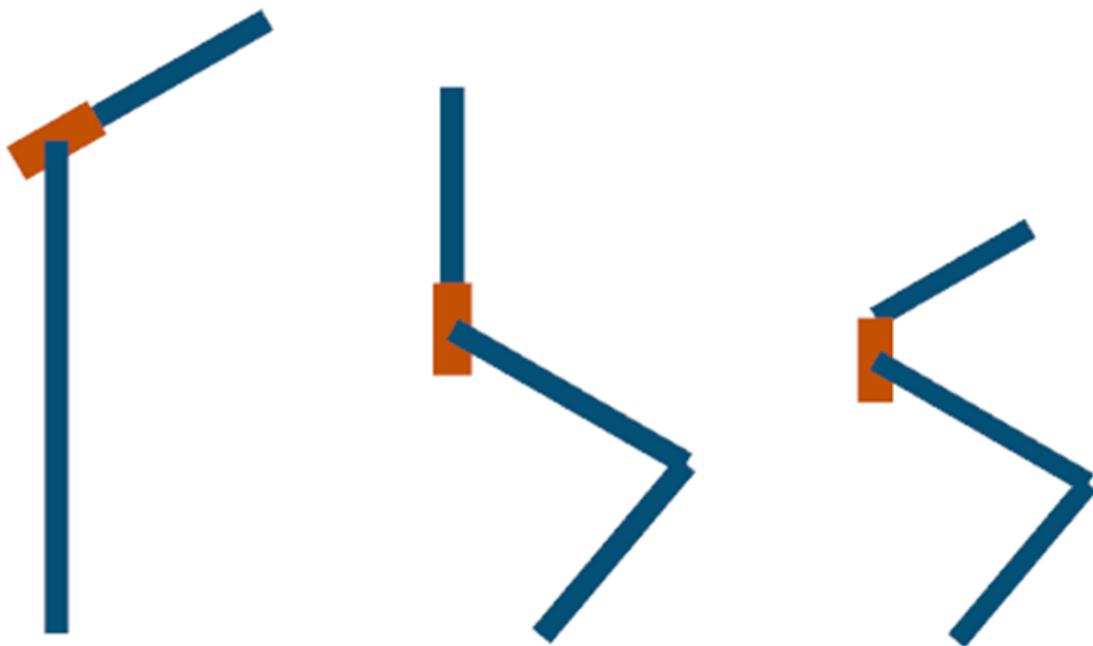


Fig. 5.3 – rappresentazione del modello dell'uomo nelle tipologie di movimento *stoop*, *squat* e *semi-squat*

5.1 Caratterizzazione del sistema di supporto

Viene assegnato in input l'andamento della coppia equivalente agente tra le parti dell'esoscheletro secondo la configurazione (dS) oppure la configurazione (sS) e trasmessa

dall'esoscheletro all'uomo attraverso i giunti d'interfaccia. Si assume che le molle nelle due configurazioni abbiano la stessa caratteristica e quindi che la corrispondente coppia equivalente abbia lo stesso andamento in funzione dell'angolo.

L'azione esercitata dall'esoscheletro è stata definita in modo tale che dia un supporto pari ad una certa percentuale della coppia fisiologica massima che si sviluppa nel *waist* in corrispondenza della massima flessione assegnata. La scelta deriva dal fatto che i disturbi muscolo-scheletrici nascono per effetto di una sollecitazione elevata e ripetuta nella zona lombare, rappresentata nel modello dal giunto *waist*, ed è proprio la coppia fisiologica richiesta in questo giunto dalla flessione/estensione del tronco che si desidera ridurre mediante l'intervento dell'esoscheletro. L'andamento della coppia equivalente dunque è stato modellato tenendo conto della valutazione dei risultati ottenuti nel paragrafo 4.2.2. In particolare, si è scelto di definire l'andamento in questo modo: contributo inizialmente nullo fino ad un angolo di 10° , così da permettere al tronco di flettersi senza dover vincere l'azione di spinta dell'esoscheletro; per angoli superiori contributo crescente linearmente in funzione dell'angolo. Il coefficiente angolare della curva deriva dall'aver imposto che la coppia equivalente risulti pari al 60% della coppia fisiologica massima nel *waist* in corrispondenza di un angolo di 60° e raggiunta in condizioni statiche.

La coppia equivalente è espressa dalla seguente relazione:

$$C_{eq} = c_a \cdot \alpha - C_{eq,0}$$

dove

c_a è il coefficiente angolare della curva;

α è l'angolo di rotazione tra le parti dell'esoscheletro interessate;

$C_{eq,0} = c_a \cdot 10$ è l'intercetta del tratto lineare della funzione.

In Fig. 5.4 si riporta il diagramma della coppia equivalente in funzione dell'angolo di rotazione tra le parti dell'esoscheletro, indicato come *Exo rotation*.

L'angolo di rotazione α corrisponde per la molla superiore della configurazione (dS) all'inclinazione tra l'elemento superiore dell'esoscheletro e la cintura pelvica a partire dalla posizione iniziale, in cui l'uomo è in posizione eretta; per la molla inferiore della configurazione (dS) corrisponde all'inclinazione tra l'elemento inferiore dell'esoscheletro e la cintura pelvica a partire dalla posizione iniziale; infine per la molla della configurazione (sS) corrisponde all'inclinazione tra l'elemento superiore e l'elemento inferiore dell'esoscheletro a partire sempre dalla posizione iniziale. La molla superiore

della configurazione (dS) si attiva quando il grado di libertà nel giunto *waist* non è nullo, mentre la molla inferiore della configurazione (dS) si attiva quando si ha una rotazione relativa nel giunto *hip*. Tenendo conto del fatto che, come anticipato nel paragrafo 3.3, una certa rotazione del torso attorno al *waist* non comporta la medesima rotazione dell'elemento superiore dell'esoscheletro rispetto alla cintura pelvica, a parità di rotazione nei giunti *waist* ed *hip* si otterrà un diverso angolo di rotazione α nei due giunti dell'esoscheletro e quindi di conseguenza un valore di coppia equivalente differente. Per quanto riguarda la molla della configurazione (sS) essa si attiva indistintamente in seguito ad una rotazione nel giunto *waist* o nel giunto *hip* e l'angolo α da cui dipende la coppia equivalente è uguale alla somma delle rotazioni nei giunti dell'esoscheletro.

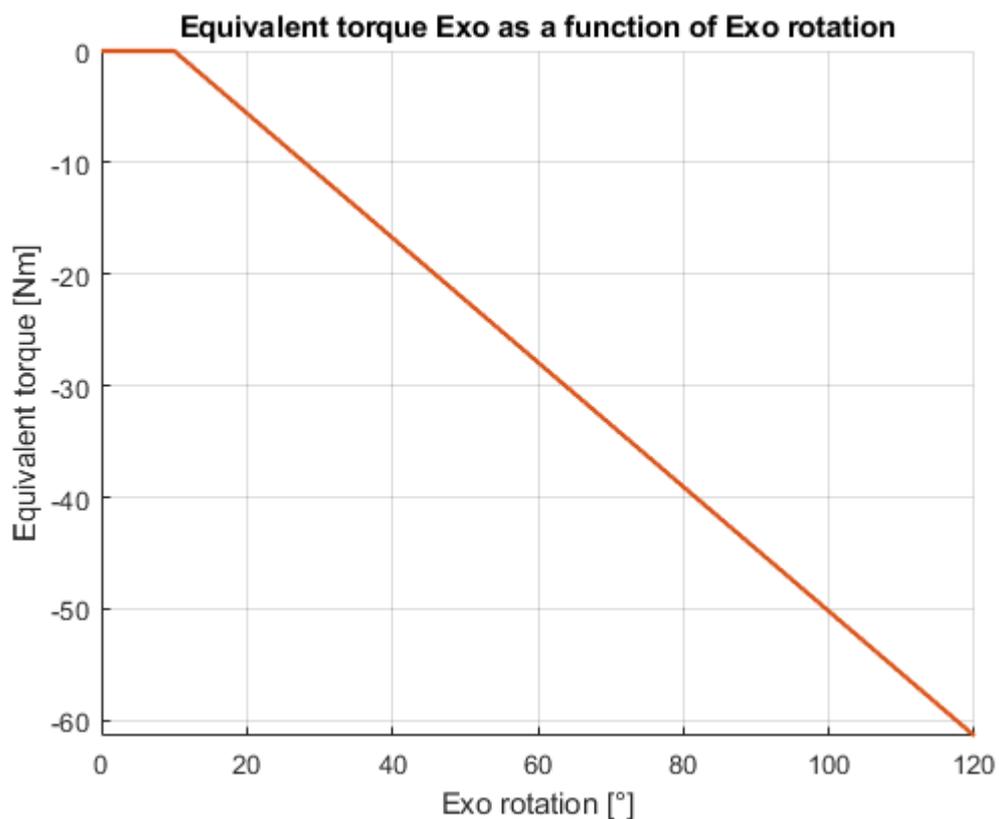


Fig. 5.4 – andamento della coppia equivalente in funzione dell'angolo

5.2 Movimento stoop

5.2.1 Definizione degli input cinematici

Il movimento di tipo *stoop* consiste nella flessione del tronco, mantenendo le gambe tese. In particolare in questa sezione si prende in considerazione la seconda modalità di flessione del tronco, definita nel paragrafo 4.1, la quale prevede l'inclinazione simultanea del torso e della pelvi, assegnando una rotazione non nulla soltanto nel giunto *hip*. Il movimento nel suo complesso si compone di tre fasi:

- FASE I, è la fase di discesa in cui avviene la flessione del tronco a partire dalla posizione eretta;
- FASE II, è la fase di flessione statica in cui il modello rimane nella posizione di massima flessione assegnata;
- FASE III, è la fase di salita in cui avviene l'estensione del tronco per ritornare nella posizione di partenza.

Le fasi di discesa e di salita sono simmetriche; ogni fase avviene in un intervallo di tempo di 2 s; la durata della simulazione è di 8 s e prevede una pausa di 1 s prima e dopo l'esecuzione del movimento complessivo. Tali intervalli di tempo risultano congrui con il movimento naturale di flesso-estensione del tronco dell'uomo considerando un task industriale.

In Fig. 5.5 è mostrato l'andamento nel tempo, espresso come percentuale della durata complessiva della simulazione, dei gradi di libertà nei giunti dell'uomo e la sequenza del movimento eseguita dalla rappresentazione del modello nelle tre fasi.

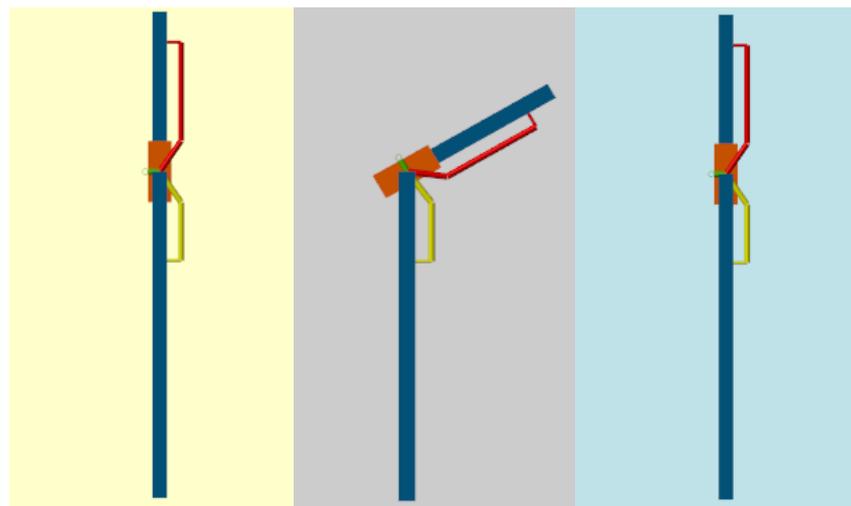
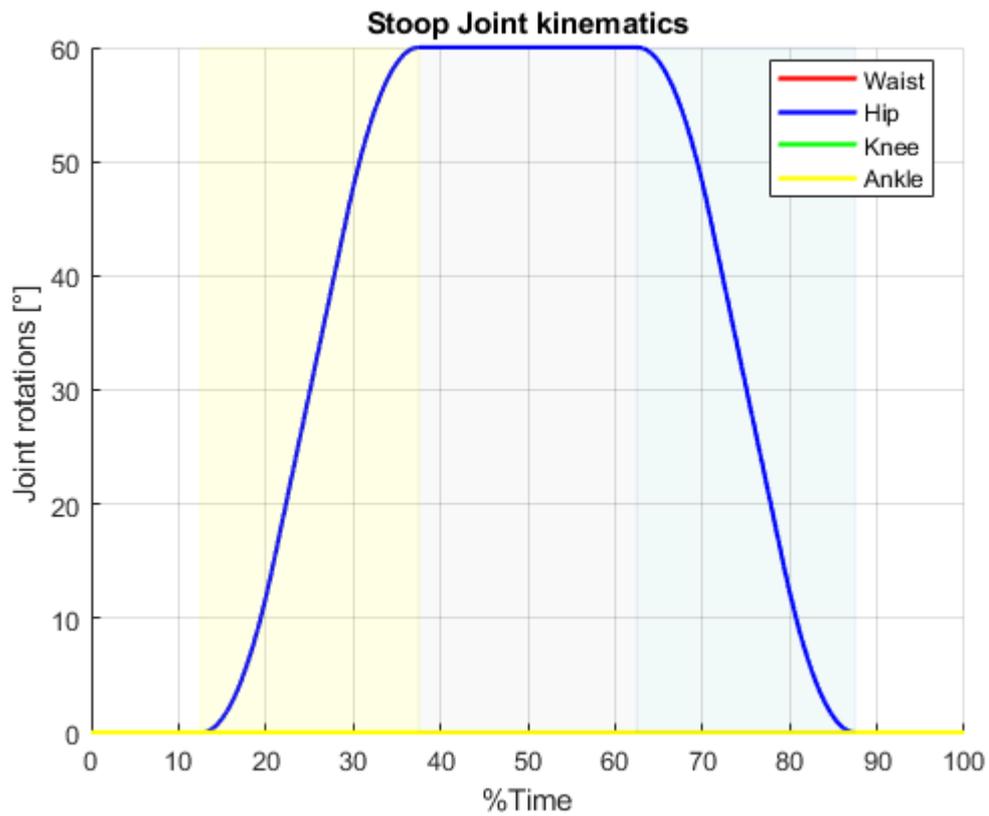


Fig. 5.5 – andamento dei gradi di libertà nei giunti dell'uomo e sequenza movimento stoop

L'andamento dei gradi di libertà nei giunti dell'uomo è assegnato secondo la tipologia di traiettoria definita nel paragrafo 3.4 ed in base ai valori definiti nella Tabella VII.

	<i>Waist</i> [°]	<i>Hip</i> [°]	<i>Knee</i> [°]	<i>Ankle</i> [°]
Range flessione/estensione	0	[0,60]	0	0

Tabella VII – range dei valori assunti dal grado di libertà in ciascun giunto nella fase I o III

5.2.2 Meccanismo di attivazione del sistema di supporto

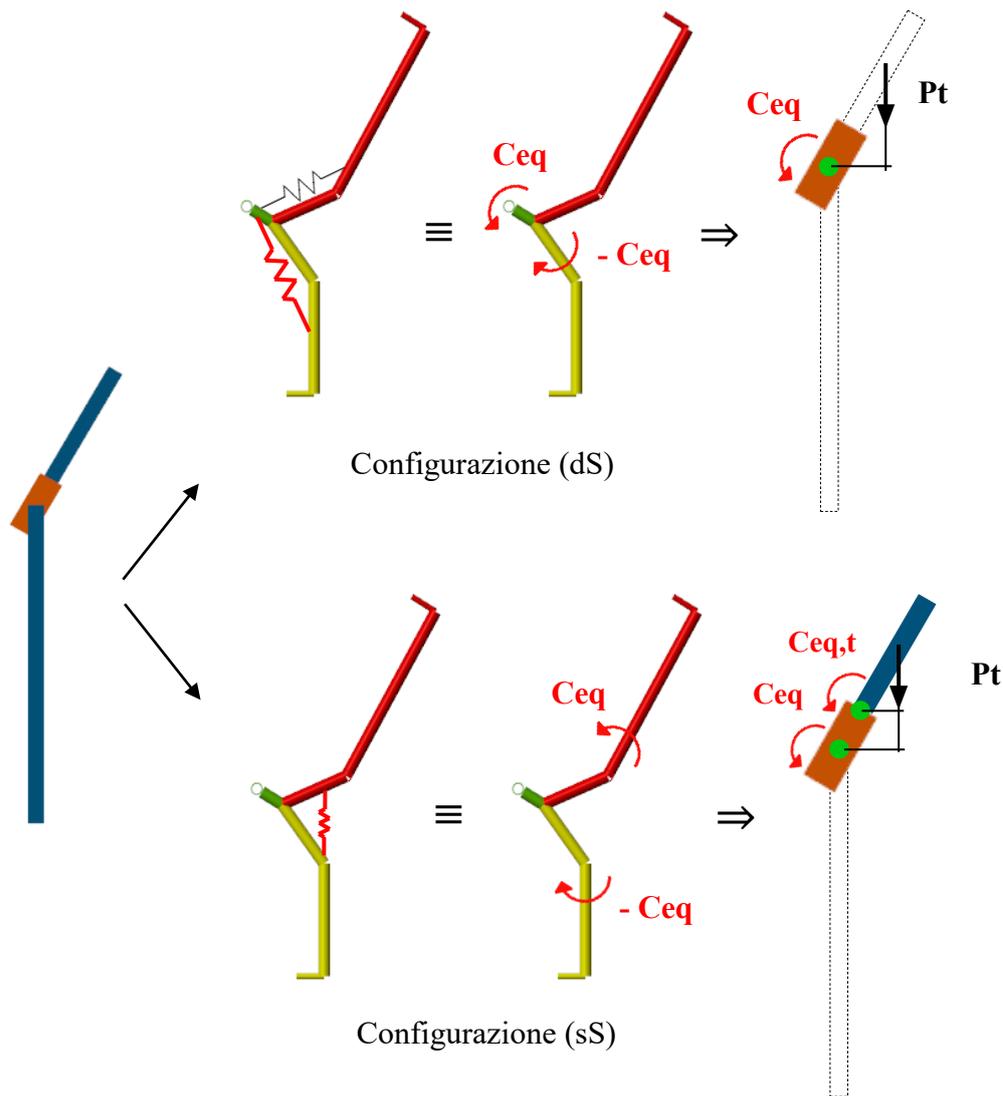


Fig. 5.6 – schema del meccanismo di attivazione del sistema per il movimento di tipo stoop

In Fig. 5.6 è presente uno schema che rappresenta la modalità con cui il sistema di supporto si attiva e trasferisce l'azione sul modello dell'uomo.

Il movimento di *stoop* prevede la flessione del tronco mediante l'assegnazione di una rotazione nel giunto *hip*, la quale, oltre a fare inclinare la pelvi, determina anche la medesima inclinazione del torso, trascinato dalla pelvi stessa.

Nel modello di esoscheletro che presenta la configurazione (dS) del sistema di supporto come conseguenza della flessione del tronco si ha la rotazione della cintura pelvica rispetto all'elemento inferiore dell'esoscheletro; questa rotazione a sua volta determina l'attivazione della molla inferiore, che equivale alla nascita di due coppie uguali in modulo ed opposte in segno agenti sulla cintura pelvica e sull'elemento inferiore. Prendendo in considerazione i carichi esterni in termini di coppie, la pelvi è sollecitata dalla coppia

sviluppata dalla forza peso del torso (P_t), la quale è ridotta dalla coppia equivalente trasmessa dall'esoscheletro attraverso la cintura pelvica, agente in verso opposto. Il torso invece non risente dell'azione di supporto per via del disaccoppiamento delle due molle.

Nel modello di esoscheletro che presenta la configurazione (sS) del sistema di supporto come conseguenza della flessione del tronco si ha la rotazione tra l'elemento superiore e l'elemento inferiore del dispositivo; ne segue quindi l'attivazione della molla unica che equivale alla nascita di due coppie uguali in modulo ed opposte in segno agenti sui due elementi superiore ed inferiore. In questo caso attraverso il giunto d'interfaccia superiore viene trasmessa sul torso una parte della coppia equivalente C_{eq} , indicata come $C_{eq,t}$ e pari alla forza d'interfaccia per la distanza tra il giunto d'interfaccia superiore ed il giunto *waist*, minore appunto della distanza tra il giunto d'interfaccia superiore ed il giunto *hip*. Sulla pelvi invece attraverso il giunto *waist* si trasmette l'intera coppia equivalente C_{eq} . In entrambi i giunti la coppia trasmessa dall'esoscheletro va a contrapporsi alla coppia esercitata dalla forza peso del torso.

5.2.3 Risultati della simulazione

Di seguito si riportano i risultati ottenuti dalla simulazione del movimento *stoop* confrontando la condizione in cui è assente il modello dell'esoscheletro con le condizioni in cui è presente il modello dell'esoscheletro e viene adoperata in un caso la configurazione (dS) e nell'altro la configurazione (sS) del sistema elastico. Gli output esaminati sono:

- coppia fisiologica sviluppata nei giunti dell'uomo *waist* e *hip*;
- reazioni vincolari nei giunti dell'uomo *waist* e *hip*;
- reazioni vincolari nei giunti d'interfaccia.

Come introdotto nel paragrafo 4.1.2 nei risultati della simulazione vengono prese in considerazione le forze e coppie che agiscono sull'elemento distale in corrispondenza del giunto *waist* o *hip*.

Le linee in stile continuo si riferiscono alle grandezze fisiche nel giunto *waist*, mentre le linee in stile tratto-punto si riferiscono alle grandezze fisiche nel giunto *hip*. In nero sono indicati i risultati relativi al caso senza l'esoscheletro, in verde i risultati relativi al caso con esoscheletro e configurazione (dS) di supporto, infine in rosso i risultati relativi al caso con esoscheletro e configurazione (sS) di supporto. Tutte le grandezze sono espresse in funzione della percentuale della durata complessiva della simulazione.

5.2.3.1 Coppia fisiologica

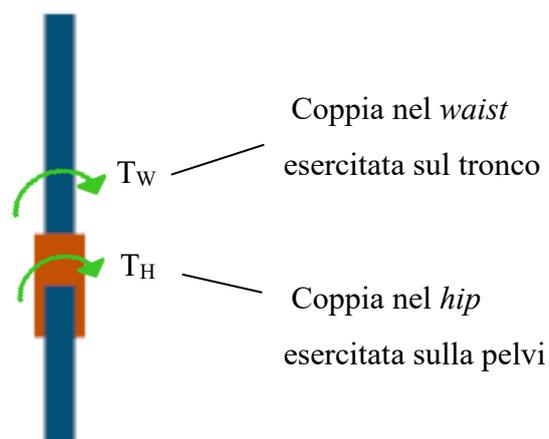


Fig. 5.7 – verso positivo coppia fisiologica nei giunti del corpo

Il verso positivo delle coppie fisiologiche nei due giunti dell'uomo è definito in Fig. 5.7.

Analizziamo prima i risultati relativi al giunto *waist*. Inizialmente è richiesta una coppia positiva che spinga in avanti il tronco per eseguire il movimento di flessione, in accordo con l'accelerazione angolare iniziale positiva (Fig. 3.7) e con la posizione verticale iniziale di equilibrio. Nel caso senza esoscheletro la coppia ha un valore nullo nella fase di flessione statica prima di iniziare il movimento, nel caso con esoscheletro invece parte da un valore negativo molto piccolo, necessario per equilibrare l'azione dell'esoscheletro che tende a spingere il tronco in avanti per effetto del peso dell'elemento superiore, il cui baricentro è disallineato rispetto all'asse di simmetria dell'uomo.

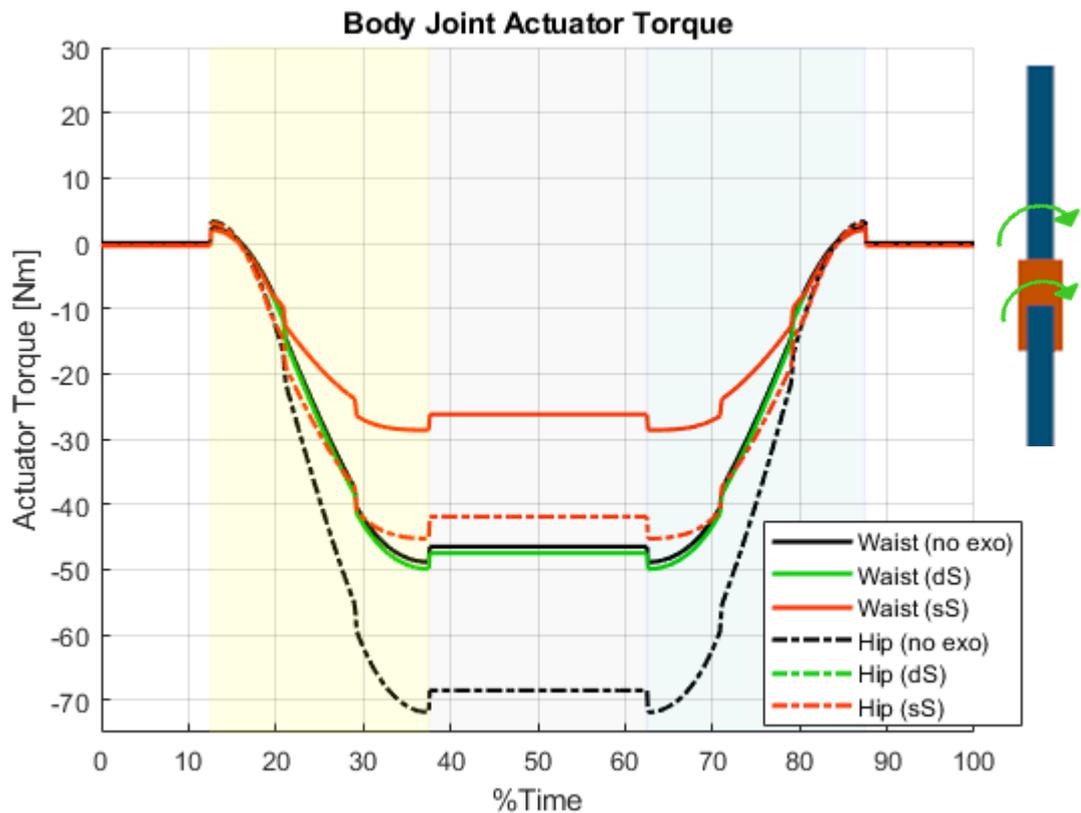


Fig. 5.8 – confronto coppia fisiologica agente nei giunti waist e hip

Durante la flessione la forza peso agente nel baricentro del torso esercita un momento attorno alla cerniera, infatti a causa dell'inclinazione del corpo tale forza ha un braccio rispetto al centro della cerniera non nullo, il quale cresce al crescere dell'inclinazione stessa. Per equilibrare l'azione della forza peso nasce nel giunto una coppia fisiologica (linea nera continua in Fig. 5.8), anch'essa crescente in valore assoluto.

Nella condizione in cui è presente l'esoscheletro ed è adoperata la configurazione (dS) l'andamento della coppia fisiologica (linea verde continua in Fig. 5.8) è analogo a quello registrato nel caso senza dispositivo, si differenzia da quest'ultimo soltanto per il momento aggiuntivo da equilibrare esercitato dal peso dell'elemento superiore dell'esoscheletro. Questo risultato indica che non viene trasmesso alcun supporto da parte dell'esoscheletro al torso e ciò si verifica perché la flessione del tronco avviene grazie alla rotazione della pelvi attorno al giunto *hip*, che trascina con sé il torso stesso; infatti, non essendoci rotazione relativa tra torso e pelvi, non c'è rotazione relativa tra elemento superiore e cintura pelvica e di conseguenza non si attiva la molla superiore.

Nel caso in cui il supporto da parte del dispositivo è realizzato mediante la configurazione (sS) il contributo dell'esoscheletro è trasmesso anche al torso attraverso il giunto d'interfaccia superiore, perché l'azione dell'elemento elastico coinvolge sia la parte superiore sia la parte inferiore dell'esoscheletro. Il contributo positivo fornito dal

dispositivo è dimostrato dalla riduzione della coppia fisiologica richiesta dall'uomo per mantenere il torso nella posizione inclinata (linea rossa continua in Fig. 5.8).

In generale dunque l'andamento della coppia fisiologica nei tre casi prevede che nella fase I di discesa la coppia cresce in valore assoluto, nella fase II di flessione statica raggiunge il valore massimo in condizioni statiche e poi nella fase III di salita decresce in valore assoluto fino a portarsi nuovamente a zero o ad un valore quasi nullo in presenza dell'esoscheletro, secondo un andamento simmetrico rispetto a quello della fase I. I salti nell'andamento delle curve sono dovuti agli effetti delle azioni inerziali in condizioni dinamiche.

Per quanto riguarda i risultati relativi al giunto *hip* si osserva che nel caso in cui l'esoscheletro non è presente la coppia fisiologica richiesta (linea nera tratto-punto in Fig. 5.8) ha un andamento analogo a quello riportato dalla coppia nel *waist* ma raggiunge dei valori, in termini assoluti, più elevati. La differenza deriva dal fatto che il momento esercitato dalla forza peso agente sul torso ha un braccio più grande rispetto alla cerniera *hip*, che tiene conto anche dell'inclinazione della pelvi oltre a quella del tronco.

Nella condizione in cui è presente l'esoscheletro non ci sono differenze nell'andamento della coppia fisiologica tra il caso in cui si considera la configurazione (dS) ed il caso in cui si considera la configurazione (sS), infatti la curva in rosso tratto-punto è sovrapposta a quella in verde che non è visibile (Fig. 5.8). In entrambi i casi il supporto realizzato dall'esoscheletro è attivato dalla rotazione relativa tra l'elemento inferiore e la cintura pelvica per effetto della rotazione nel giunto *hip*.

5.2.3.2 Reazioni vincolari nei giunti dell'uomo

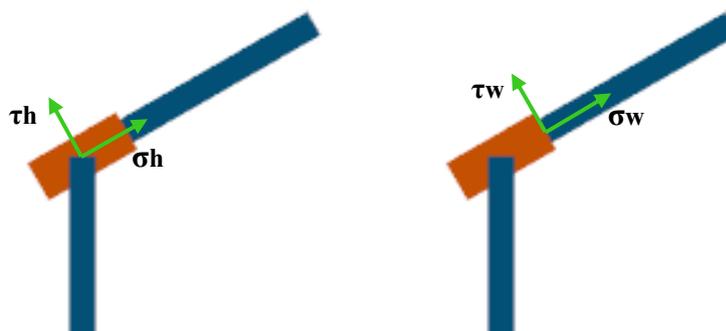


Fig. 5.9 - Sistema di riferimento centrato nel giunto *hip* o *waist* con gli assi orientati in direzione longitudinale e perpendicolare alla pelvi o al tronco

σ : componente di compressione;

τ : componente di taglio.

In Fig. 5.9 è definito il verso positivo della componente di compressione e della componente di taglio nei due giunti dell'uomo.

È interessante esaminare anche le reazioni in termini di forze che si sviluppano nei giunti *waist* ed *hip* per effetto dei carichi esterni (forza peso e azione esoscheletro), che sollecitano l'uomo durante il movimento di flessione/estensione del tronco e della pelvi. Per ottenere un'indicazione più significativa dell'entità di queste forze e della loro influenza sul funzionamento biomeccanico normale dell'uomo, sono state prese in considerazione le componenti della reazione vincolare risultante: la componente di compressione, che costituisce la proiezione della forza risultante lungo l'asse longitudinale dell'elemento in esame, e la componente di taglio, che costituisce la proiezione della forza risultante lungo l'asse trasversale dell'elemento in esame.

5.2.3.2.1 Componente di compressione

Prendendo in considerazione il giunto *waist*, in Fig. 5.10 si osserva che le tre curve relative alla componente di compressione che si sviluppa nel giunto nei tre casi risultano sovrapposte, infatti è visibile soltanto quella relativa all'ultimo caso (linea rossa continua Fig. 5.10). L'azione dell'esoscheletro infatti è trasmessa al torso mediante il giunto d'interfaccia superiore, il quale, configurandosi come un carrello, trasferisce la forza in direzione perpendicolare rispetto alla superficie del tronco stesso, su cui può scorrere. Quindi ciò significa che la componente della forza di reazione risultante agente in direzione longitudinale rispetto al tronco è indipendente dall'utilizzo dell'esoscheletro. Quando l'uomo si trova in posizione verticale all'inizio e alla fine della simulazione, la componente di compressione ha un valore di 268.5 N, uguale al valore della forza peso agente nel baricentro del torso. Durante la fase I in cui avviene la flessione del tronco, per effetto dell'inclinazione del torso la forza peso si ridistribuisce nelle sue componenti agenti in direzione longitudinale e trasversale in modo tale da determinare la riduzione della componente di compressione e l'aumento viceversa della componente di taglio. Nella fase di salita si registra un andamento opposto.

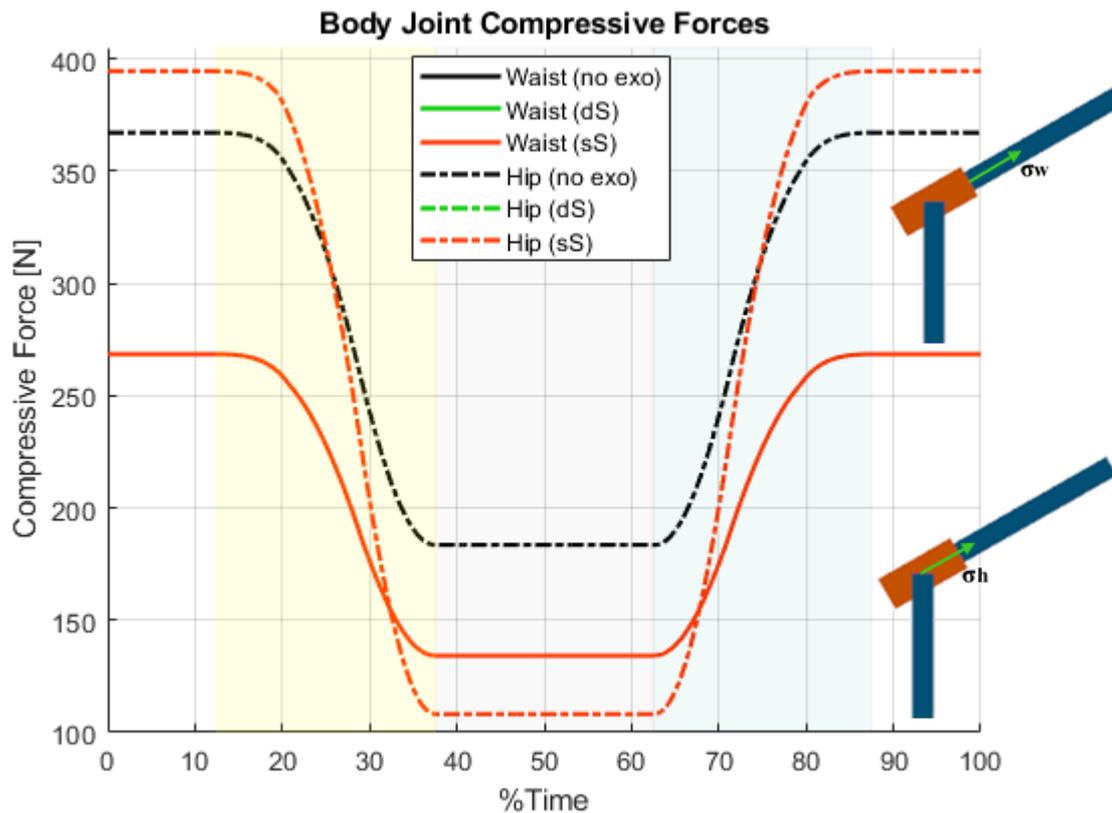


Fig. 5.10 - confronto componente di compressione agente nei giunti waist e hip

Esaminando i risultati relativi al giunto *hip* si può notare come in assenza del dispositivo la componente di compressione abbia andamento analogo a quello osservato nel *waist* ma riporti valori più alti (linea nera tratto-punto Fig. 5.10), in quanto oltre alla forza peso relativa al torso si scarica sulla cerniera anche la forza peso agente sulla pelvi. La componente dunque parte da un valore iniziale di 367 N nella posizione di partenza, decresce durante la flessione per effetto della redistribuzione della forza peso nelle sue componenti, si mantiene costante nella fase di flessione statica intermedia ed accresce nella fase di estensione fino a riportarsi al valore iniziale.

Nella condizione in cui è presente l'esoscheletro l'andamento della forza relativo alla configurazione (dS) si sovrappone a quello relativo alla configurazione (sS). La reazione vincolare in questo caso parte da un valore maggiore rispetto al caso senza esoscheletro, poiché si aggiunge il peso del dispositivo che si scarica proprio nel giunto *hip*. L'azione esercitata dall'esoscheletro con l'attivazione del sistema elastico sollecita il corpo a livello delle anche in modo tale da ridurre ulteriormente la componente di compressione.

5.2.3.2.2 Componente di taglio

Osserviamo in Fig. 5.11 le curve con tratto continuo che si riferiscono all'andamento della componente di taglio nel giunto *waist* nei tre casi di confronto. Nel caso in cui

l'esoscheletro non è presente (linea nera continua Fig. 5.11), la forza parte da un valore nullo, non essendoci forze esterne che sollecitano l'uomo in direzione trasversale rispetto al torso nella posizione di partenza; nella fase I tende ad aumentare fino al valore corrispondente alla massima flessione del tronco di 232.5 N, che mantiene nella fase di flessione statica; infine diminuisce nella fase di estensione, riportandosi al valore nullo iniziale. L'andamento è speculare rispetto a quello della componente di compressione, in accordo con la redistribuzione della forza peso lungo gli assi longitudinale e trasversale del tronco.

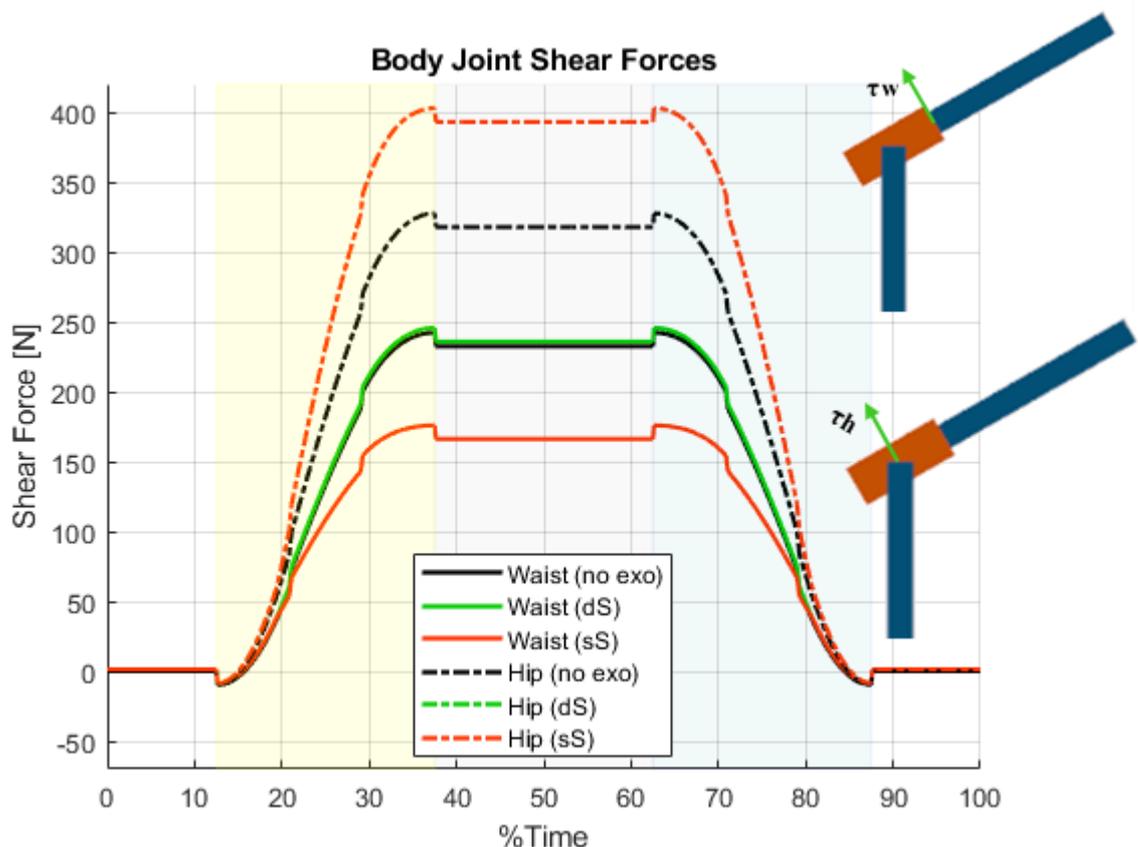


Fig. 5.11 - confronto componente di taglio agente nei giunti waist e hip

Nel caso in cui è presente l'esoscheletro ed è adoperata la configurazione (dS) la componente di taglio presenta un andamento analogo rispetto a quello del caso senza esoscheletro e si discosta da quest'ultimo per un valore piuttosto piccolo legato all'azione aggiuntiva della forza peso del dispositivo, esercitata mediante il giunto d'interfaccia superiore in direzione perpendicolare al torso (linea verde continua Fig. 5.11). In questa condizione di funzionamento, a causa del disaccoppiamento del contributo dell'esoscheletro tra parte superiore e parte inferiore, il torso non riceve sostegno dal dispositivo, in quanto la rotazione è assegnata nel giunto *hip* e l'elemento elastico superiore di conseguenza non è attivato.

Adottando il sistema della configurazione (sS) l'azione di supporto dell'esoscheletro è trasmessa anche al torso dall'elemento superiore ed infatti osservando la linea rossa continua in Fig. 5.11 si nota che la componente di taglio raggiunge valori più bassi rispetto ai due casi precedenti, indice dell'effetto positivo dell'intervento del dispositivo. L'esoscheletro infatti, mediante l'attivazione del sistema elastico, aiuta l'uomo a sostenere nel giunto *waist* il carico della forza peso agente in questa direzione e riduce la componente di taglio ad un valore di 166.1 N, nelle condizioni statiche di flessione massima.

Passando ai risultati nel giunto *hip* si osserva che in assenza di esoscheletro è richiesta una forza di taglio maggiore rispetto al *waist* (linea nera tratto-punto Fig. 5.11) pari a 317.8 N, questo perché a livello delle anche (*hip*) interviene anche la sollecitazione dovuta al peso della pelvi.

Nei casi in cui è presente l'esoscheletro l'utilizzo della configurazione (dS) o della configurazione (sS) porta allo stesso risultato, ossia il contributo dato dall'esoscheletro sollecita l'uomo nel giunto *hip* in modo da aumentare ulteriormente la componente di taglio. In entrambi i casi l'azione di supporto dell'esoscheletro è attivata con la stessa intensità e le curve risultano sovrapposte (linee verde e rossa tratto-punto Fig. 5.11).

Se si analizza la risultante della reazione vincolare agente nel giunto *hip* (Fig. 5.12), si può constatare che i due effetti contrapposti del contributo dell'esoscheletro sulle componenti di compressione e di taglio comportano complessivamente un piccolo aumento della forza rispetto alla situazione in cui non è attiva l'azione di sostegno (all'inizio e alla fine del periodo di simulazione).



Fig. 5.12 - confronto reazione vincolare risultante agente nel giunto hip

5.2.3.3 Reazioni vincolari nei giunti d'interfaccia

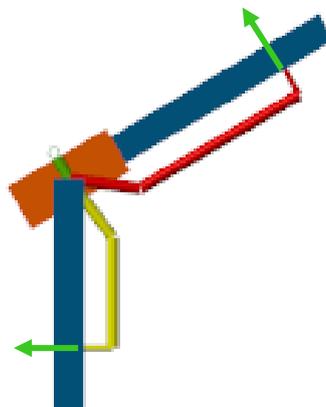


Fig. 5.13 – verso positivo della forza trasmessa nei giunti di interfaccia

In Fig. 5.13 sono definiti l'orientazione ed il verso positivo della forza d'interfaccia nei due giunti superiore ed inferiore.

L'interazione tra uomo ed esoscheletro è resa possibile per mezzo dei giunti d'interfaccia, i quali trasferiscono sull'uomo l'azione di supporto sviluppata dal dispositivo mediante l'attivazione del sistema elastico. La coppia equivalente infatti si trasmette nei giunti *waist* ed *hip* ed agisce in modo tale da ridurre la coppia fisiologica richiesta per equilibrare la

forza peso e sostenere il corpo stesso. D'altra parte però l'azione della coppia equivalente fa sì che siano trasmesse delle forze sull'uomo in corrispondenza dei punti d'interfaccia superiore ed inferiore, le quali esercitano una sollecitazione rilevante e non confortevole sul petto e sulle cosce e per questo risultano di grande interesse al pari delle azioni valutate in precedenza.

Le curve con linea continua si riferiscono ai risultati relativi al giunto d'interfaccia superiore a contatto con il tronco. Nel caso di esoscheletro nella configurazione (dS) (linea verde continua Fig. 5.14) la forza esercitata dal dispositivo presenta un valore piccolo e negativo nelle posizioni di riposo iniziale e finale, in quanto tende a tirare il tronco in avanti per effetto del momento della forza peso agente sull'elemento superiore; raggiunge un valore leggermente più grande sempre negativo nella fase di flessione statica in cui il tronco è alla massima flessione, a causa dell'inclinazione dell'elemento superiore dell'esoscheletro, che distribuisce l'azione del peso in questa direzione con un valore maggiore. In questo caso al torso non arriva il contributo dell'esoscheletro perché non si attiva il sistema di supporto dato dalla parte superiore del dispositivo.

Nella condizione in cui è utilizzata la configurazione (sS) l'andamento della forza si differenzia dal caso precedente nell'intervallo di tempo in cui interviene l'azione di supporto dell'esoscheletro (linea rossa continua Fig. 5.14), infatti si osserva che la forza trasmessa al torso cambia segno diventando positiva e raggiunge valori molto più alti per effetto appunto dell'azione del sistema elastico, che in questa configurazione interviene anche sul torso.

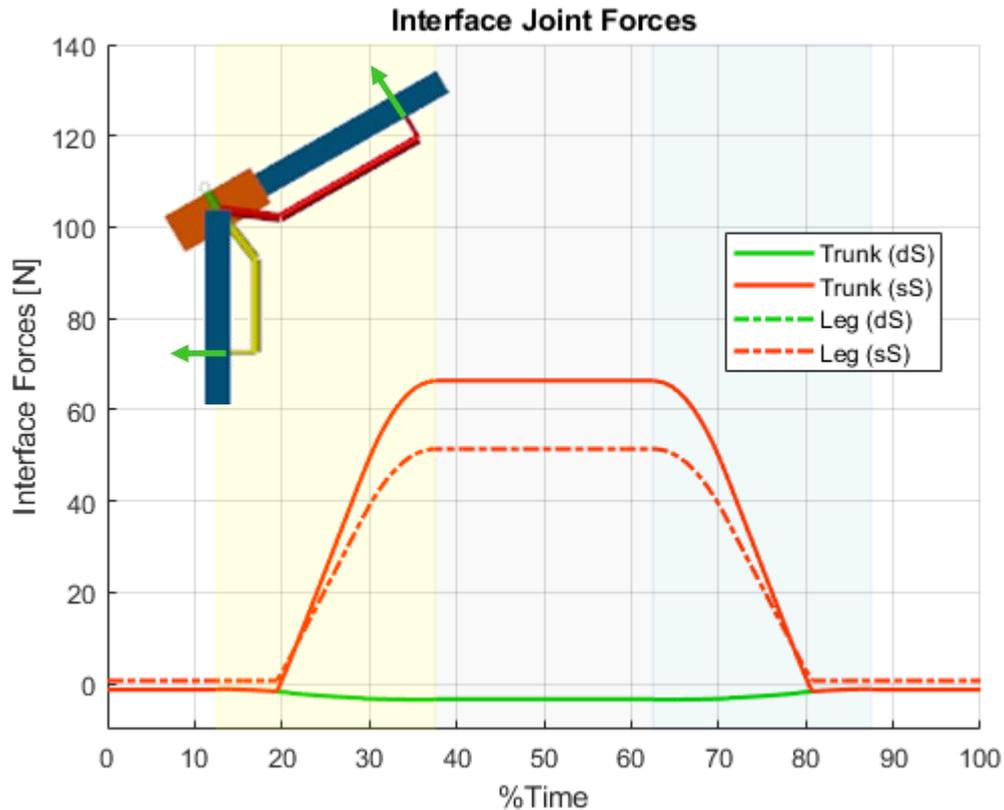


Fig. 5.14 - confronto forze agenti nei giunti d'interfaccia

Per quanto riguarda la forza nei giunti d'interfaccia inferiori, indicata dalle curve con linea tratto-punto, essa presenta lo stesso valore nei due giunti e nel grafico è riportato il valore della forza nel singolo giunto. Le due curve relative alla configurazione (dS) ed alla configurazione (sS) (linee verde e rossa tratto-punto Fig. 5.24) hanno lo stesso andamento e pertanto risultano sovrapposte. Partono da un valore piccolo e positivo, per effetto della forza peso dell'elemento inferiore che tende a far ruotare l'elemento stesso e quindi a spingere le gambe indietro; aumentano durante la flessione del tronco fino al valore corrispondente alla flessione massima, che mantengono durante la fase II; infine decrescono, riportandosi al valore di partenza. Durante la fase I di discesa, e in maniera speculare nella fase III, l'esoscheletro trasferisce una forza sulle gambe a causa della rotazione nel giunto *hip*, la quale attiva l'elemento elastico inferiore nella configurazione (dS) e il sistema elastico unico nella configurazione (sS), ottenendo lo stesso valore di contributo da parte dell'esoscheletro.

5.2.4 Considerazioni

Nella Tabella VIII si riportano i valori degli output della simulazione, registrati in corrispondenza della flessione massima in condizione statica, nel caso senza esoscheletro,

nel caso in cui è presente l'esoscheletro ed è adoperata la configurazione (dS), infine nel caso in cui è presente l'esoscheletro ed è adoperata la configurazione (sS).

Nelle Fig. 5.15, Fig. 5.16, Fig. 5.17, è presente la rappresentazione dei risultati raccolti nella Tabella VIII sotto forma di istogrammi. In particolare, i valori delle azioni che si sviluppano nei giunti nella condizione senza esoscheletro sono riportati come valore di riferimento, mentre i dati, relativi alla condizione in cui è presente l'esoscheletro con le due diverse configurazioni (dS) e (sS), sono riportati sotto forma della differenza del valore riportato in corrispondenza della flessione massima rispetto al valore di riferimento. Con questa rappresentazione si ottiene un'informazione in termini di incremento o decremento dell'azione di riferimento, dovuta all'intervento dell'esoscheletro nei due casi con configurazione (dS) e configurazione (sS).

Nei diagrammi in Fig. 5.15 e Fig. 5.16, riferiti rispettivamente al giunto *waist* e al giunto *hip*, sono presenti tre gruppi di istogrammi: il primo riporta la variazione della coppia fisiologica, il secondo la variazione della componente di compressione ed il terzo la variazione della componente di taglio. Nel diagramma in Fig. 5.17 sono presenti due gruppi di istogrammi: il primo riporta la variazione della forza d'interfaccia superiore ed il secondo la variazione della forza d'interfaccia inferiore. Naturalmente in questo caso il valore di riferimento è nullo, perché non essendo presente l'esoscheletro, non agisce nessuna forza nei punti di interfaccia.

La struttura dell'esoscheletro e la conformazione del sistema elastico a prescindere dalla sua configurazione risultano adatti a fornire un'azione di supporto sull'uomo quando viene eseguito il movimento di tipo *stoop*. Infatti dall'analisi dei risultati della simulazione è emerso che facendo agire una coppia equivalente tra gli elementi dell'esoscheletro, corrispondente all'azione di una molla lineare frapposta tra gli elementi stessi, tale coppia si trasferisce attraverso i giunti d'interfaccia nei giunti *waist* ed *hip* dell'uomo ed aiuta a bilanciare la principale sollecitazione derivante dall'azione della forza peso, riducendo la coppia fisiologica richiesta nei giunti per eseguire il movimento. L'effetto del contributo fornito dall'esoscheletro si ottiene in entrambi i giunti del corpo quando viene adottato il sistema elastico della configurazione (sS), si ottiene invece soltanto nel giunto *hip* quando si passa al modello con configurazione (dS) del sistema di supporto. Infatti disaccoppiare l'azione trasferita dai due elementi superiore ed inferiore dell'esoscheletro porta ad avere: il sostegno sul torso attraverso l'elemento superiore, che attiva il suo contributo soltanto per una rotazione nel giunto *waist*; il sostegno sulla pelvi attraverso la cintura pelvica, che attiva il suo contributo soltanto per una rotazione nel giunto *hip*. Pertanto come

conseguenza si osserva che nel caso di configurazione (dS) non si ottiene supporto sotto forma della riduzione della coppia fisiologica o della componente di taglio nel giunto *waist*, risultati che invece sono stati raggiunti con l'utilizzo della configurazione (sS) (Fig. 5.15).

Nel giunto *hip* il supporto è ottenuto in entrambe le configurazioni (dS) e (sS), anche in questo caso è caratterizzato da una riduzione della coppia fisiologica, mentre, riguardo le componenti della forza risultante di reazione che si sviluppa nella cerniera, l'azione dell'esoscheletro comporta l'aumento della componente di taglio, effetto opposto rispetto al *waist*, e la riduzione della componente di compressione (Fig. 5.16).

Nel giunto *waist* la componente di compressione risulta indipendente dall'utilizzo dell'esoscheletro (Fig. 5.15).

Per quanto riguarda le forze d'interfaccia, queste sono sempre positive ed il valore dipende dall'attivazione o meno del sistema di supporto. Soltanto relativamente alla forza d'interfaccia superiore nel caso di configurazione (dS) la forza risulta piuttosto piccola, perché la molla superiore non si attiva e quindi viene trasmessa sul tronco soltanto la componente della forza peso dell'elemento superiore agente in questa direzione.

	WAIST			HIP			Giunto interfaccia superiore	Giunto interfaccia inferiore
	T_W [Nm]	F_{cW} [N]	F_{sW} [N]	T_H [Nm]	F_{cH} [N]	F_{sH} [N]	F_{IT} [N]	F_{IL} [N]
Senza esoscheletro	46.5	134.2	232.5	68.6	183.5	317.8	0	0
	ΔT_W [Nm]	ΔF_{cW} [N]	ΔF_{sW} [N]	ΔT_H [Nm]	ΔF_{cH} [N]	ΔF_{sH} [N]	ΔF_{IT} [N]	ΔF_{IL} [N]
Con esoscheletro configurazione (dS)	1	0	3.3	-26.7	-75.3	75.2	3.4	51.4
Con esoscheletro configurazione (sS)	-20.3	0	-66.4	-26.7	-75.3	75.2	66.4	51.4

Tabella VIII – raccolta dati risultati simulazione stoop in corrispondenza della flessione massima

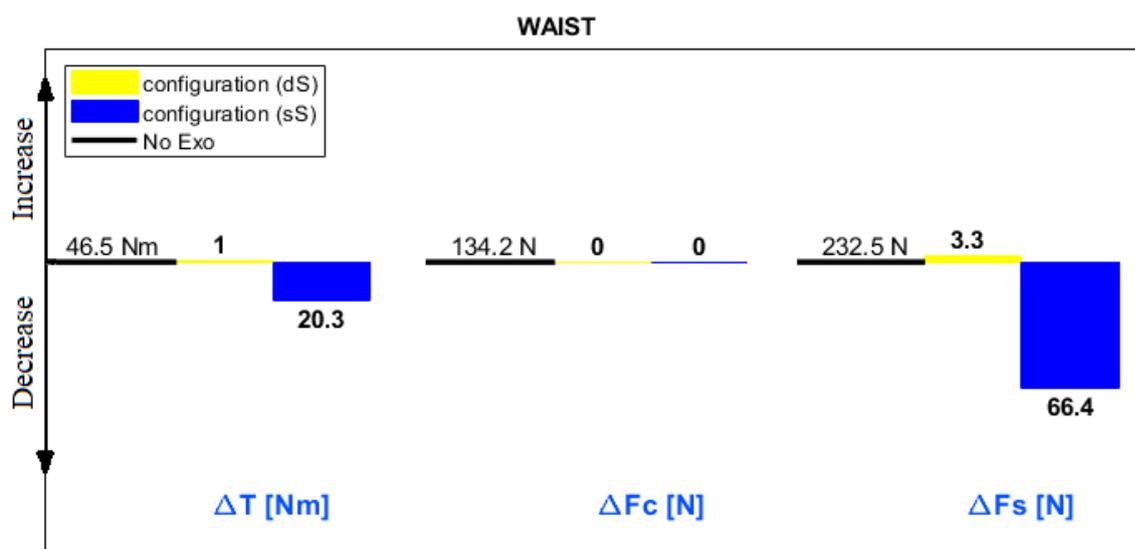


Fig. 5.15 – confronto tra configurazione (dS) e configurazione (sS) della differenza della coppia fisiologica, della componente di compressione e della componente di taglio rispetto al valore di riferimento senza esoscheletro nel giunto waist

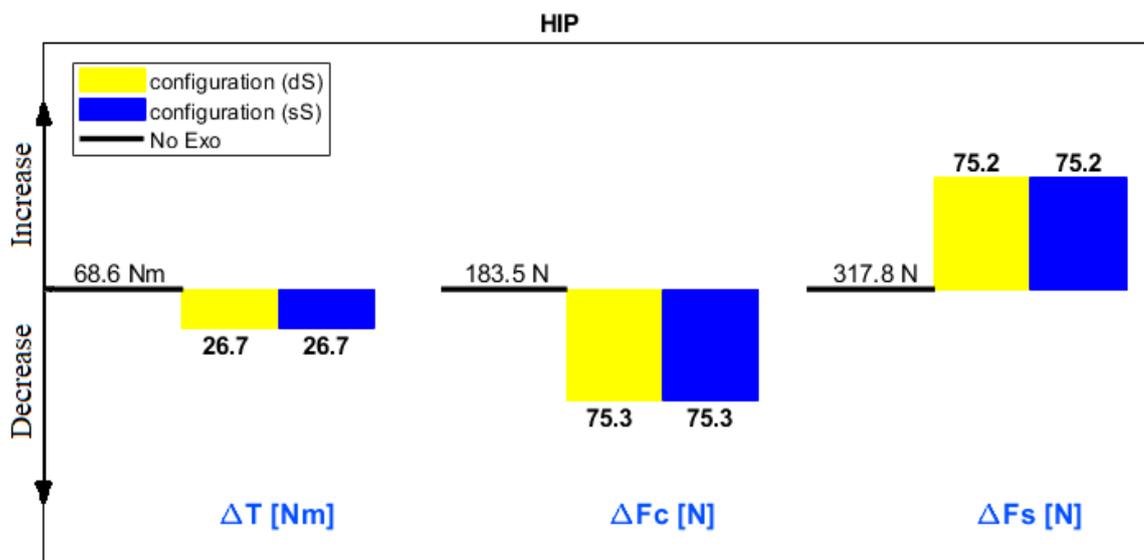


Fig. 5.16 - confronto tra configurazione (dS) e configurazione (sS) della differenza della coppia fisiologica, della componente di compressione e della componente di taglio rispetto al valore di riferimento senza esoscheletro nel giunto hip

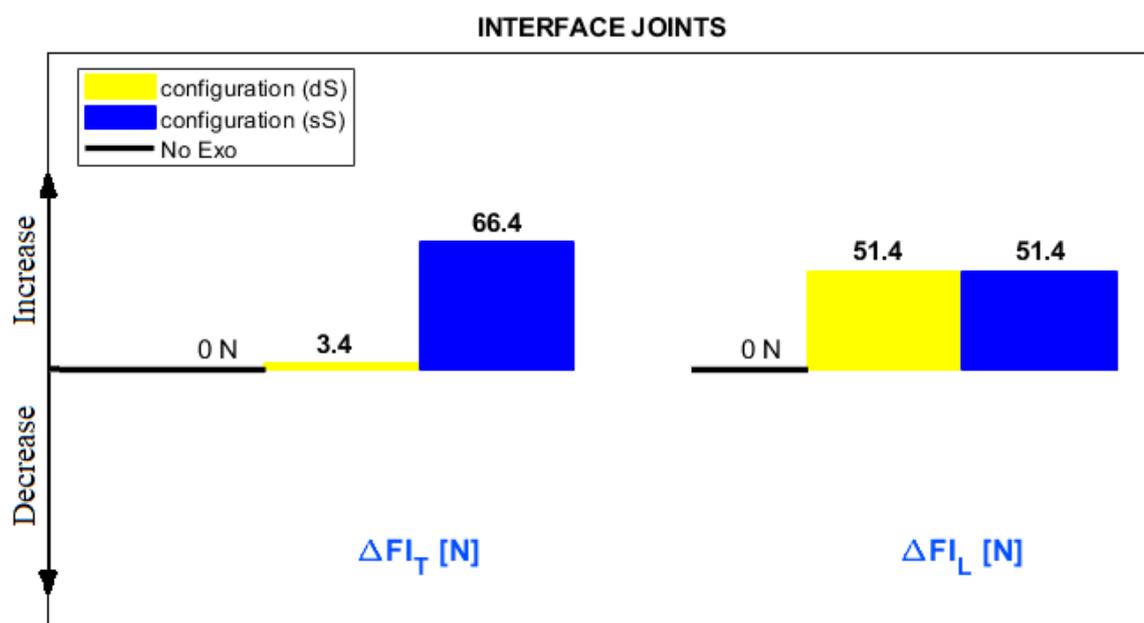


Fig. 5.17 - confronto tra configurazione (dS) e configurazione (sS) della differenza della forza d'interfaccia rispetto al valore di riferimento senza esoscheletro nei giunti d'interfaccia

5.3 Movimento squat

5.3.1 Definizione degli input cinematici

Il movimento di tipo *squat* consiste nel piegamento delle gambe, mantenendo il tronco in posizione eretta. Entrano in gioco dunque i gradi di libertà nei giunti *hip*, *knee* e *ankle*. Il movimento nel suo complesso si compone di tre fasi:

- FASE I, è la fase in cui avviene la flessione delle gambe a partire dalla posizione eretta;
- FASE II, è la fase di flessione statica in cui il modello rimane nella posizione di massima flessione assegnata;
- FASE III, è la fase in cui avviene l'estensione delle gambe per ritornare nella posizione di partenza.

Le fasi I e III sono simmetriche; ogni fase avviene in un intervallo di tempo di 2 s; la durata della simulazione è di 8 s e prevede una pausa di 1 s prima e dopo l'esecuzione del movimento complessivo.

In Fig. 5.18 è mostrato l'andamento nel tempo, espresso come percentuale della durata complessiva della simulazione, dei gradi di libertà nei giunti dell'uomo e la sequenza del movimento eseguita dalla rappresentazione del modello nelle tre fasi.

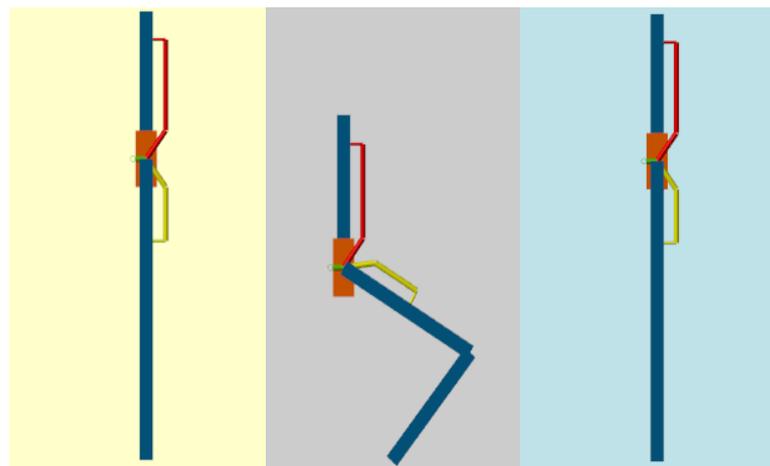
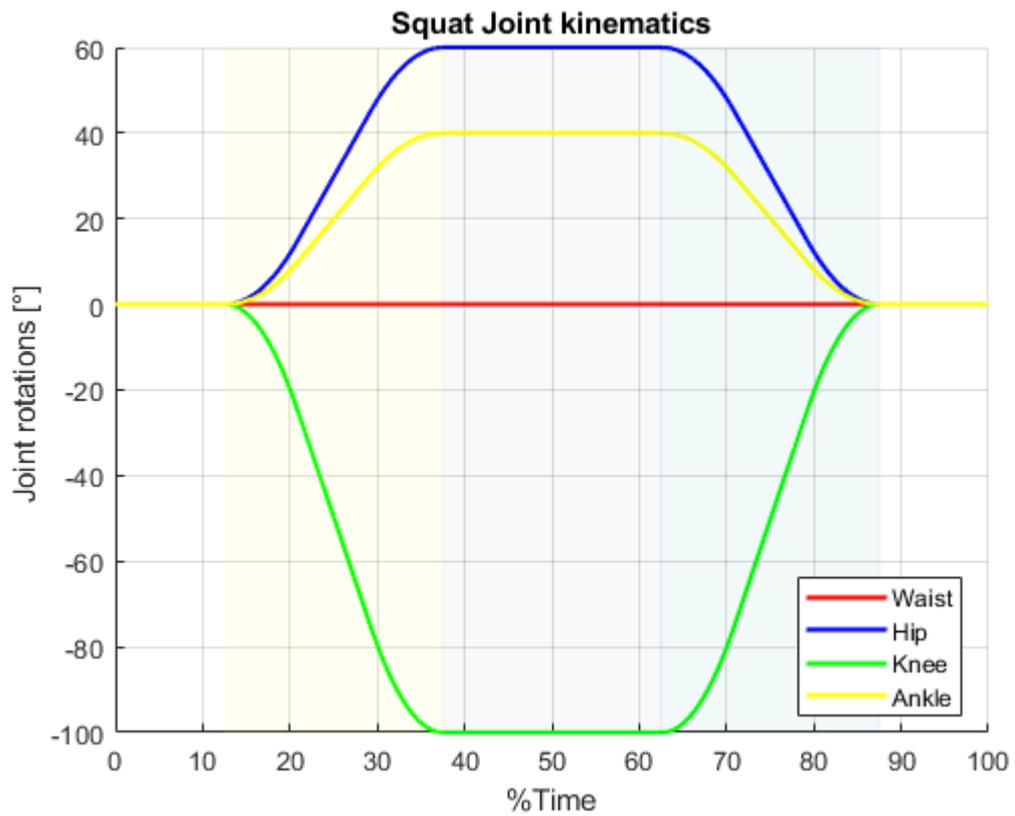


Fig. 5.18 – andamento dei gradi di libertà nei giunti dell'uomo e sequenza movimento squat

L'andamento dei gradi di libertà nei giunti dell'uomo è assegnato secondo la tipologia di traiettoria definita nel paragrafo 3.4 ed in base ai valori definiti nella Tabella IX; i valori delle rotazioni nei giunti *knee* e *ankle* sono stati ricavati in funzione della rotazione nel giunto *hip*, imponendo che la pelvi rimanga sempre in posizione verticale.

	<i>Waist</i> [°]	<i>Hip</i> [°]	<i>Knee</i> [°]	<i>Ankle</i> [°]
Range flessione/estensione	0	[0,60]	[0,100]	[0,40]

Tabella IX – range dei valori assunti dal grado di libertà in ciascun giunto nella fase I o III

5.3.2 Meccanismo di attivazione del sistema di supporto

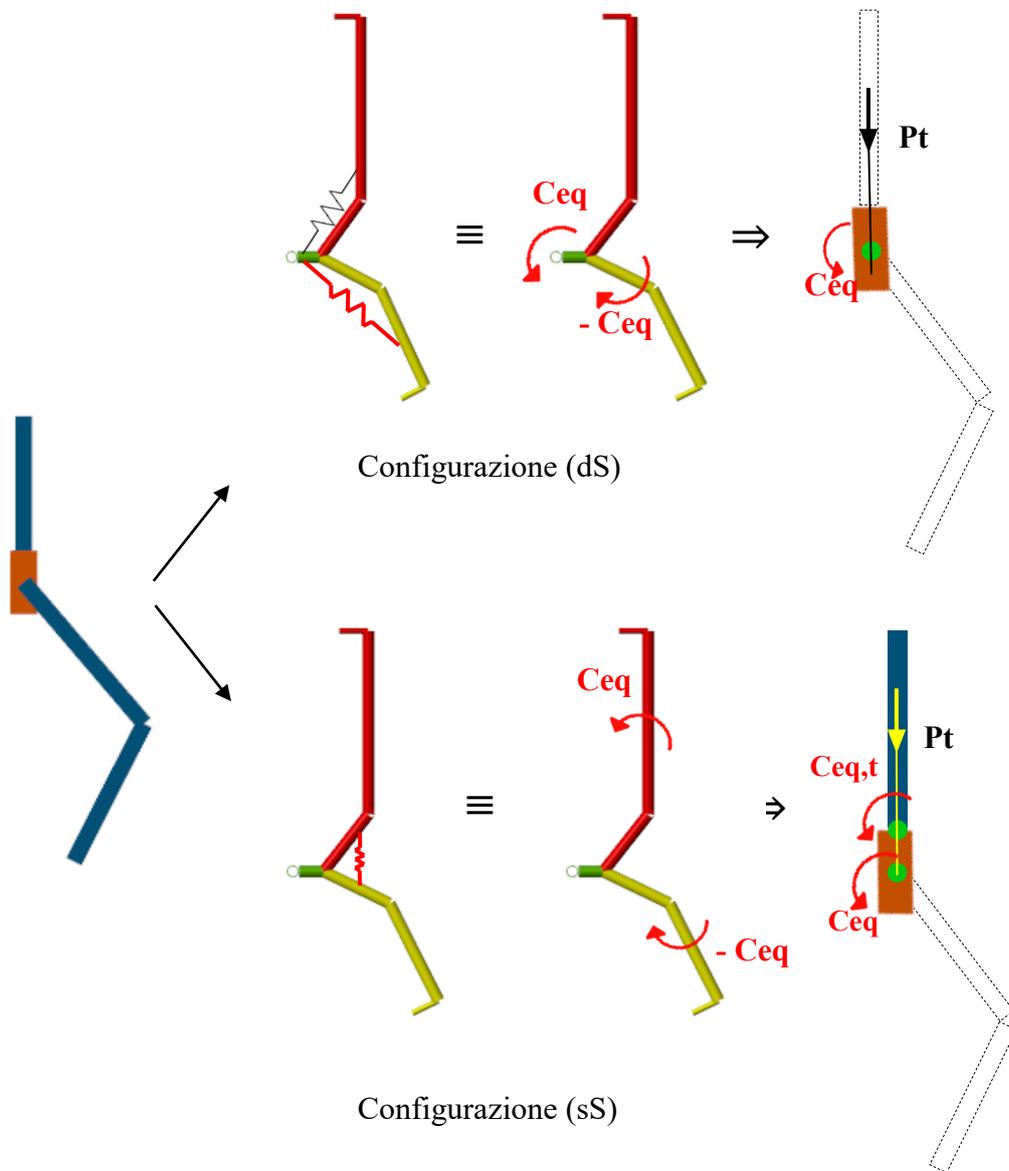


Fig. 5.19 - schema del meccanismo di attivazione del sistema per il movimento di tipo squat

Il movimento di *squat* prevede la flessione delle gambe mediante l'assegnazione di una rotazione nei giunti *ankle* e *knee* e nel giunto *hip*, per mantenere il tronco in posizione eretta.

Nel modello di esoscheletro che presenta la configurazione (dS) del sistema di supporto, come conseguenza della flessione delle gambe si ha la rotazione dell'elemento inferiore dell'esoscheletro rispetto alla cintura pelvica; questa rotazione a sua volta determina l'attivazione della molla inferiore, che equivale alla nascita di due coppie uguali in modulo

ed opposte in segno agenti sulla cintura pelvica e sull'elemento inferiore. in questo caso la retta d'azione della forza peso del torso (P_t) è allineata ai giunti *waist* e *hip* e quindi non genera una coppia rispetto alle cerniere. L'esoscheletro comunque viene attivato dalla flessione delle gambe e trasmette invece una coppia al giunto *hip*, che va a sollecitare la pelvi. Il torso non risente dell'azione esercitata dal dispositivo per via del disaccoppiamento delle due molle.

Nel modello di esoscheletro che presenta la configurazione (sS) del sistema di supporto, come conseguenza della flessione delle gambe si ha la rotazione tra l'elemento superiore e l'elemento inferiore del dispositivo; ne segue quindi l'attivazione della molla unica, che equivale alla nascita di due coppie uguali in modulo ed opposte in segno agenti sui due elementi superiore ed inferiore. In questo caso attraverso il giunto d'interfaccia superiore viene trasmessa sul torso una parte della coppia equivalente C_{eq} , indicata come $C_{eq,t}$ e pari alla forza d'interfaccia per la distanza tra il giunto d'interfaccia superiore ed il giunto *waist*, minore appunto della distanza tra il giunto d'interfaccia superiore ed il giunto *hip*. Sulla pelvi invece attraverso il giunto *waist* si trasmette l'intera coppia equivalente C_{eq} .

5.3.3 Risultati della simulazione

Di seguito si riportano i risultati ottenuti dalla simulazione del movimento *squat* confrontando la condizione in cui è assente il modello dell'esoscheletro con le condizioni in cui è presente il modello dell'esoscheletro e viene adoperata in un caso la configurazione (dS) e nell'altro la configurazione (sS) del sistema elastico. Gli output esaminati sono:

- coppia fisiologica sviluppata nei giunti dell'uomo *waist* e *hip*;
- reazioni vincolari nei giunti dell'uomo *waist* e *hip*;
- reazioni vincolari nei giunti d'interfaccia.

Come introdotto nel paragrafo 4.1.2 nei risultati della simulazione vengono prese in considerazione le forze e coppie che agiscono sull'elemento distale in corrispondenza del giunto *waist* o *hip*.

Le linee in stile continuo si riferiscono alle grandezze fisiche nel giunto *waist*, mentre le linee in stile tratto-punto si riferiscono alle grandezze fisiche nel giunto *hip*. In nero sono indicati i risultati relativi al caso senza l'esoscheletro, in verde i risultati relativi al caso con esoscheletro e configurazione (dS) di supporto, infine in rosso i risultati relativi al caso con

esoscheletro e configurazione (sS) di supporto. Tutte le grandezze sono espresse in funzione della percentuale della durata complessiva della simulazione.

5.3.3.1 Coppia fisiologica

Il verso delle coppie fisiologiche nei due giunti dell'uomo è definito in Fig. 5.7.

Osservando le curve relative alla coppia che si sviluppa nel giunto *waist* (Fig. 5.20), si nota che nel caso senza esoscheletro la coppia ha un valore nullo nella fase di flessione statica prima di iniziare il movimento; nel caso con esoscheletro invece parte da un valore negativo molto piccolo, necessario per equilibrare l'azione dell'esoscheletro che tende a spingere il tronco in avanti per effetto del peso dell'elemento superiore, il cui baricentro è disallineato rispetto all'asse di simmetria dell'uomo.

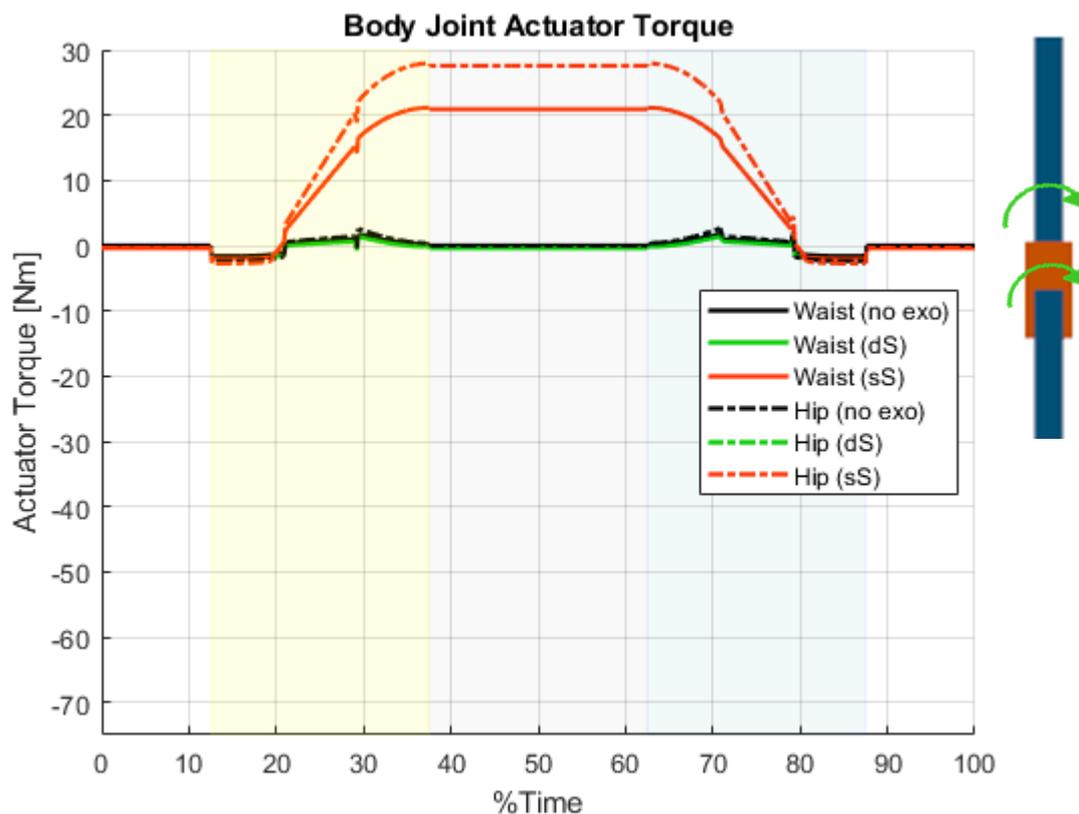


Fig. 5.20 – confronto coppia fisiologica agente nei giunti waist e hip

Durante la fase I e la fase III la coppia subisce delle piccole variazioni per effetto delle azioni d'inerzia (linea nera continua in Fig. 5.20), infatti nel movimento di *squat* sia il torso sia la pelvi eseguono una traslazione sul piano sagittale secondo una direzione inclinata rispetto all'asse z del sistema di riferimento fisso e quindi la forza d'inerzia esercita una coppia nel giunto *waist*. Nella fase II in cui il modello dell'uomo è in equilibrio statico nella posizione di massima flessione, la coppia fisiologica risulta pari a 0 Nm, dato che il torso rimane in posizione verticale e non agiscono dunque coppie esterne.

Nella condizione in cui è presente l'esoscheletro ed è adoperata la configurazione (dS) l'andamento della coppia fisiologica (linea verde continua in Fig. 5.20) è analogo a quello registrato nel caso senza dispositivo, si differenzia da quest'ultimo soltanto per il momento da equilibrare esercitato dal peso dell'elemento superiore dell'esoscheletro. Questo risultato indica che non viene trasmessa al torso nessuna azione di supporto da parte dell'esoscheletro e ciò si verifica perché il torso si mantiene in posizione eretta, non c'è di conseguenza rotazione relativa tra l'elemento superiore del dispositivo e la cintura pelvica e quindi la coppia equivalente che si trasferisce sul torso è nulla.

Nel caso in cui il supporto da parte del dispositivo è realizzato mediante la configurazione (sS) il contributo dell'esoscheletro è trasmesso anche al torso attraverso il giunto d'interfaccia superiore, perché l'azione dell'elemento elastico coinvolge sia la parte superiore sia la parte inferiore dell'esoscheletro. Il fatto che il torso si mantenga in posizione verticale fa sì che nel giunto *waist* sia richiesta una coppia fisiologica nulla, considerando la situazione biomeccanica senza l'esoscheletro; pertanto nel caso di movimento di tipo *squat* non è richiesto un contributo da parte dell'esoscheletro per ridurre la coppia fisiologica e quindi l'intervento dell'esoscheletro per mezzo di una coppia equivalente ha un effetto del tutto negativo sul corpo ed in senso contrario rispetto a quella che dovrebbe essere la sua funzione, ossia ridurre i carichi richiesti per mantenere il corpo in equilibrio in una determinata posizione. Osservando la curva rossa continua in Fig. 5.20 si nota appunto che l'azione dell'esoscheletro comporta la nascita di una coppia abbastanza rilevante che altrimenti sarebbe nulla o molto piccola, in condizioni statiche.

Per quanto riguarda i risultati relativi al giunto *hip* si osserva che nel caso in cui l'esoscheletro non è presente la coppia fisiologica richiesta (linea nera tratto-punto in Fig. 5.20) ha un andamento uguale a quello riportato dalla coppia nel *waist* a meno dell'effetto delle azioni inerziali in condizioni dinamiche. Nella condizione in cui è presente l'esoscheletro non ci sono differenze nell'andamento della coppia fisiologica tra il caso in cui si considera la configurazione (dS) ed il caso in cui si considera la configurazione (sS), infatti la curva in rosso tratto-punto è sovrapposta a quella in verde che non è visibile (Fig. 5.20). In entrambi i casi è evidente l'effetto negativo dell'azione esercitata dall'esoscheletro, la quale si configura come una coppia di sovraccarico.

5.3.3.2 Reazioni vincolari nei giunti dell'uomo

In Fig. 5.9 è definito il verso positivo della componente di compressione e della componente di taglio nei due giunti dell'uomo.

È interessante esaminare anche le reazioni in termini di forze che si sviluppano nei giunti *waist* ed *hip* per effetto dei carichi esterni (forza peso e azione esoscheletro), che sollecitano l'uomo durante il movimento di *squat*. Per ottenere un'indicazione più significativa dell'entità di queste forze e della loro influenza sul funzionamento biomeccanico normale dell'uomo, sono state prese in considerazione le componenti della reazione vincolare risultante: la componente di compressione, che costituisce la proiezione della forza risultante lungo l'asse longitudinale dell'elemento in esame, e la componente di taglio, che costituisce la proiezione della forza risultante lungo l'asse trasversale dell'elemento in esame.

5.3.3.2.1 Componente di compressione

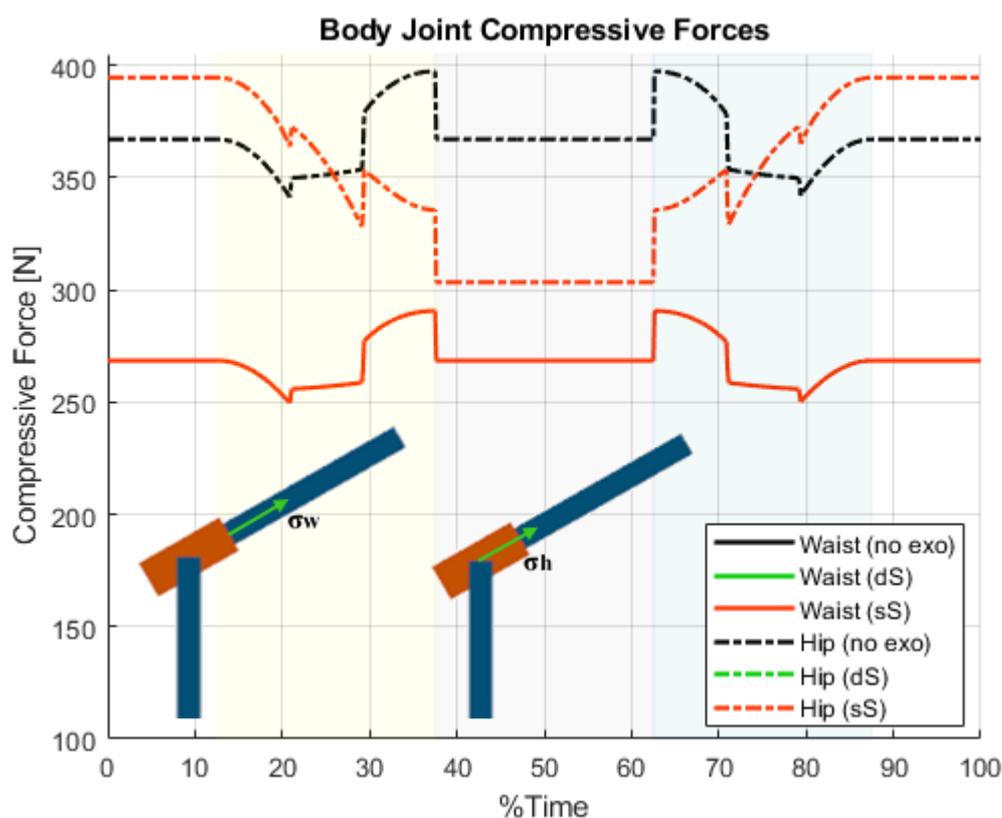


Fig. 5.21 - confronto componente di compressione agente nei giunti waist e hip

Prendendo in considerazione il giunto *waist* si osserva che le tre curve relative alla componente di compressione che si sviluppa nel giunto nei tre casi risultano sovrapposte, infatti è visibile soltanto quella relativa all'ultimo caso (linea rossa continua Fig. 5.21). come già evidenziato nel precedente paragrafo 5.2, la componente di compressione nel giunto *waist* è indipendente dall'utilizzo dell'esoscheletro. Durante la simulazione la forza di compressione tende a mantenere il valore iniziale pari alla forza peso agente sul tronco

di 268.5 N; le oscillazioni attorno a questo valore di equilibrio sono legate alle azioni inerziali.

Esaminando i risultati relativi al giunto *hip* si può notare come in assenza del dispositivo la componente di compressione abbia andamento analogo a quello osservato nel *waist* ma sia traslata verso valori più alti (linea nera tratto-punto Fig. 5.21), in quanto oltre alla forza peso relativa al torso si scarica sulla cerniera anche la forza peso agente sulla pelvi. Anche questa oscilla dunque attorno al valore di equilibrio pari a 367 N.

Nella condizione in cui è presente l'esoscheletro l'andamento della forza relativo alla configurazione (dS) si sovrappone a quello relativo alla configurazione (sS). La reazione vincolare in questo caso parte da un valore maggiore rispetto al caso senza esoscheletro, poiché si aggiunge il peso del dispositivo che si scarica proprio nel giunto *hip*; l'azione esercitata dall'esoscheletro con l'attivazione del sistema elastico sollecita il corpo a livello delle anche in modo tale da ridurre la componente di compressione.

5.3.3.2.2 Componente di taglio

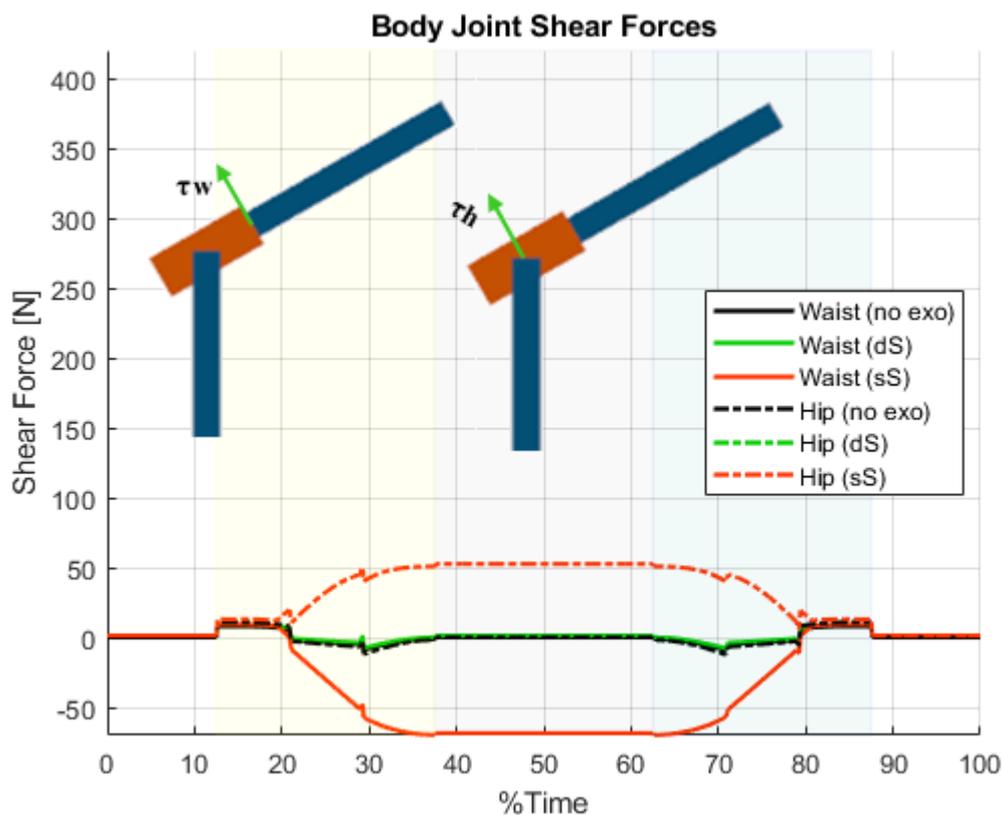


Fig. 5.22 - confronto componente di taglio agente nei giunti waist e hip

Osserviamo le curve con tratto continuo che si riferiscono all'andamento della componente di taglio nel giunto *waist* nei tre casi di confronto. Gli andamenti della forza di taglio tendono a rispecchiare quelli della coppia fisiologica nel giunto, infatti sia in assenza

di esoscheletro sia nel caso in cui si adopera la configurazione (dS) la componente oscilla attorno al valore di equilibrio iniziale che è uguale rispettivamente a 0 N e 1.271 N (linee nera e verde continua Fig. 5.22).

Adottando il sistema della configurazione (sS) l'azione di supporto dell'esoscheletro è trasmessa anche al torso dall'elemento superiore ed infatti osservando la linea rossa continua in Fig. 5.22 si nota che è richiesta una forza di taglio alta in valore assoluto rispetto ai due casi precedenti ma di segno opposto, indice dell'effetto negativo dell'intervento del dispositivo, già evidenziato nell'analisi della coppia fisiologica. L'esoscheletro infatti tende a spingere indietro il torso, che invece deve mantenersi in posizione eretta.

Passando ai risultati nel giunto *hip* si osserva che in assenza di esoscheletro la forza di taglio è uguale a quella agente nel giunto *waist* (linea nera tratto-punto Fig. 5.22) a meno delle azioni inerziali in condizioni dinamiche.

Nei casi in cui è presente l'esoscheletro l'utilizzo della configurazione (dS) o della configurazione (sS) porta allo stesso risultato, ossia il contributo dato dall'esoscheletro sollecita l'uomo nel giunto *hip* in modo da aumentare la componente di taglio, configurandosi come già dimostrato come un effetto negativo. In entrambi i casi l'azione di supporto dell'esoscheletro è attivata con la stessa intensità e le curve risultano sovrapposte (linee verde e rossa tratto-punto Fig. 5.22).

Se si analizza la risultante della reazione vincolare agente nel giunto *hip* (Fig. 5.23), si può constatare che i due effetti contrapposti del contributo dell'esoscheletro sulle componenti di compressione e di taglio comportano complessivamente una riduzione della forza rispetto alla situazione in cui non è attiva l'azione di sostegno (all'inizio e alla fine del periodo di simulazione).

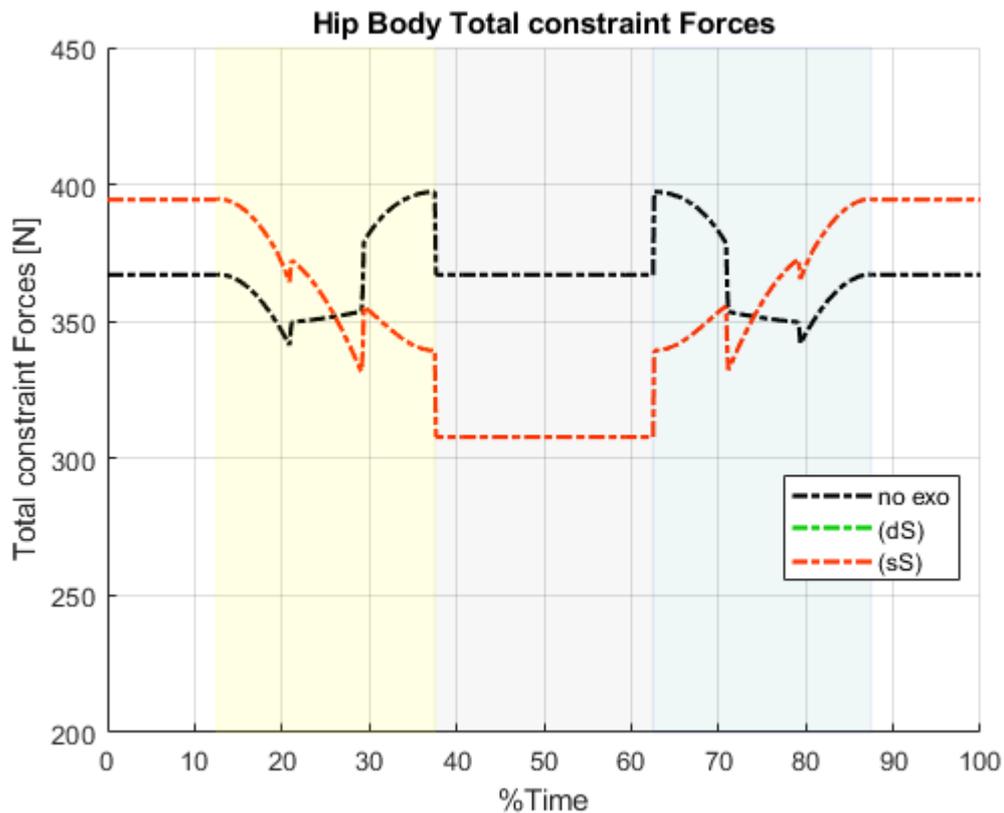


Fig. 5.23 - confronto reazione vincolare risultante agente nel giunto hip

5.3.3.3 Reazioni vincolari nei giunti d'interfaccia

L'interazione tra uomo ed esoscheletro è resa possibile per mezzo dei giunti d'interfaccia, i quali trasferiscono sull'uomo l'azione di supporto sviluppata dal dispositivo mediante l'attivazione del sistema elastico. La coppia equivalente infatti si trasmette nei giunti *waist* ed *hip* ed agisce in modo tale da ridurre la coppia fisiologica richiesta per equilibrare la forza peso e sostenere il corpo stesso. D'altra parte però l'azione della coppia equivalente fa sì che siano trasmesse delle forze sull'uomo in corrispondenza dei punti d'interfaccia, le quali esercitano una sollecitazione rilevante e non confortevole sul petto e sulle cosce e per questo risultano di grande interesse al pari delle azioni valutate in precedenza.

Per l'orientazione ed il verso positivo delle forze fare riferimento alla Fig. 5.13.

Le curve con linea continua si riferiscono ai risultati relativi al giunto d'interfaccia superiore a contatto con il tronco. Nel caso di esoscheletro nella configurazione (dS) (linea verde continua Fig. 5.24) la forza esercitata dal dispositivo presenta un valore piccolo e negativo costante per tutta la durata della simulazione: è l'effetto del momento della forza peso agente sull'elemento superiore che tende a tirare il torso in avanti. In questo caso al torso non arriva il contributo dell'esoscheletro perché non si attiva il sistema di supporto dato dalla parte superiore del dispositivo.

Nella condizione in cui è utilizzata la configurazione (sS) l'andamento della forza si differenzia dal caso precedente nell'intervallo di tempo in cui interviene l'azione di supporto dell'esoscheletro (linea rossa continua Fig. 5.24), infatti si osserva che la forza trasmessa al tronco cambia segno diventando positiva e raggiunge valori molto più alti per effetto appunto dell'azione del sistema elastico, che in questa configurazione interviene anche sul tronco.

Per quanto riguarda la forza nei giunti d'interfaccia inferiori, indicata dalle curve con linea tratto-punto, essa presenta lo stesso valore nei due giunti e nel grafico è riportato il valore della forza nel singolo giunto. Le due curve relative alla configurazione (dS) ed alla configurazione (sS) (linee verde e rossa tratto-punto Fig. 5.24) hanno lo stesso andamento e pertanto risultano sovrapposte. Partono da un valore piccolo e positivo, per effetto della forza peso dell'elemento inferiore che tende a far ruotare l'elemento stesso e quindi a spingere le gambe indietro; raggiungono un valore più alto dopo la flessione; infine si riportano al valore di partenza. Durante la fase I, e in maniera speculare nella fase III, l'esoscheletro trasferisce una forza sulle gambe a causa della rotazione nel giunto *hip*, la quale attiva l'elemento elastico inferiore nella configurazione (dS) e il sistema elastico unico nella configurazione (sS), ottenendo lo stesso valore di contributo da parte dell'esoscheletro.

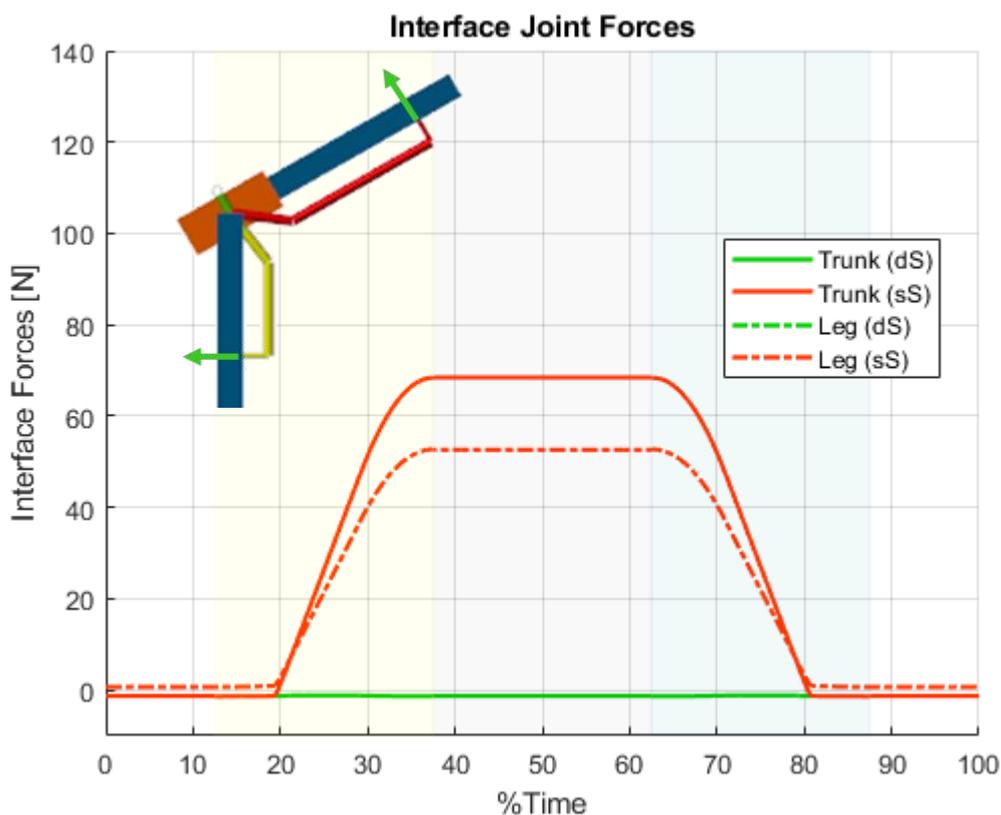


Fig. 5.24 - confronto forze agenti nei giunti d'interfaccia

5.3.4 Considerazioni

Nella Tabella X si riportano i valori degli output della simulazione, registrati in corrispondenza della flessione massima in condizione statica e nei seguenti casi: senza esoscheletro, è presente l'esoscheletro ed è adoperata la configurazione (dS), è presente l'esoscheletro ed è adoperata la configurazione (sS).

Nelle Fig. 5.25, Fig. 5.26 e Fig. 5.27 è presente la rappresentazione dei risultati raccolti nella Tabella X sotto forma di istogrammi. In particolare, i valori delle azioni che si sviluppano nei giunti nella condizione senza esoscheletro sono riportati come valore di riferimento, mentre i dati, relativi alla condizione in cui è presente l'esoscheletro con le due diverse configurazioni (dS) e (sS), sono riportati sotto forma della differenza del valore riportato in corrispondenza della flessione massima rispetto al valore di riferimento. Con questa rappresentazione si ottiene un'informazione in termini di incremento o decremento dell'azione di riferimento, dovuta all'intervento dell'esoscheletro nei due casi con configurazione (dS) e configurazione (sS).

Nei diagrammi in Fig. 5.25 e Fig. 5.26, riferiti rispettivamente al giunto *waist* e al giunto *hip*, sono presenti tre gruppi di istogrammi: il primo riporta la variazione della coppia fisiologica, il secondo la variazione della componente di compressione ed il terzo la variazione della componente di taglio. Nel diagramma in Fig. 5.27 sono presenti due gruppi di istogrammi: il primo riporta la variazione della forza d'interfaccia superiore ed il secondo la variazione della forza d'interfaccia inferiore. Naturalmente in questo caso il valore di riferimento è nullo, perché non essendo presente l'esoscheletro, non agisce nessuna forza nei punti di interfaccia.

La struttura dell'esoscheletro e la conformazione del sistema elastico, a prescindere dalla sua configurazione, non risultano adatti a fornire un'azione di supporto sull'uomo quando viene eseguito il movimento di tipo *squat*. Infatti dall'analisi dei risultati della simulazione è emerso che facendo agire una coppia equivalente tra gli elementi dell'esoscheletro, corrispondente all'azione di una molla lineare frapposta tra gli elementi stessi, tale coppia si trasferisce attraverso i giunti d'interfaccia nei giunti *waist* ed *hip* dell'uomo e determina un effetto contrario rispetto alla funzione stessa che dovrebbe svolgere l'esoscheletro. Quando il tronco e la pelvi sono in posizione eretta infatti il valore della coppia fisiologica nei due giunti, necessaria a mantenere il corpo in equilibrio, è nullo, o molto piccolo, l'intervento dell'esoscheletro invece tende ad estendere la parte superiore del corpo, determinando quindi la nascita di una coppia fisiologica di segno opposto nei due giunti, non richiesta dal punto di vista biomeccanico.

Anche se adoperando la configurazione (dS) del sistema di supporto si ottiene l'isolamento del torso dall'effetto negativo dell'esoscheletro, almeno in termini di coppia fisiologica e componente di taglio nel *waist*, non è comunque una buona soluzione utilizzare l'esoscheletro perché implicherebbe nell'altro giunto gli effetti controproducenti evidenziati precedentemente.

Il sistema di funzionamento che sta alla base dell'esoscheletro non è idoneo a fornire sostegno all'uomo nel caso di movimento *squat*, la sua conformazione è tale per cui riesce a garantire il supporto nel caso di flessione del torso o della pelvi; invece quando la parte superiore del corpo rimane in posizione verticale gioca un ruolo opposto rispetto all'obiettivo che ne caratterizza il funzionamento.

	WAIST			HIP			Giunto interfaccia superiore	Giunto interfaccia inferiore
	T_w [Nm]	F_{c_w} [N]	F_{s_w} [N]	T_H [Nm]	F_{c_H} [N]	F_{s_H} [N]	F_{I_T} [N]	F_{I_L} [N]
Senza esoscheletro	0	268.5	0	0	367	0	0	0
	ΔT_w [Nm]	ΔF_{c_w} [N]	ΔF_{s_w} [N]	ΔT_H [Nm]	ΔF_{c_H} [N]	ΔF_{s_H} [N]	ΔF_{I_T} [N]	ΔF_{I_L} [N]
Con esoscheletro configurazione (dS)	0.4	0	1.3	27.6	-63.7	52.6	1.3	52.6
Con esoscheletro configurazione (sS)	20.9	0	68.5	27.6	-63.7	52.6	68.5	52.6

Tabella X – raccolta dati risultati simulazione *squat* in corrispondenza della flessione massima

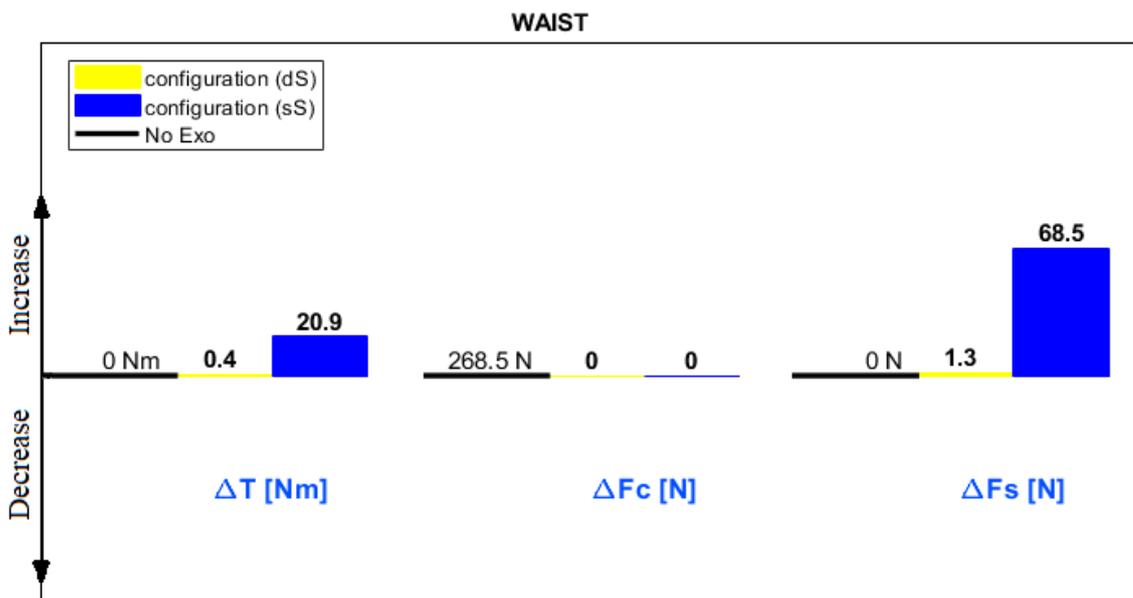


Fig. 5.25 - confronto tra configurazione (dS) e configurazione (sS) della differenza della coppia fisiologica, della componente di compressione e della componente di taglio rispetto al valore di riferimento senza esoscheletro nel giunto waist

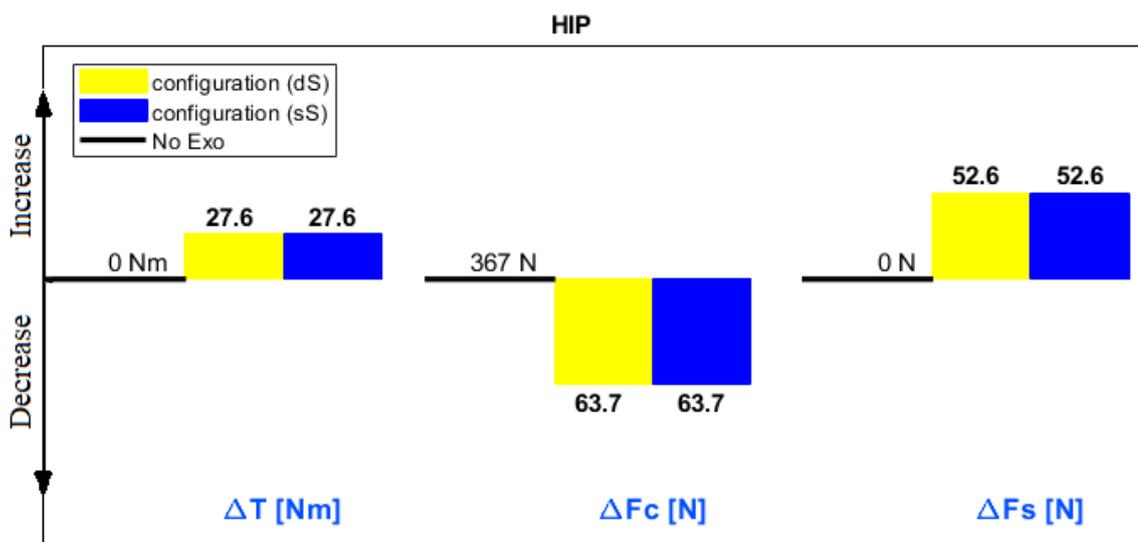


Fig. 5.26 - confronto tra configurazione (dS) e configurazione (sS) della differenza della coppia fisiologica, della componente di compressione e della componente di taglio rispetto al valore di riferimento senza esoscheletro nel giunto hip

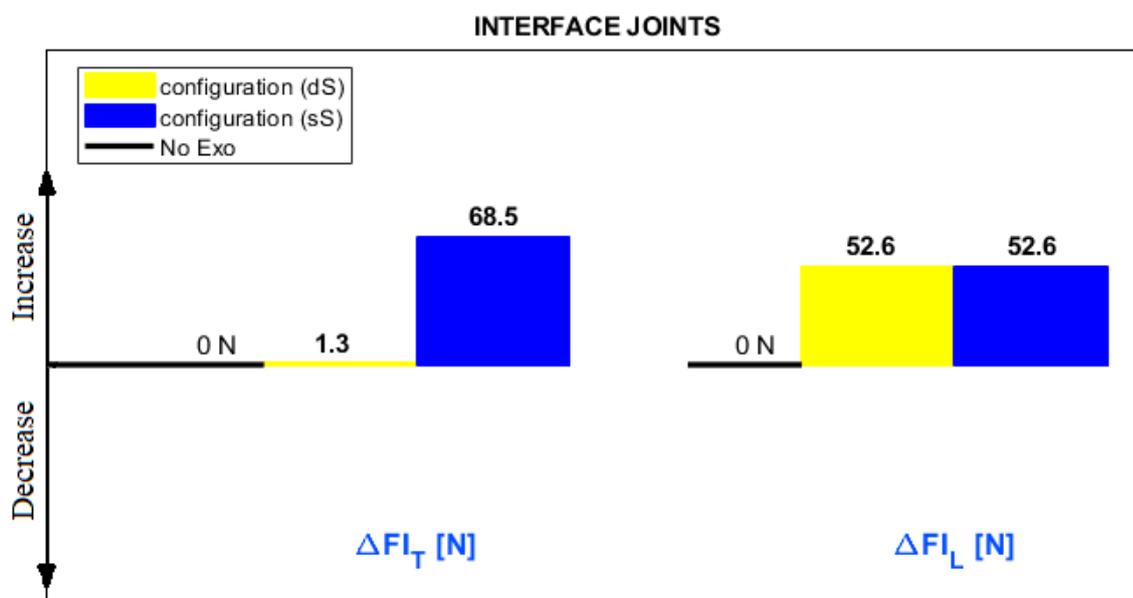


Fig. 5.27 - confronto tra configurazione (dS) e configurazione (sS) della differenza della forza d'interfaccia rispetto al valore di riferimento senza esoscheletro nei giunti d'interfaccia

5.4 Movimento semi-squat

5.4.1 Definizione degli input cinematici

Il movimento di tipo *semi-squat* è una combinazione dei movimenti di tipo *stoop* e *squat* e consiste nella flessione del tronco simultaneamente al piegamento delle gambe. In particolare si è scelto di assegnare la flessione del tronco secondo la prima modalità di flessione vista nel paragrafo 4.1, ossia mantenendo la pelvi in posizione eretta e facendo ruotare soltanto il torso. Il movimento nel suo complesso si compone di tre fasi:

- FASE I, è la fase in cui avviene la flessione del tronco e delle gambe a partire dalla posizione eretta;
- FASE II, è la fase in cui il modello rimane nella posizione di massima flessione assegnata;
- FASE III, è la fase in cui avviene l'estensione del tronco e delle gambe per ritornare nella posizione di partenza.

Le fasi I e III sono simmetriche; ogni fase avviene in un intervallo di tempo di 2 s; la durata della simulazione è di 8 s e prevede una pausa di 1 s prima e dopo l'esecuzione del movimento complessivo.

In Fig. 5.28 è mostrato l'andamento nel tempo, espresso come percentuale della durata complessiva della simulazione, dei gradi di libertà nei giunti dell'uomo e la sequenza del movimento eseguita dalla rappresentazione del modello nelle tre fasi.

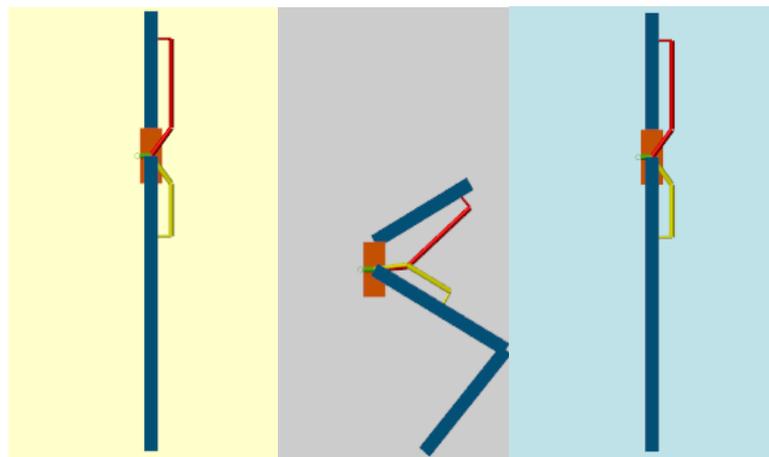
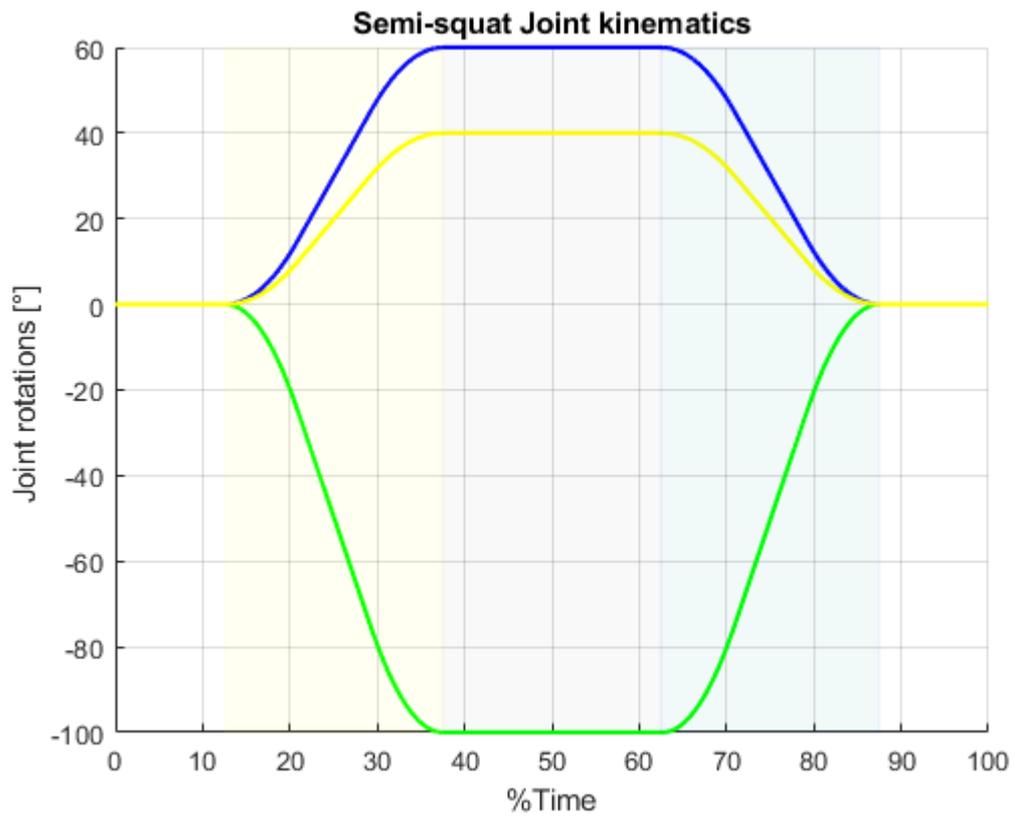


Fig. 5.28 – andamento dei gradi di libertà nei giunti dell'uomo e sequenza movimento semi-squat

L'andamento dei gradi di libertà nei giunti dell'uomo è assegnato secondo la tipologia di traiettoria definita nel paragrafo 3.4. L'origine riferimento non è stata trovata. ed in base ai valori definiti nella Tabella XI.

	<i>Waist</i> [°]	<i>Hip</i> [°]	<i>Knee</i> [°]	<i>Ankle</i> [°]
Range flessione/estensione	[0,60]	[0,60]	[0,100]	[0,40]

Tabella XI – range dei valori assunti dal grado di libertà in ciascun giunto nella fase I o III

5.4.2 Meccanismo di attivazione del sistema di supporto

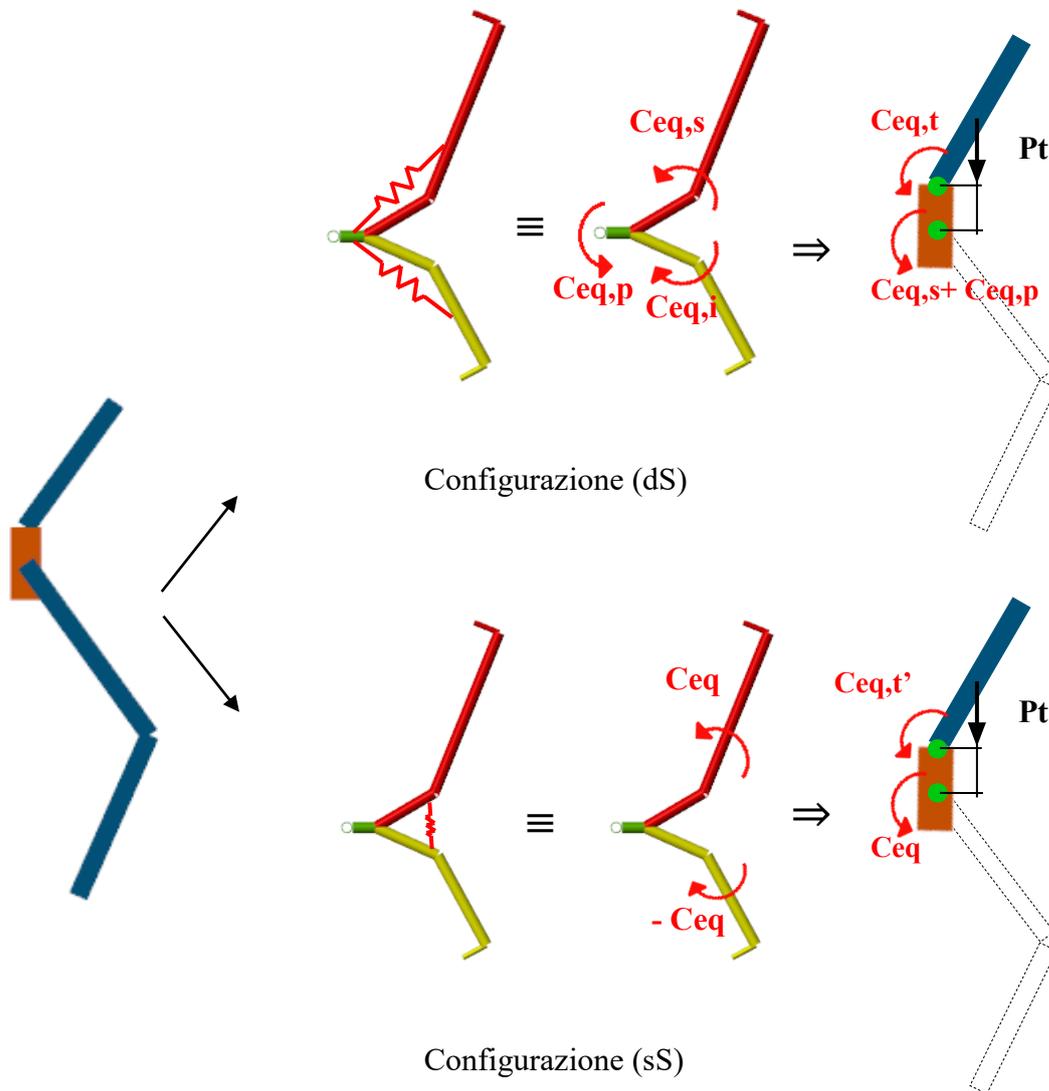


Fig. 5.29 - schema del meccanismo di attivazione del sistema per il movimento di tipo semi-squat

Il movimento di *semi-squat* prevede la flessione sia del tronco sia delle gambe, mantenendo la pelvi in posizione eretta.

Nel modello di esoscheletro che presenta la configurazione (dS) del sistema di supporto, la flessione delle gambe comporta la rotazione dell'elemento inferiore dell'esoscheletro rispetto alla cintura pelvica, mentre la flessione del torso determina la rotazione dell'elemento superiore del dispositivo rispetto alla cintura pelvica. Dunque di conseguenza vengono attivate entrambe le molle, ma l'elongazione risulta differente, perché a parità di angolo di rotazione nei giunti *waist* e *hip*, l'elemento superiore ruota di un angolo minore rispetto all'elemento inferiore. Sui due elementi nascono le coppie

$C_{eq,s}$ e $C_{eq,i}$ opposte in segno ma diverse in modulo e nello specifico si ha $C_{eq,s} < C_{eq,i}$. Sulla cintura pelvica agisce la coppia $C_{eq,p}$ pari alla differenza tra le due coppie agenti sugli elementi superiore ed inferiore, ossia $C_{eq,p} = C_{eq,i} - C_{eq,s}$. Attraverso il giunto d'interfaccia superiore viene trasmessa sul torso una parte della coppia $C_{eq,s}$, indicata come $C_{eq,t}$ e pari alla forza d'interfaccia superiore per la distanza tra il giunto d'interfaccia superiore ed il giunto *waist*, minore appunto della distanza tra il giunto d'interfaccia superiore ed il giunto *hip*. Sulla pelvi invece attraverso il giunto *waist* si trasmette l'intera coppia $C_{eq,s}$, cui si somma la $C_{eq,p}$, trasmessa attraverso la cintura pelvica.

Nel modello di esoscheletro che presenta la configurazione (sS) del sistema di supporto, la flessione del torso e delle gambe comporta la rotazione tra l'elemento superiore e l'elemento inferiore del dispositivo; ne segue quindi l'attivazione della molla unica che equivale alla nascita di due coppie uguali in modulo ed opposte in segno agenti sui due elementi superiore ed inferiore. In particolare si ha $C_{eq} = C_{eq,s} + C_{eq,i}$. Anche in questo caso attraverso il giunto d'interfaccia superiore viene trasmessa sul torso soltanto una parte della coppia C_{eq} , indicata come $C_{eq,t'}$, diversa dalla $C_{eq,t}$ perché deriva da una coppia equivalente maggiore. Sulla pelvi invece attraverso il giunto *waist* si trasmette l'intera coppia C_{eq} .

5.4.3 Risultati della simulazione

Di seguito si riportano i risultati ottenuti dalla simulazione del movimento *semi-squat*, confrontando la condizione in cui è assente il modello dell'esoscheletro con le condizioni in cui è presente il modello dell'esoscheletro e viene adoperata in un caso la configurazione (dS) e nell'altro la configurazione (sS) del sistema elastico. Gli output esaminati sono:

- coppia fisiologica sviluppata nei giunti dell'uomo *waist* e *hip*;
- reazioni vincolari nei giunti dell'uomo *waist* e *hip*;
- reazioni vincolari nei giunti d'interfaccia.

Come introdotto nel paragrafo 4.1.2 nei risultati della simulazione vengono prese in considerazione le forze e coppie che agiscono sull'elemento distale in corrispondenza del giunto *waist* o *hip*.

Le linee in stile continuo si riferiscono alle grandezze fisiche nel giunto *waist*, mentre le linee in stile tratto-punto si riferiscono alle grandezze fisiche nel giunto *hip*. In nero sono indicati i risultati relativi al caso senza l'esoscheletro, in verde i risultati relativi al caso con esoscheletro e configurazione (dS) di supporto, infine in rosso i risultati relativi al caso con

esoscheletro e configurazione (sS) di supporto. Tutte le grandezze sono espresse in funzione della percentuale della durata complessiva della simulazione.

5.4.3.1 Coppia fisiologica

Il verso delle coppie fisiologiche nei due giunti dell'uomo è definito in Fig. 5.7.

Analizziamo prima i risultati relativi al giunto *waist* (Fig. 5.30). Nel caso senza esoscheletro la coppia ha un valore nullo nella fase di flessione statica prima di iniziare il movimento, nel caso con esoscheletro invece parte da un valore negativo molto piccolo, necessario per equilibrare l'azione dell'esoscheletro che tende a spingere il tronco in avanti per effetto del peso dell'elemento superiore, il cui baricentro è disallineato rispetto all'asse di simmetria dell'uomo.

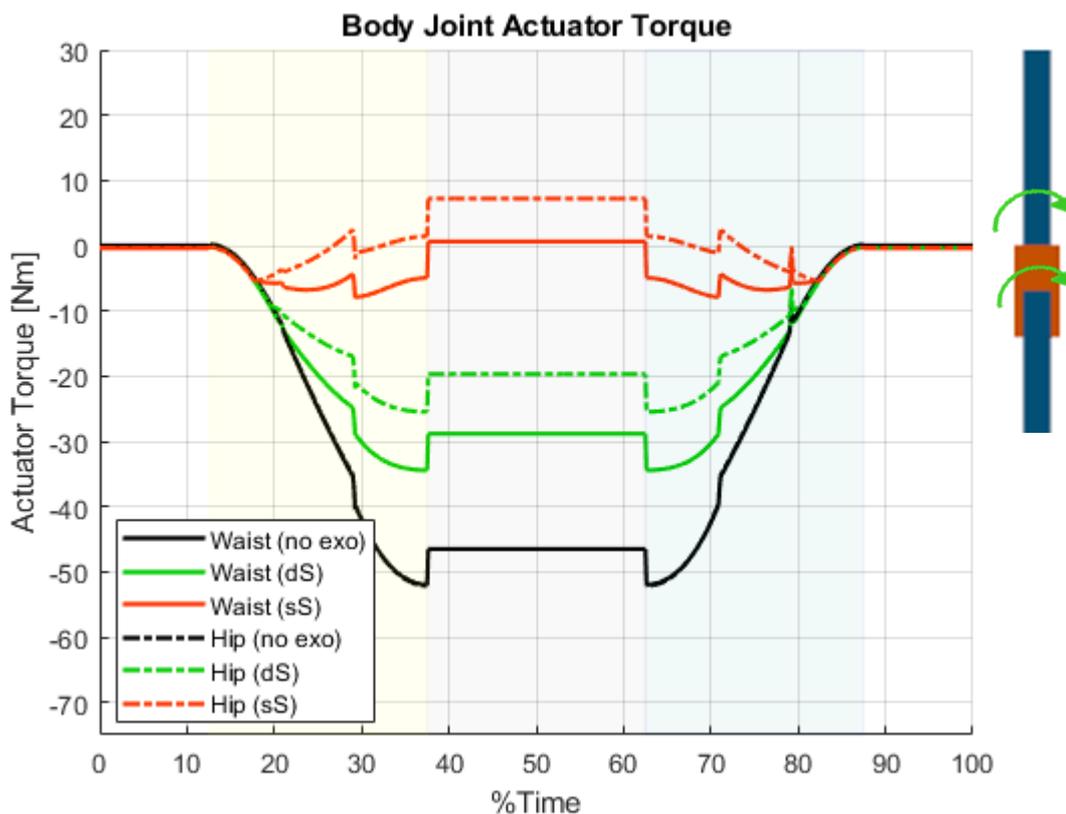


Fig. 5.30 – confronto coppia fisiologica agente nei giunti waist e hip

Durante la flessione la forza peso agente nel baricentro del torso esercita un momento attorno alla cerniera, infatti a causa dell'inclinazione del corpo tale forza ha un braccio rispetto al centro della cerniera non nullo, il quale cresce al crescere dell'inclinazione stessa. Per equilibrare l'azione della forza peso nasce nel giunto una coppia fisiologica (linea nera continua in Fig. 5.30), anch'essa crescente in valore assoluto. Il valore di coppia in corrispondenza della flessione massima, in condizioni statiche, è uguale a quello

registrato nel movimento di tipo *stoop* pari a -46.5 Nm, in quanto in entrambi i casi il torso raggiunge la stessa inclinazione massima.

Nella condizione in cui è presente l'esoscheletro ed è adoperata la configurazione (dS) per effetto della rotazione nel giunto *waist* si ha una rotazione relativa tra l'elemento superiore del dispositivo e la cintura pelvica; di conseguenza viene attivato l'elemento elastico superiore che trasferisce la coppia equivalente sul torso. Il risultato è la riduzione della coppia fisiologica richiesta nel *waist* per eseguire la flessione al valore di -28.84 Nm (linea verde continua in Fig. 5.30).

Nel caso in cui il supporto da parte del dispositivo è realizzato mediante la configurazione (sS) si ottiene una riduzione del valore di coppia fisiologica ancora più alto rispetto al caso con configurazione (dS), perché nel caso di movimento combinato di tipo *semi-squat* l'attivazione del sistema elastico deriva dalla rotazione relativa sia tra l'elemento superiore e la cintura pelvica sia tra l'elemento inferiore e la cintura pelvica, mentre nelle altre due tipologie di movimento si verificava o l'una o l'altra rotazione soltanto (linea rossa continua in Fig. 5.30). Come descritto nel paragrafo 3.5, nella configurazione (sS) la coppia equivalente è funzione dell'angolo relativo tra l'elemento superiore e l'elemento inferiore dell'esoscheletro, che equivale alla somma delle rotazioni tra gli elementi e la cintura pelvica. Quindi per questo motivo l'azione di supporto trasmessa dall'esoscheletro risulta più grande e comporta di conseguenza una riduzione maggiore della coppia fisiologica nel *waist*, rispetto alla configurazione (dS). Il valore della coppia esercitata dall'esoscheletro però rischia di assumere valori troppo elevati ed infatti si nota che in corrispondenza della massima flessione la coppia fisiologica richiesta nel *waist* diminuisce in valore assoluto fino al punto di annullarsi e poi cambiare segno, diventando positiva. Tale risultato è da evitare in quanto significherebbe trasformare l'azione esercitata dall'esoscheletro in una sollecitazione non desiderata piuttosto che in un supporto.

Per quanto riguarda i risultati relativi al giunto *hip* si osserva che nel caso in cui l'esoscheletro non è presente la coppia fisiologica richiesta (linea nera tratto-punto in Fig. 5.30) ha un andamento uguale a quello riportato dalla coppia nel *waist*, infatti le due curve si sovrappongono a meno di leggerissime differenze dovute alle inerzie in condizioni dinamiche. Ciò deriva dal fatto che il braccio rispetto alle cerniere *waist* e *hip* del momento esercitato dalla forza peso agente sul torso ha lo stesso valore, infatti la posizione verticale della pelvi fa sì che le due cerniere siano allineate lungo l'asse z.

Nella condizione in cui è presente l'esoscheletro l'andamento della coppia è analogo a quello osservato per il giunto *waist* nel caso di configurazione (dS) e nel caso di

configurazione (sS). Le due curve rispettivamente con linea verde e rossa tratto-punto (Fig. 5.30) non sono coincidenti con le corrispettive curve del *waist* per i motivi esplicitati nel paragrafo 5.4.2.

Questi andamenti possono essere visti come il risultato della sovrapposizione degli effetti delle curve ottenute nei movimenti di *stoop* e *squat*, non è esattamente così perché nel movimento combinato di *semi-squat* la flessione della parte superiore dell'uomo prevede l'inclinazione soltanto del torso, mentre la pelvi rimane in posizione verticale. Relativamente alla coppia fisiologica è emerso che complessivamente l'azione esercitata dall'esoscheletro sull'uomo consente di dare supporto, configurandosi quindi come un contributo positivo.

Può essere interessante approfondire l'effetto della combinazione dei due movimenti di *stoop* e *squat*, studiando i risultati della simulazione in cui i due movimenti sono eseguiti non simultaneamente bensì in sequenza uno dopo l'altro. A tal fine sono state realizzate due simulazioni che implementano il movimento di *semi-squat* differenziando nel tempo i due movimenti di *stoop* e *squat*, l'una secondo la sequenza *stoop* → *squat* e l'altra secondo la sequenza *squat* → *stoop*.

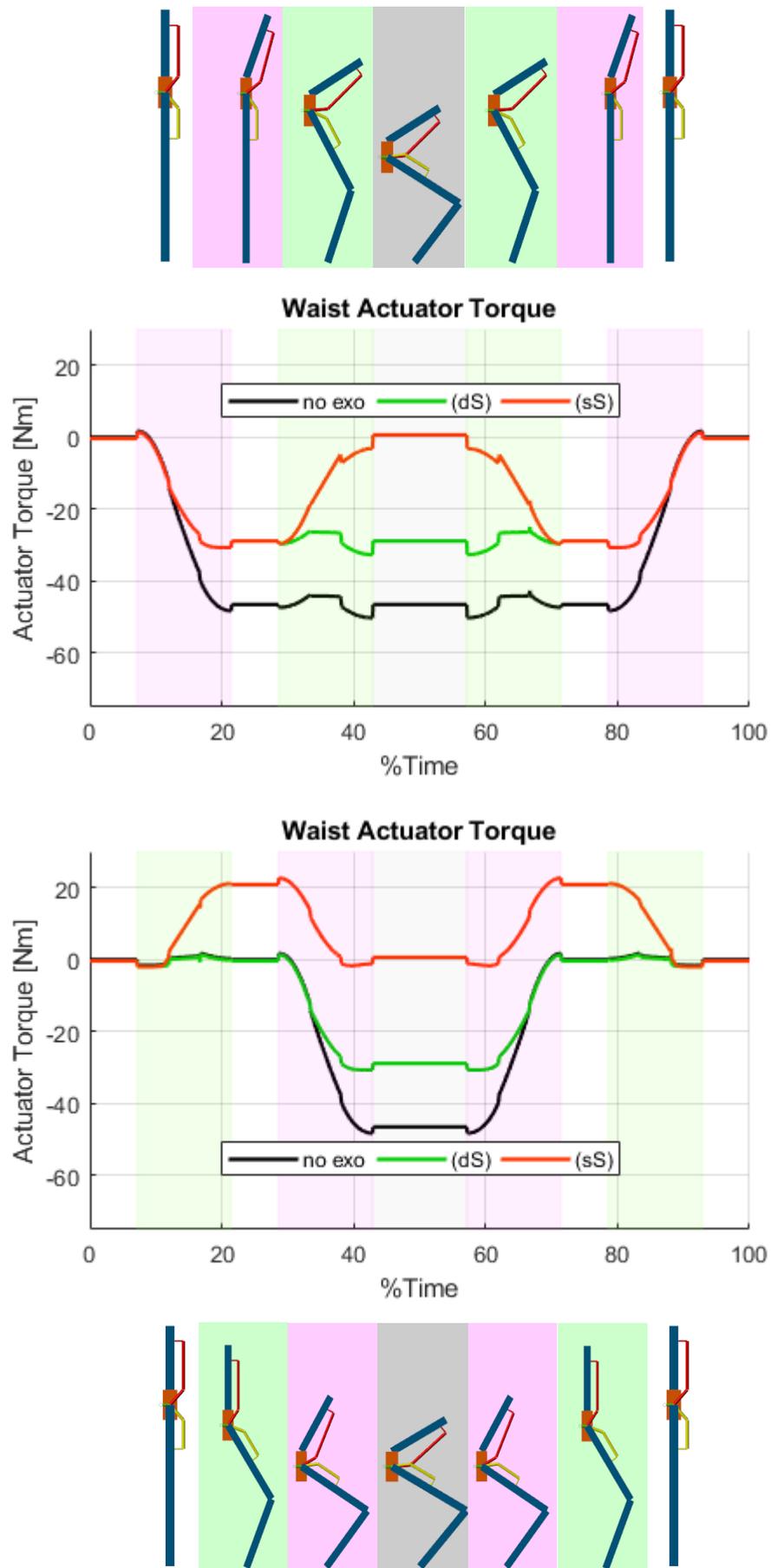


Fig. 5.31 – in alto coppia fisiologica nel waist nella sequenza stoop-squat; in basso coppia fisiologica nel waist nella sequenza squat-stoop

Nell'immagine in alto della Fig. 5.31 si nota che fino al 20% circa della durata della simulazione le curve riportano un andamento analogo a quello osservato per il movimento di *stoop* nella Fig. 5.8, in cui la coppia fisiologica ha segno negativo e tende ad aumentare in valore assoluto per equilibrare l'azione della forza peso. Nel caso in cui è presente l'esoscheletro la coppia fisiologica è caratterizzata da valori più bassi grazie all'intervento dell'esoscheletro che fornisce un contributo positivo. Non c'è differenza in questo tratto tra la condizione (linea verde) con configurazione (dS) e la condizione (linea rossa) con configurazione (sS) in quanto in entrambi i casi l'azione di supporto è attivata dalla rotazione nel giunto *waist*.

Nell'intervallo che va da circa il 30% a circa il 40% del tempo totale, le curve riprendono l'andamento osservato nella Fig. 5.20 per il movimento di *squat*. Nei casi senza esoscheletro e con configurazione (dS) del sistema elastico la coppia oscilla attorno al valore raggiunto nella fase di movimento precedente, infatti il piegamento delle gambe non comporta l'azione di forze o coppie aggiuntive nel *waist*. Anche se viene attivato l'elemento elastico inferiore del sistema nella configurazione (dS) per via della rotazione nel *hip*, comunque il disaccoppiamento del contributo trasmesso dall'esoscheletro fa sì che l'azione di supporto esercitata dal dispositivo non venga trasferita sul torso.

Nella curva relativa alla configurazione (sS) si nota invece l'effetto dell'intervento dell'esoscheletro anche nel giunto *waist*, essendo il sistema elastico unico e non disaccoppiato. Nonostante l'ulteriore diminuzione della coppia fisiologica possa far sembrare che la coppia equivalente trasmessa dal dispositivo abbia un effetto positivo, in realtà non è così perché interviene in un movimento che non va a sollecitare il corpo nel *waist*. Pertanto si evidenzia come il contributo dell'esoscheletro sia del tutto inadeguato e controproducente per questo tipo di movimento.

Nell'immagine in basso della Fig. 5.31 si nota che fino al 20% circa della durata della simulazione le curve riportano un andamento analogo a quello osservato per il movimento di *squat* nella Fig. 5.20. Nei casi senza esoscheletro e con configurazione (dS) del sistema elastico la coppia oscilla attorno al valore di equilibrio della posizione di partenza, poiché il torso rimane in posizione verticale e la forza peso non esercita nel giunto una coppia da equilibrare.

Nella condizione in cui è adoperata la configurazione (sS), il sistema elastico trasmette la coppia equivalente attivata dal piegamento delle gambe anche sul torso, per effetto della quale si ha un aumento della coppia fisiologica nel *waist*, ossia il contributo fornito dall'esoscheletro non è di supporto per l'uomo bensì costituisce un sovraccarico.

Nell'intervallo che va da circa il 30% a circa il 40% del tempo totale, le curve riprendono l'andamento osservato nella Fig. 5.8 per il movimento di *stoop*, dove l'azione dell'esoscheletro tende a far ridurre il valore della coppia fisiologica richiesto.

Osservando i due grafici della Fig. 5.32 e confrontandoli con quelli della Fig. 5.31 si può notare che al di là dei valori gli andamenti della coppia nelle due cernere sono analoghi. L'unica differenza si riscontra nella curva relativa alla configurazione (dS) (linea verde) sia nel grafico in alto sia nel grafico in basso, la quale riporta un andamento ribaltato rispetto a quello registrato nel *waist*. Nel movimento di tipo *stoop* per via del disaccoppiamento del sistema elastico l'azione esercitata dall'esoscheletro non viene trasmessa alla pelvi ed infatti, guardando il grafico in alto, in questo primo tratto (dall'inizio fino al 20% circa del tempo) la coppia segue i valori riportati nel caso senza esoscheletro (linea nera). Nel successivo movimento di tipo *squat* invece l'azione dell'esoscheletro si trasmette alla pelvi e si ottiene infatti l'effetto negativo descritto in precedenza. Allo stesso modo nel grafico in basso si ottiene che nel movimento iniziale di tipo *squat* la coppia fisiologica risente dell'azione esercitata dall'esoscheletro, mentre nel successivo movimento di tipo *stoop* la coppia fisiologica ha lo stesso andamento del caso senza esoscheletro, sebbene la curva risulti traslata perché parte da un valore differente.

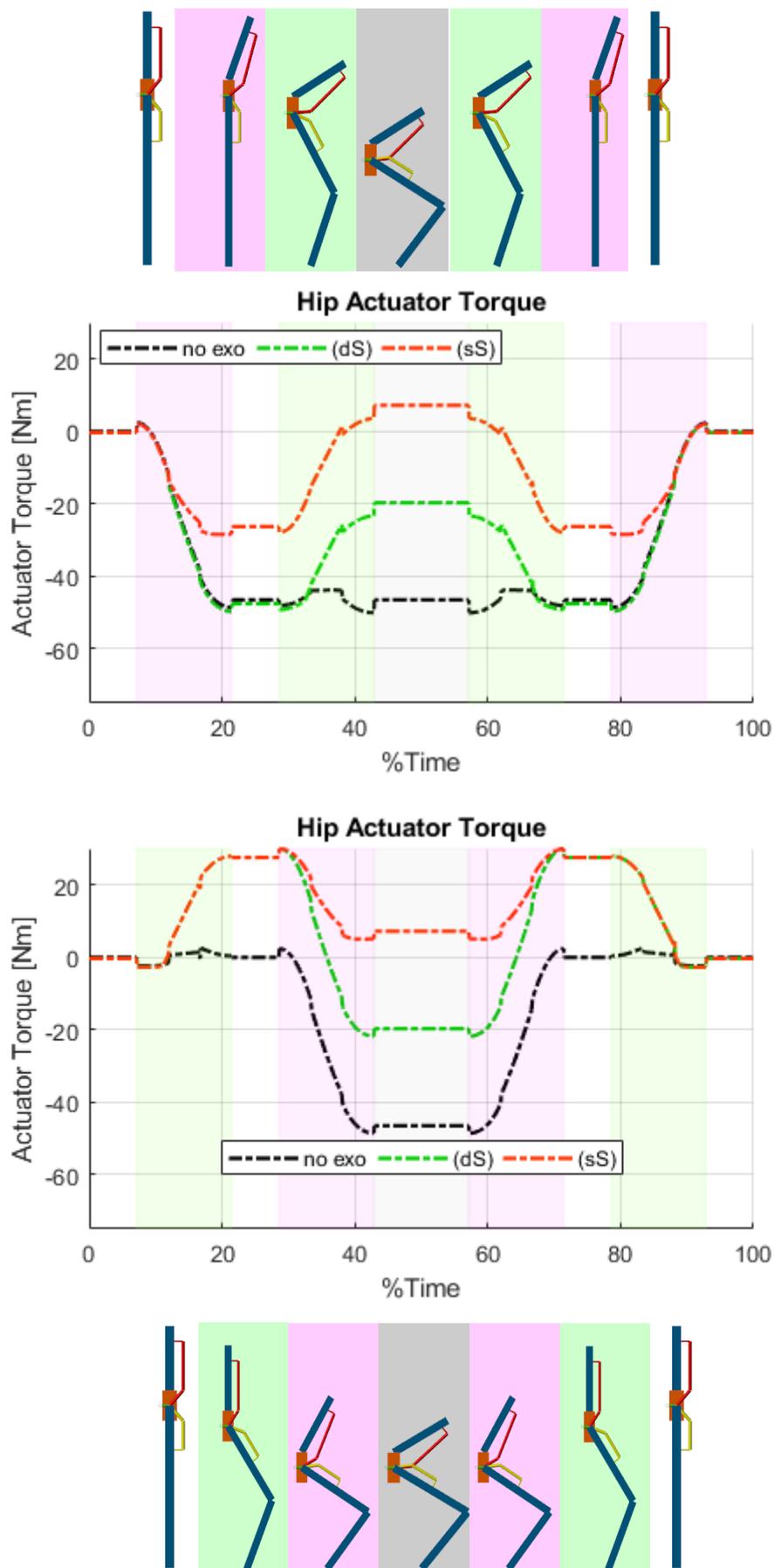


Fig. 5.32 – in alto coppia fisiologica nel hip nella sequenza stoop-squat; in basso coppia fisiologica nel hip nella sequenza squat-stoop

5.4.3.2 Reazioni vincolari nei giunti dell'uomo

In Fig. 5.9 è definito il verso positivo della componente di compressione e della componente di taglio nei due giunti dell'uomo.

È interessante esaminare anche le reazioni in termini di forze che si sviluppano nei giunti *waist* ed *hip* per effetto dei carichi esterni (forza peso e azione esoscheletro), che sollecitano l'uomo durante il movimento di *semi-squat*. Per ottenere un'indicazione più significativa dell'entità di queste forze e della loro influenza sul funzionamento biomeccanico normale dell'uomo, sono state prese in considerazione le componenti della reazione vincolare risultante: la componente di compressione, che costituisce la proiezione della forza risultante lungo l'asse longitudinale dell'elemento in esame, e la componente di taglio, che costituisce la proiezione della forza risultante lungo l'asse trasversale dell'elemento in esame.

5.4.3.2.1 Componente di compressione

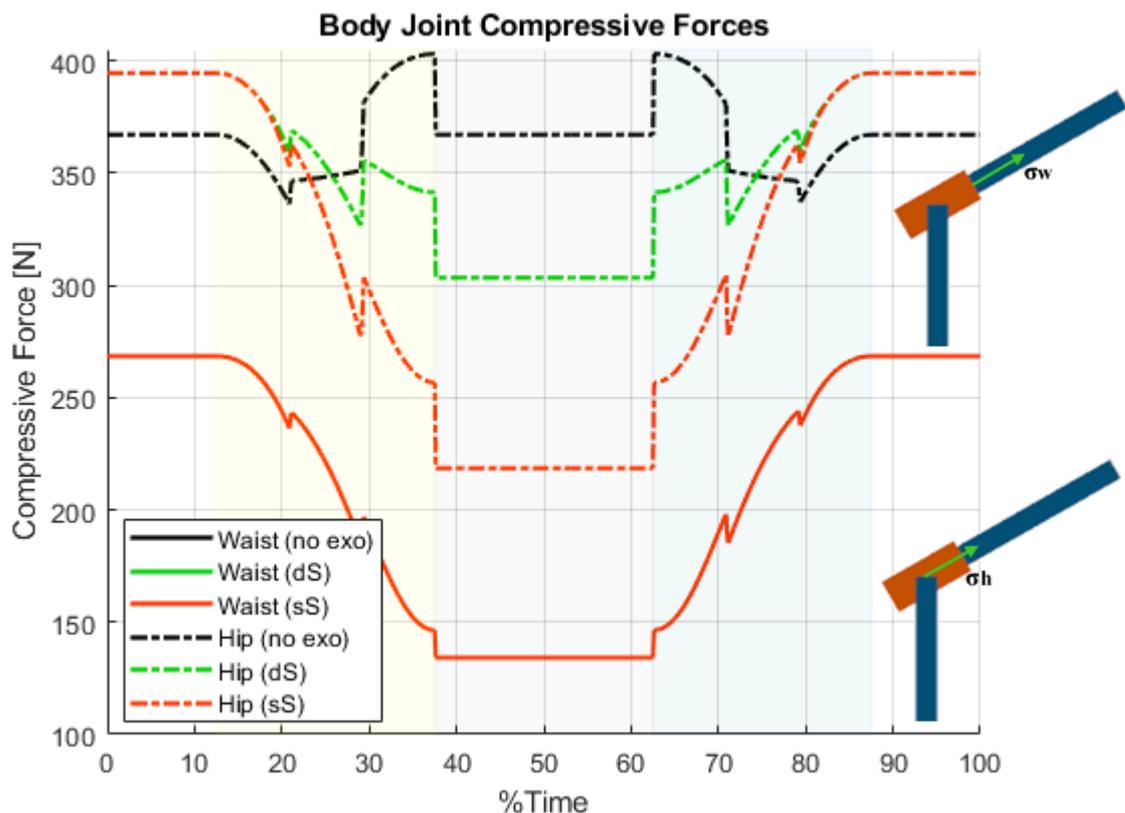


Fig. 5.33 - confronto componente di compressione agente nei giunti waist e hip

Prendendo in considerazione il giunto *waist* si osserva che le tre curve relative alla componente di compressione che si sviluppa nel giunto nei tre casi risultano sovrapposte, infatti è visibile soltanto quella relativa all'ultimo caso (linea rossa continua Fig. 5.33). Come già evidenziato nel paragrafo 5.2, la componente di compressione nel giunto *waist* è

indipendente dall'utilizzo dell'esoscheletro. Quando l'uomo si trova in posizione verticale all'inizio e alla fine della simulazione, la componente di compressione ha un valore di 268.5 N, uguale al valore della forza peso agente nel baricentro del torso. Durante la fase I in cui avviene la flessione del tronco, per effetto dell'inclinazione del torso la forza peso si ridistribuisce nelle sue componenti agenti in direzione longitudinale e trasversale in modo tale da determinare la riduzione della componente di compressione e l'aumento viceversa della componente di taglio. Nella fase di salita si registra un andamento contrario.

Esaminando i risultati relativi al giunto *hip* si nota che in assenza del dispositivo la componente di compressione tende a mantenere il valore iniziale di 367 N pari alla somma della forza peso agente sul torso e sulla pelvi, infatti durante il movimento la pelvi si mantiene in posizione eretta; le oscillazioni attorno a questo valore di equilibrio sono legate alle azioni inerziali (linea nera tratto-punto Fig. 5.33).

Nella condizione in cui è presente l'esoscheletro le curve relative alla configurazione (dS) ed alla configurazione (sS) riportano un andamento analogo ma con valori differenti (rispettivamente linea verde e rossa tratto-punto Fig. 5.33). La reazione vincolare parte da un valore maggiore rispetto al caso senza esoscheletro, poiché si aggiunge il peso del dispositivo che si scarica proprio nel giunto *hip*; l'azione esercitata dall'esoscheletro con l'attivazione del sistema elastico sollecita il corpo a livello delle anche in modo tale da ridurre la componente di compressione. La differenza nel risultato tra le due configurazioni è legata al fatto che il valore del contributo fornito dall'esoscheletro a livello del giunto *hip* nella configurazione (sS) deriva dalla rotazione sia dell'elemento superiore sia dell'elemento inferiore rispetto alla cintura pelvica, mentre nella configurazione (dS) il valore del contributo deriva soltanto dalla rotazione tra l'elemento inferiore e la cintura pelvica, assumendo quindi un valore più piccolo.

Anche per la componente di taglio si riportano i risultati relativi alle simulazioni che implementano il movimento di *semi-squat* differenziando nel tempo i due movimenti di *stoop* e *squat*, l'una secondo la sequenza *stoop* → *squat* e l'altra secondo la sequenza *squat* → *stoop*. Quello che si desidera evidenziare è l'effetto dell'azione esercitata dall'esoscheletro che in generale per un movimento di *stoop* è positivo mentre per un movimento di *squat* è negativo. Si riportano soltanto i risultati relativi al *hip* in quanto la componente di compressione nel *waist* è indipendente dalla presenza dell'esoscheletro.

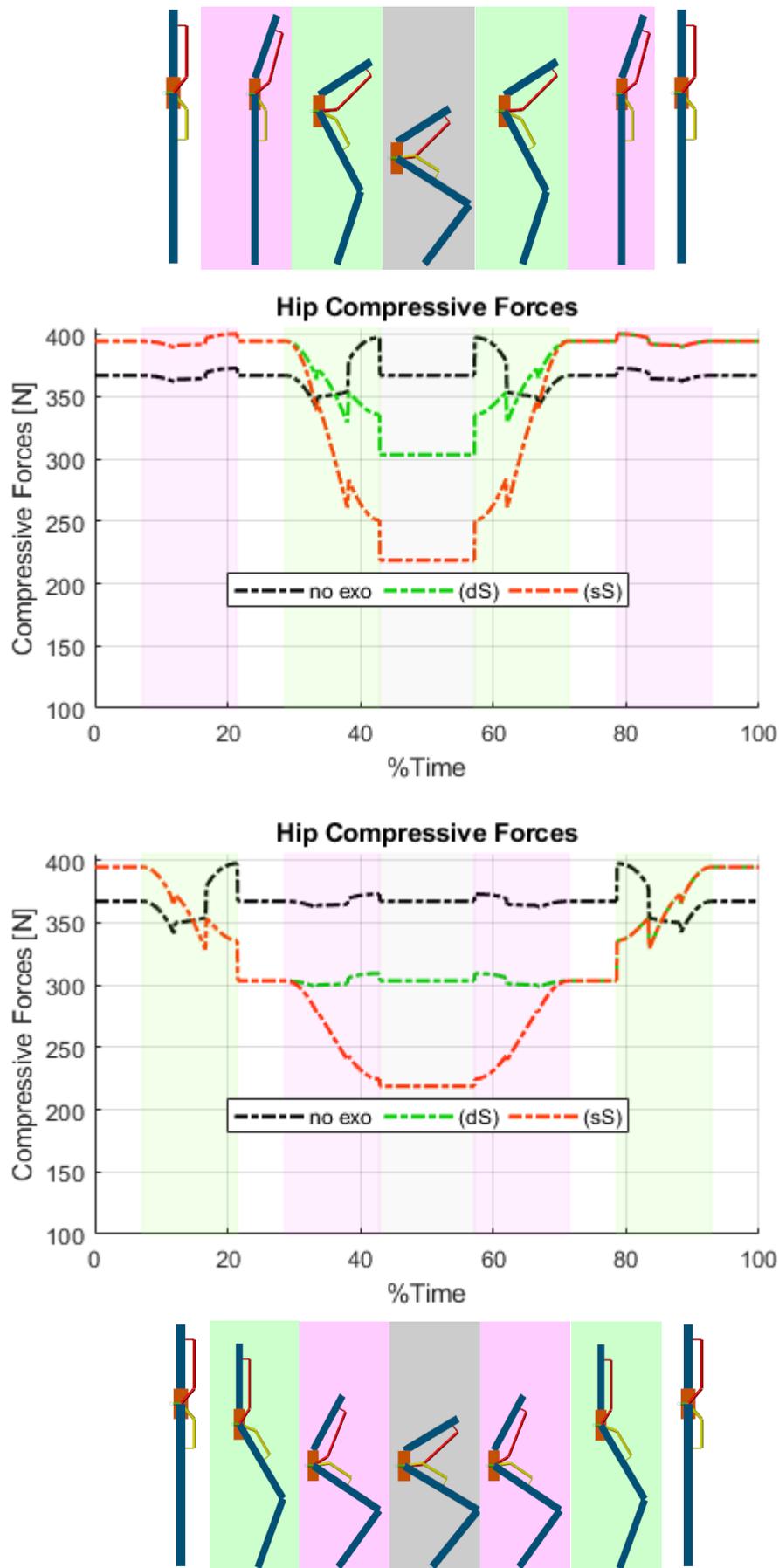


Fig. 5.34 – in alto componente di compressione nel hip nella sequenza stoop-squat; in basso componente di compressione nel hip nella sequenza squat-stoop

Nel grafico in alto della Fig. 5.34 si osserva che, fino al 20% circa della durata della simulazione, la componente di compressione tende a mantenere un valore costante che nel caso senza esoscheletro è pari alla forza peso agente sul torso, mentre nel caso con esoscheletro è pari al peso del torso più il peso del dispositivo, la pelvi infatti in questa fase si mantiene in posizione eretta. Nella fase successiva, che va da circa il 30% a circa il 40% del tempo totale, in cui viene eseguito un movimento di tipo *squat* si nota che nei due casi con esoscheletro l'azione del dispositivo comporta una riduzione della forza di compressione, maggiore nella condizione con configurazione (sS).

Nel grafico in basso della Fig. 5.34 si osserva che, nella prima fase in cui è eseguito un movimento di tipo *squat*, l'azione dell'esoscheletro comporta una riduzione della componente di compressione, uguale nelle condizioni con configurazione (dS) e configurazione (sS). Nella fase successiva in cui è eseguito un movimento di tipo *stoop*, l'azione trasmessa dall'esoscheletro influisce sulla componente di compressione soltanto nella condizione con configurazione (sS), in quanto il sistema elastico è unico e quindi agisce anche nel giunto *hip*, riducendo il valore della forza.

5.4.3.2.2 Componente di taglio

Osserviamo le curve con tratto continuo che si riferiscono all'andamento della componente di taglio nel giunto *waist* nei tre casi di confronto. Nel caso in cui l'esoscheletro non è presente (linea nera continua Fig. 5.35), la forza parte da un valore nullo, non essendoci forze esterne che sollecitano l'uomo in direzione trasversale rispetto al torso nella posizione di partenza; nella fase I tende ad aumentare fino al valore corrispondente alla massima flessione del tronco di 232.5 N, che mantiene nella fase di flessione statica; infine diminuisce nella fase di estensione, riportandosi al valore nullo iniziale. L'andamento è speculare rispetto a quello della componente di compressione, in accordo con la ridistribuzione della forza peso lungo gli assi longitudinale e trasversale del torso.

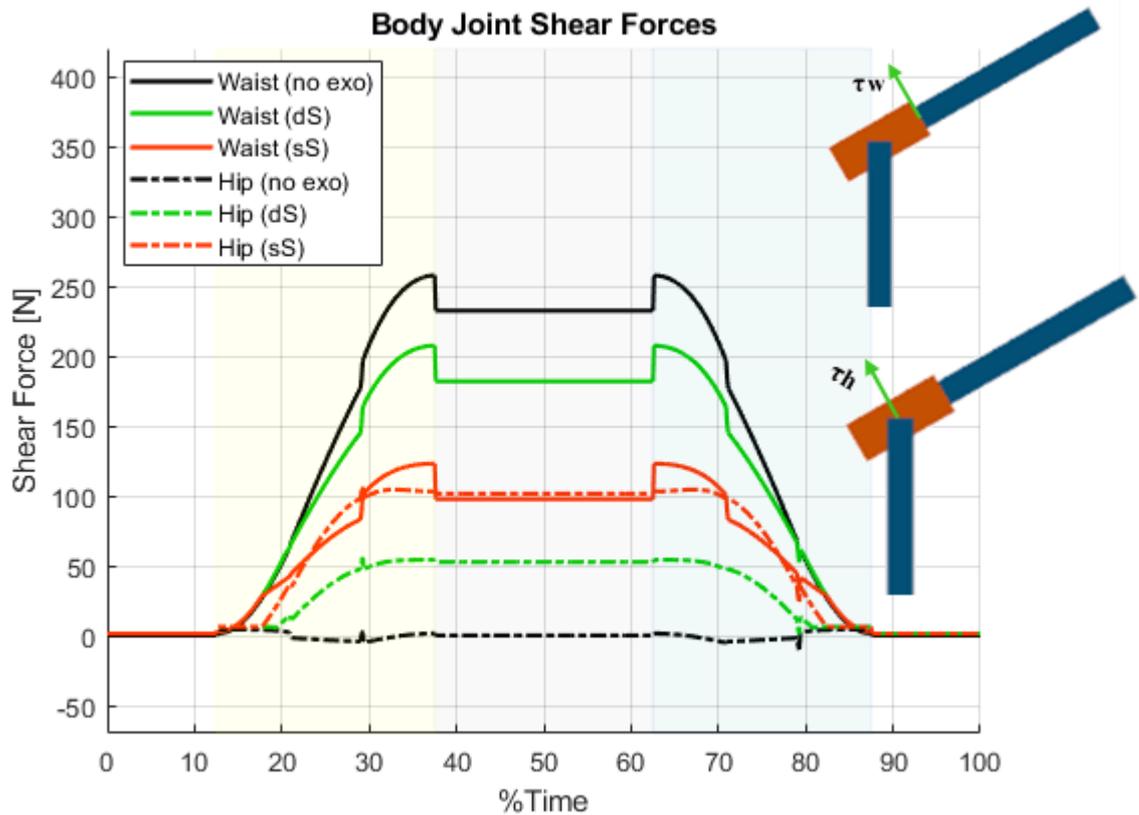


Fig. 5.35 - confronto componente di taglio agente nei giunti waist e hip

Nel caso in cui è presente l'esoscheletro ed è adoperata la configurazione (dS) la componente di taglio presenta un andamento analogo rispetto a quello del caso senza esoscheletro ma il valore raggiunto in corrispondenza della massima flessione è minore (linea verde continua Fig. 5.35). Questo risultato è indice del fatto che l'esoscheletro esercita un'azione di supporto sul torso in grado di ridurre la forza di taglio; in questa configurazione il contributo dell'esoscheletro è attivato e trasmesso dall'elemento superiore per mezzo della rotazione nel giunto *waist*.

Adottando il sistema della configurazione (sS) l'azione di supporto dell'esoscheletro assume un valore superiore rispetto al caso della configurazione (dS) ed infatti osservando la linea rossa continua in Fig. 5.35 si nota che la componente di taglio si porta a valori ancora più piccoli. La differenza è legata al fatto che in questo caso il contributo fornito dall'esoscheletro deriva sia dalla rotazione nel *waist* sia dalla rotazione nel *hip* e quindi presenta un valore più grande.

Passando ai risultati nel giunto *hip* si osserva che in assenza di esoscheletro la componente di taglio oscilla attorno al valore di equilibrio iniziale di 0 N (linea nera tratto-punto Fig. 5.35), in quanto la pelvi si mantiene in posizione eretta e quindi non ci sono variazioni di carico nel giunto, se non per effetto delle azioni inerziali.

Nei casi in cui è presente l'esoscheletro in entrambi le configurazioni si ha l'attivazione del contributo da parte dell'esoscheletro, ma l'effetto sulla componente di taglio è opposto rispetto a quello osservato nel giunto *waist*; come già esaminato anche nel movimento di *stoop*, l'azione dell'esoscheletro si trasmette nel giunto *hip* in modo da determinare un aumento della forza di taglio. La differenza tra la curva relativa alla configurazione (dS) e la curva relativa alla configurazione (sS) (linee verde e rossa tratto-punto Fig. 5.35) dipende dal diverso valore di forza trasmesso dal dispositivo al giunto, nel secondo caso è maggiore rispetto al primo per lo stesso motivo indicato per i risultati nel *waist*.

Se si analizza la risultante della reazione vincolare agente nel giunto *hip* (Fig. 5.36), si può constatare che i due effetti contrapposti del contributo dell'esoscheletro sulle componenti di compressione e di taglio comportano complessivamente una riduzione della forza rispetto alla situazione in cui non è attiva l'azione di sostegno (all'inizio e alla fine del periodo di simulazione), maggiore nel caso della configurazione (sS) per il motivo già spiegato precedentemente.

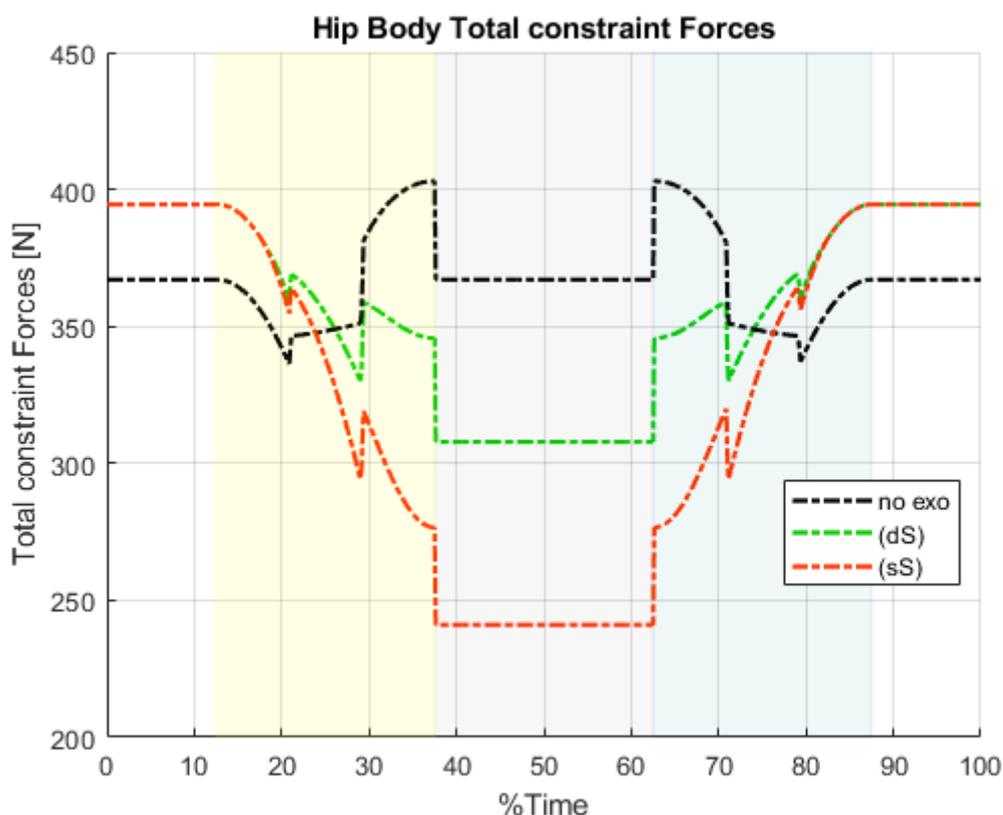


Fig. 5.36 - confronto reazione vincolare risultante agente nel giunto hip

Anche per la componente di taglio si riportano i risultati relativi alle simulazioni che implementano il movimento di *semi-squat* differenziando nel tempo i due movimenti di

stoop e *squat*, l'una secondo la sequenza *stoop* → *squat* e l'altra secondo la sequenza *squat* → *stoop*. Quello che si desidera evidenziare è l'effetto dell'azione esercitata dall'esoscheletro che in generale per un movimento di *stoop* è positivo mentre per un movimento di *squat* è negativo.

Nell'immagine in alto della Fig. 5.37, relative alla componente di taglio nel giunto *waist*, si nota che fino al 20% circa della durata della simulazione le curve riportano un andamento analogo a quello osservato per il movimento di *stoop* nella Fig. 5.11, in cui la componente di taglio tende ad aumentare fino al valore corrispondente alla massima flessione del torso per equilibrare l'azione crescente della forza peso in questa direzione. Nel caso in cui è presente l'esoscheletro però la forza è caratterizzata da valori più bassi grazie all'intervento dell'esoscheletro che fornisce un contributo positivo. Non c'è differenza in questo tratto tra la condizione con configurazione (dS) (linea verde) e la condizione con configurazione (sS) (linea rossa) in quanto in entrambi i casi l'azione di supporto è attivata dalla rotazione nel giunto *waist*.

Nell'intervallo che va da circa il 30% a circa il 40% del tempo totale, le curve riprendono l'andamento osservato nella Fig. 5.22 per il movimento *squat*, per cui in assenza dell'esoscheletro e nel caso di configurazione (dS) del sistema elastico la forza tende a mantenere il valore raggiunto alla fine della fase di movimento precedente, in quanto il contributo dell'esoscheletro non viene trasmesso sul torso per l'assenza stessa del dispositivo oppure perché non viene attivato nella parte superiore.

Nella curva relativa alla configurazione (sS) (linea rossa) si nota invece l'effetto dell'intervento dell'esoscheletro anche nel giunto *waist*, essendo il sistema elastico unico e non disaccoppiato.

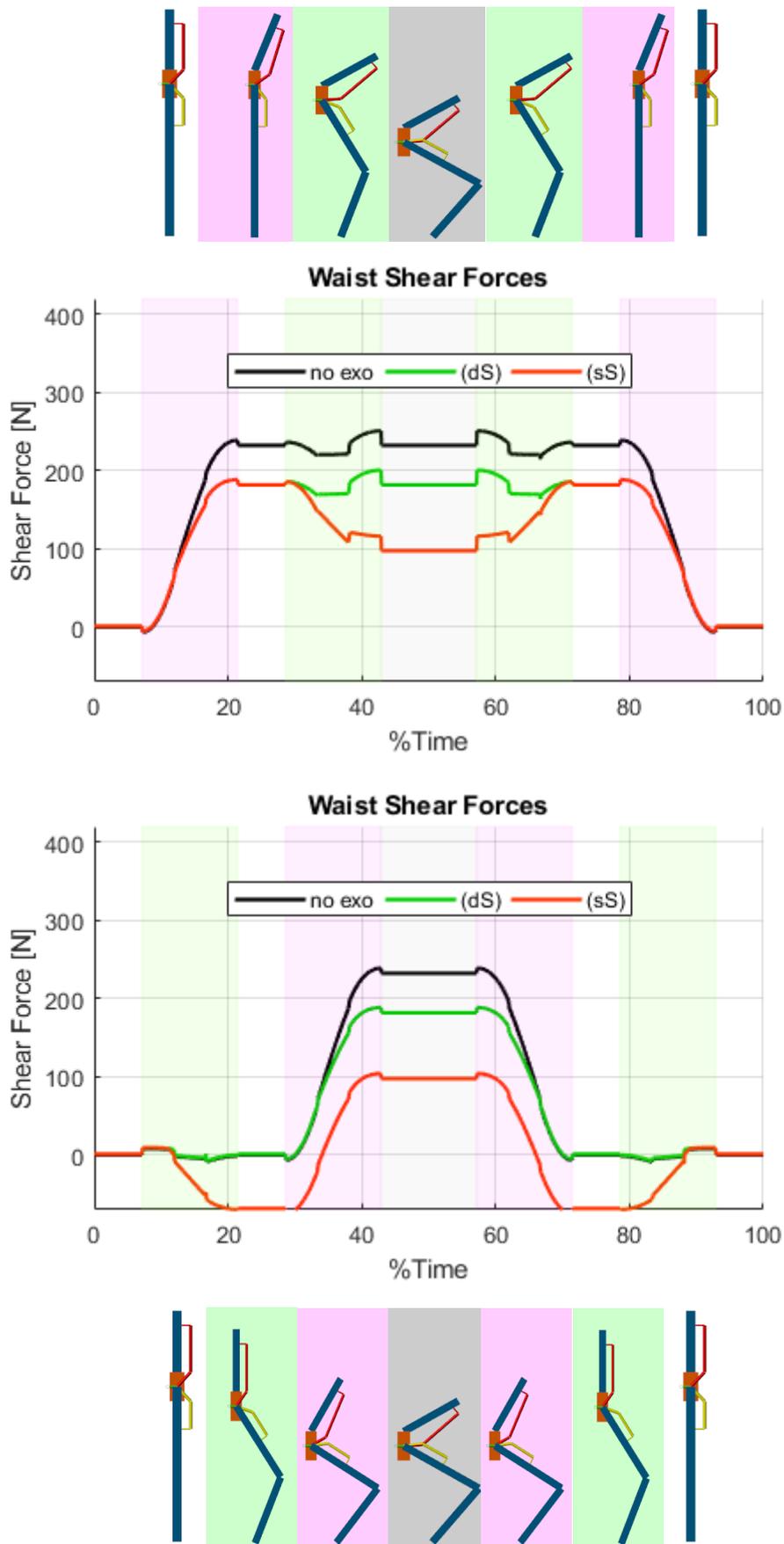


Fig. 5.37 – in alto componente di taglio nel waist nella sequenza stoop-squat; in basso componente di taglio nel waist nella sequenza squat-stoop

Nell'immagine in basso della Fig. 5.37 si nota che fino al 20% circa della durata della simulazione le curve riportano un andamento analogo a quello osservato per il movimento di *squat* nella Fig. 5.22. Nei casi senza esoscheletro e con configurazione (dS) del sistema elastico la componente di taglio oscilla attorno al valore di equilibrio della posizione di partenza, poiché il torso rimane in posizione verticale e la forza peso non ha componente lungo la direzione trasversale.

Nella condizione in cui è adoperata la configurazione (sS), il sistema elastico trasmette la coppia equivalente attivata dal piegamento delle cosce anche sul tronco, la quale si traduce in una forza che sollecita il torso in direzione perpendicolare ad esso, ossia tende a spingere il torso indietro. Il risultato è la nascita di una componente di taglio via via crescente in valore assoluto, che è richiesta proprio per equilibrare l'azione esercitata dal dispositivo. Si evidenzia in questo modo l'effetto negativo del contributo fornito dall'esoscheletro per un movimento di tipo *squat*.

Nell'intervallo che va da circa il 30% a circa il 40% del tempo totale, le curve riprendono l'andamento osservato nella Fig. 5.11 per il movimento di *stoop*, dove in generale la componente di taglio tende ad aumentare per equilibrare l'azione crescente della forza peso nella direzione trasversale, ma osservando le curve in verde ed in rosso si nota l'effetto positivo in questo caso del contributo fornito dall'esoscheletro, il quale tende a far ridurre il valore della forza di taglio.

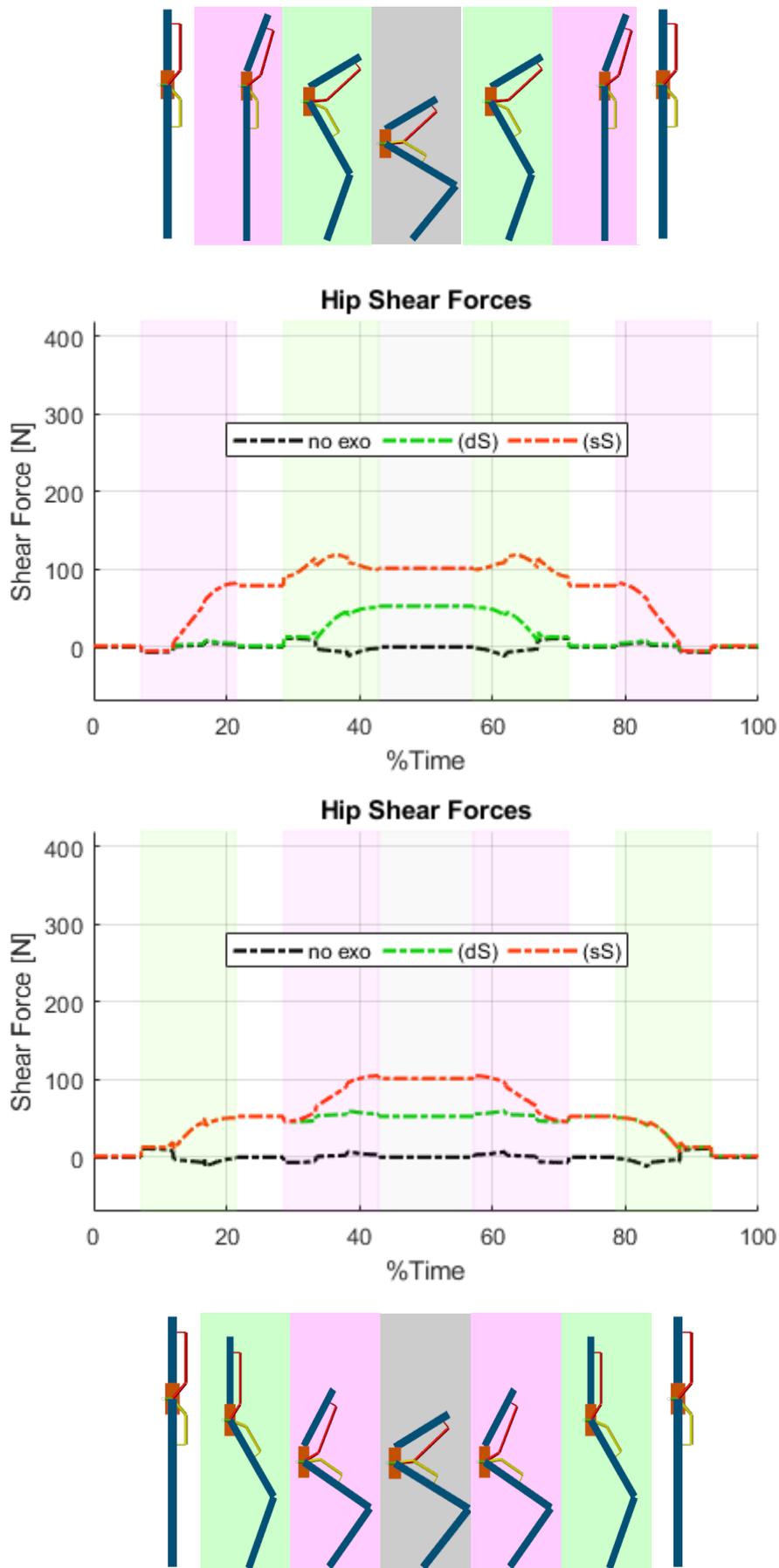


Fig. 5.38 – in alto componente di taglio nel hip nella sequenza stoop-squat; in basso componente di taglio nel hip nella sequenza squat-stoop

Nel grafico in alto della Fig. 5.38, relativo alla componente di taglio nel giunto *waist*, si osserva che, fino al 20% circa della durata della simulazione, la componente di taglio tende a mantenere un valore costante tranne nella condizione con configurazione (sS), in cui la componente risente dell'azione dell'esoscheletro e tende ad aumentare. Nella fase successiva, che va da circa il 30% a circa il 40% del tempo totale, in cui viene eseguito un movimento di tipo *squat* si nota che nei due casi con esoscheletro l'azione del dispositivo comporta un incremento della forza di taglio.

Nel grafico in basso della Fig. 5.38 si osserva che, nella prima fase in cui è eseguito un movimento di tipo *squat*, l'azione dell'esoscheletro comporta un incremento della componente di taglio, uguale nelle condizioni con configurazione (dS) e configurazione (sS). Nella fase successiva in cui è eseguito un movimento di tipo *stoop*, l'azione trasmessa dall'esoscheletro influisce sulla componente di taglio soltanto nella condizione con configurazione (sS), in quanto il sistema elastico è unico e quindi agisce anche nel giunto *hip*, aumentando il valore della forza.

Complessivamente nel caso della componente di taglio nel giunto *hip* si riscontra sempre un effetto negativo del contributo fornito dall'esoscheletro, in quanto determina un aumento della forza.

5.4.3.3 Reazioni vincolari nei giunti d'interfaccia

L'interazione tra uomo ed esoscheletro è resa possibile per mezzo dei giunti d'interfaccia, i quali trasferiscono sull'uomo l'azione di supporto sviluppata dal dispositivo mediante l'attivazione del sistema elastico. La coppia equivalente infatti si trasmette nei giunti *waist* ed *hip* ed agisce in modo tale da ridurre la coppia fisiologica richiesta per equilibrare la forza peso e sostenere il corpo stesso. D'altra parte però l'azione della coppia equivalente fa sì che siano trasmesse delle forze sull'uomo in corrispondenza dei punti d'interfaccia, le quali esercitano una sollecitazione rilevante e non confortevole sul petto e sulle cosce per questo risultano di grande interesse al pari delle azioni valutate in precedenza.

Per l'orientazione ed il verso positivo delle forze fare riferimento alla Fig. 5.13.

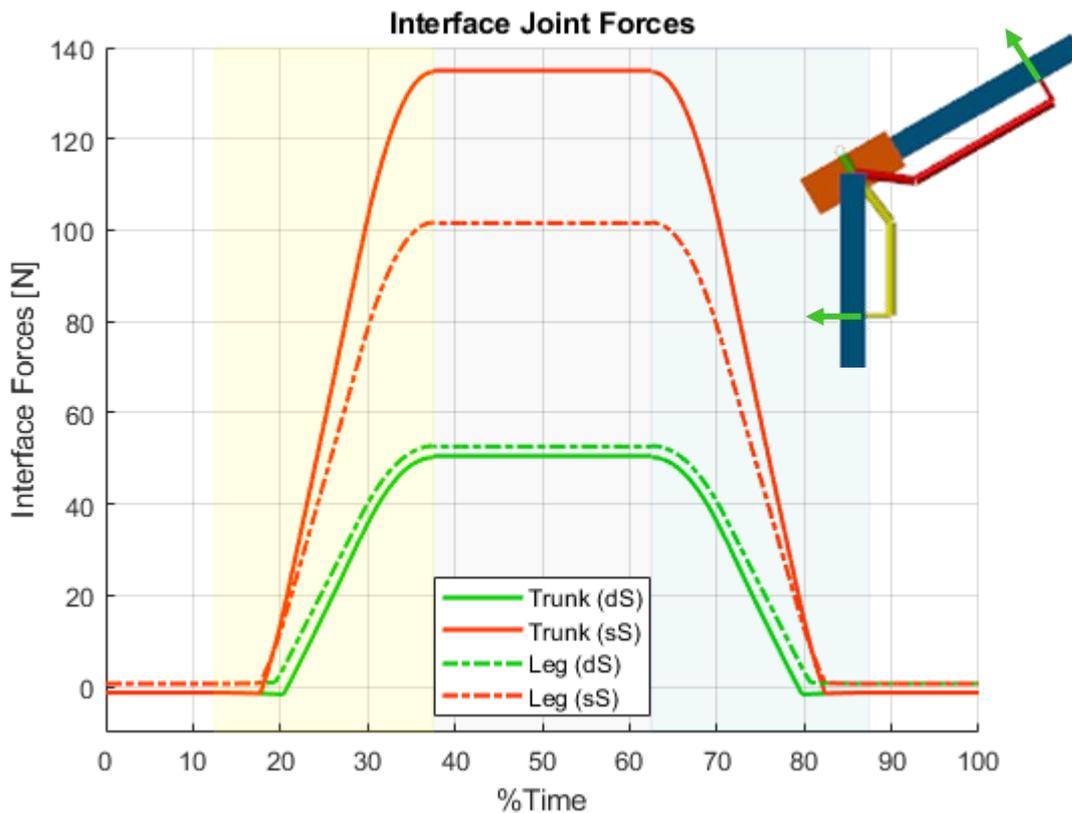


Fig. 5.39 - confronto forze agenti nei giunti d'interfaccia

Le curve con linea continua si riferiscono ai risultati relativi al giunto d'interfaccia superiore a contatto con il tronco.

Nel caso di esoscheletro nella configurazione (dS) (linea verde continua Fig. 5.39), la forza esercitata dal dispositivo presenta un valore piccolo e negativo nelle posizioni di riposo iniziale e finale, in quanto tende a tirare il torso in avanti per effetto del momento della forza peso agente sull'elemento superiore. In questo caso si attiva il sistema di supporto dato dalla parte superiore del dispositivo e viene trasmessa una forza via via crescente, che segue l'andamento della coppia equivalente.

Nella condizione in cui è utilizzata la configurazione (sS) (linea rossa continua Fig. 5.39) la forza ha una pendenza maggiore rispetto al caso precedente perché il contributo dell'esoscheletro ha un valore più alto derivante sia dalla rotazione nel *waist* sia dalla rotazione nel *hip*.

Per quanto riguarda la forza nei giunti d'interfaccia inferiori, indicata dalle curve con linea tratto-punto, essa presenta lo stesso valore nei due giunti e nel grafico è riportato il valore della forza nel singolo giunto. Le due curve relative alla configurazione (dS) ed alla configurazione (sS) (linee verde e rossa tratto-punto Fig. 5.39) partono entrambe da un valore piccolo e positivo, per effetto della forza peso dell'elemento inferiore che tende a far ruotare l'elemento stesso e quindi a spingere le gambe indietro, ma poi nella fase I

quando interviene l'azione esercitata dall'esoscheletro sull'uomo crescono con pendenze diverse, analogamente a quanto succede per le forze agenti sul tronco.

5.4.4 Considerazioni

Nella Tabella XII si riportano i valori degli output della simulazione, registrati in corrispondenza della flessione massima in condizione statica e nei seguenti casi: senza esoscheletro, è presente l'esoscheletro ed è adoperata la configurazione (dS), è presente l'esoscheletro ed è adoperata la configurazione (sS).

Nelle Fig. 5.40, Fig. 5.41 e Fig. 5.42 è presente la rappresentazione dei risultati raccolti nella Tabella XII sotto forma di istogrammi. In particolare, i valori delle azioni che si sviluppano nei giunti nella condizione senza esoscheletro sono riportati come valore di riferimento, mentre i dati, relativi alla condizione in cui è presente l'esoscheletro con le due diverse configurazioni (dS) e (sS), sono riportati sotto forma della differenza del valore riportato in corrispondenza della flessione massima rispetto al valore di riferimento. Con questa rappresentazione si ottiene un'informazione in termini di incremento o decremento dell'azione di riferimento, dovuta all'intervento dell'esoscheletro nei due casi con configurazione (dS) e configurazione (sS).

Nei diagrammi in Fig. 5.40 e Fig. 5.41, riferiti rispettivamente al giunto *waist* e al giunto *hip*, sono presenti tre gruppi di istogrammi: il primo riporta la variazione della coppia fisiologica, il secondo la variazione della componente di compressione ed il terzo la variazione della componente di taglio. Nel diagramma in Fig. 5.42 sono presenti due gruppi di istogrammi: il primo riporta la variazione della forza d'interfaccia superiore ed il secondo la variazione della forza d'interfaccia inferiore. Naturalmente in questo caso il valore di riferimento è nullo, perché non essendo presente l'esoscheletro, non agisce nessuna forza nei punti di interfaccia.

	WAIST			HIP			Giunto interfaccia superiore	Giunto interfaccia inferiore
	T_w [Nm]	F_{c_w} [N]	F_{s_w} [N]	T_H [Nm]	F_{c_H} [N]	F_{s_H} [N]	F_{I_T} [N]	F_{I_L} [N]
Senza esoscheletro	46.5	134.2	232.5	46.5	367	0	0	0
	ΔT_w [Nm]	ΔF_{c_w} [N]	ΔF_{s_w} [N]	ΔT_H [Nm]	ΔF_{c_H} [N]	ΔF_{s_H} [N]	ΔF_{I_T} [N]	ΔF_{I_L} [N]
Con esoscheletro configurazione (dS)	-17.7	0	-50.6	-26.8	-63.7	52.6	50.6	52.6
Con esoscheletro configurazione (sS)	-45.9	0	-135	-39.3	-148.4	101.5	135	101.5

Tabella XII - raccolta dati risultati simulazione semi-squat in corrispondenza della flessione massima

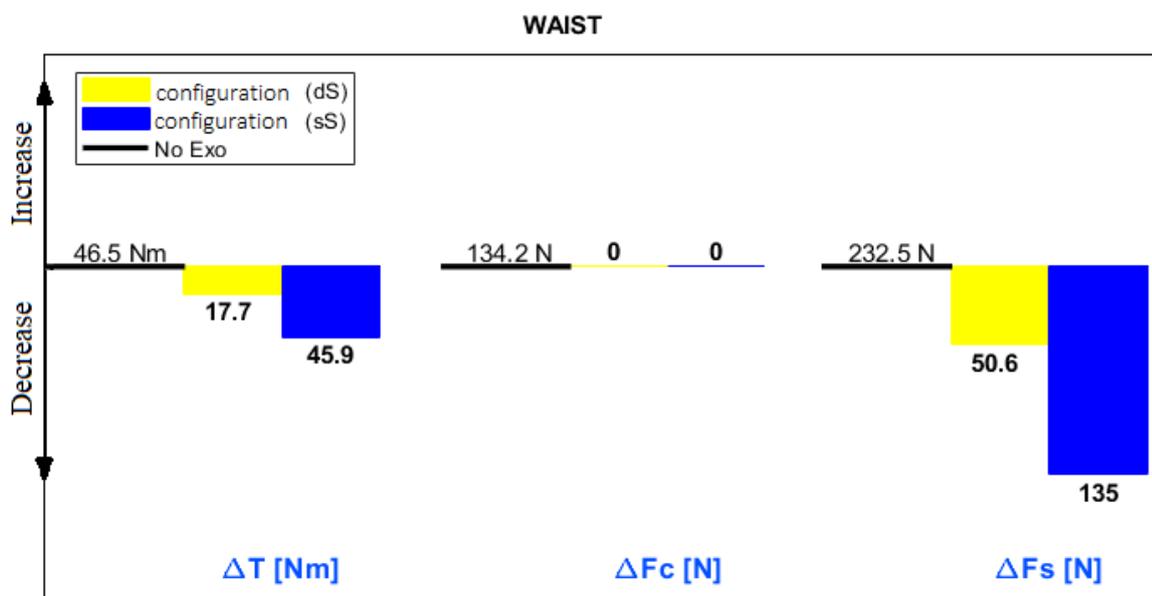


Fig. 5.40 - confronto tra configurazione (dS) e configurazione (sS) della differenza della coppia fisiologica, della componente di compressione e della componente di taglio rispetto al valore di riferimento senza esoscheletro nel giunto waist

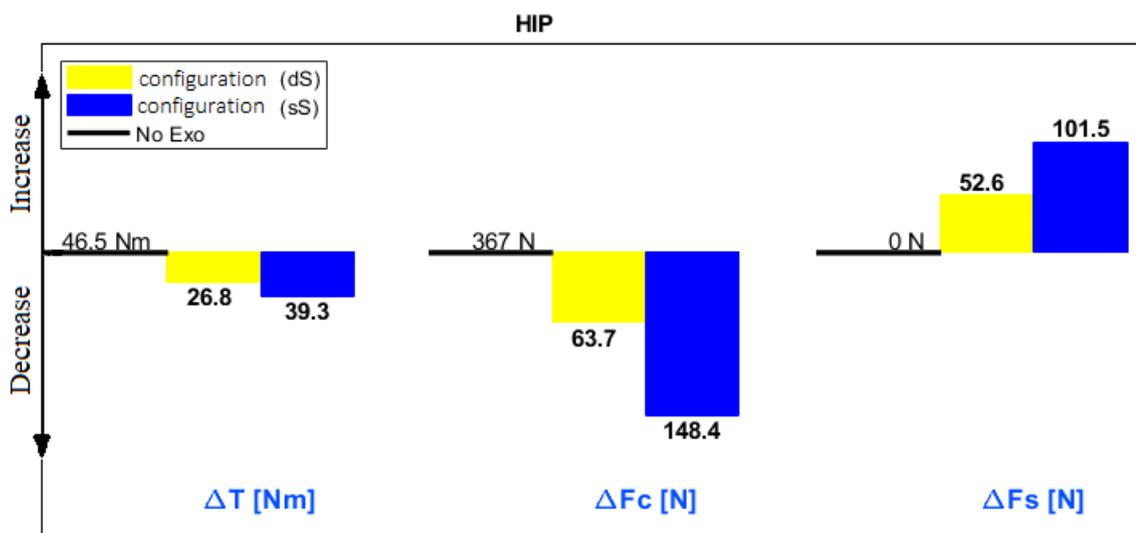


Fig. 5.41 - confronto tra configurazione (dS) e configurazione (sS) della differenza della coppia fisiologica, della componente di compressione e della componente di taglio rispetto al valore di riferimento senza esoscheletro nel giunto hip

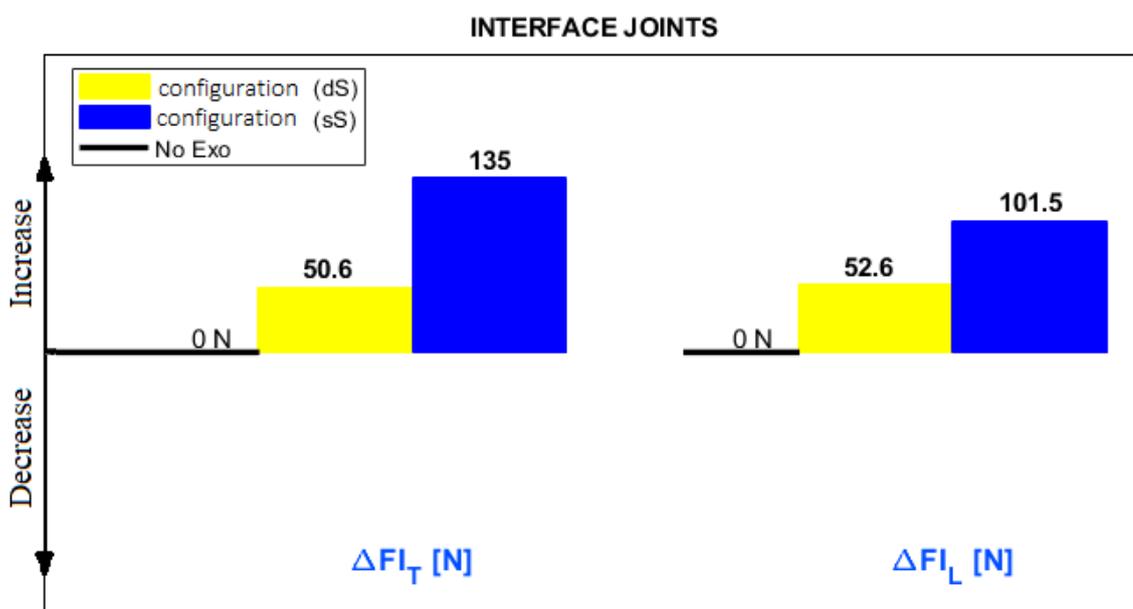


Fig. 5.42 - confronto tra configurazione (dS) e configurazione (sS) della differenza della forza d'interfaccia rispetto al valore di riferimento senza esoscheletro nei giunti d'interfaccia

Dall'analisi dei risultati è emerso che l'esoscheletro interagisce con l'uomo in modo da fornire supporto mediante l'adozione sia della configurazione (dS) sia della configurazione (sS) del sistema di supporto. L'effetto positivo del contributo trasmesso dal dispositivo è evidente soprattutto nei risultati relativi alla coppia fisiologica, in cui si ottiene una riduzione considerevole della coppia sia nel giunto *waist* sia nel giunto *hip*. La caratteristica del sistema di supporto però è tale per cui la coppia equivalente esercitata

dall'esoscheletro rischia di assumere un valore troppo elevato in prossimità di angoli di rotazione grandi, soprattutto nel caso in cui viene adoperata la configurazione (sS).

Per tale motivo sarebbe più opportuno modificare la funzione della coppia equivalente in modo da saturarne l'andamento ad un valore costante in corrispondenza di un determinato angolo di rotazione. A tal proposito è stata rieseguita la simulazione relativa al movimento di tipo *semi-squat*, apportando alla funzione della coppia equivalente la modifica suddetta e scegliendo come valore di rotazione limite un angolo di 90° (Fig. 5.43).

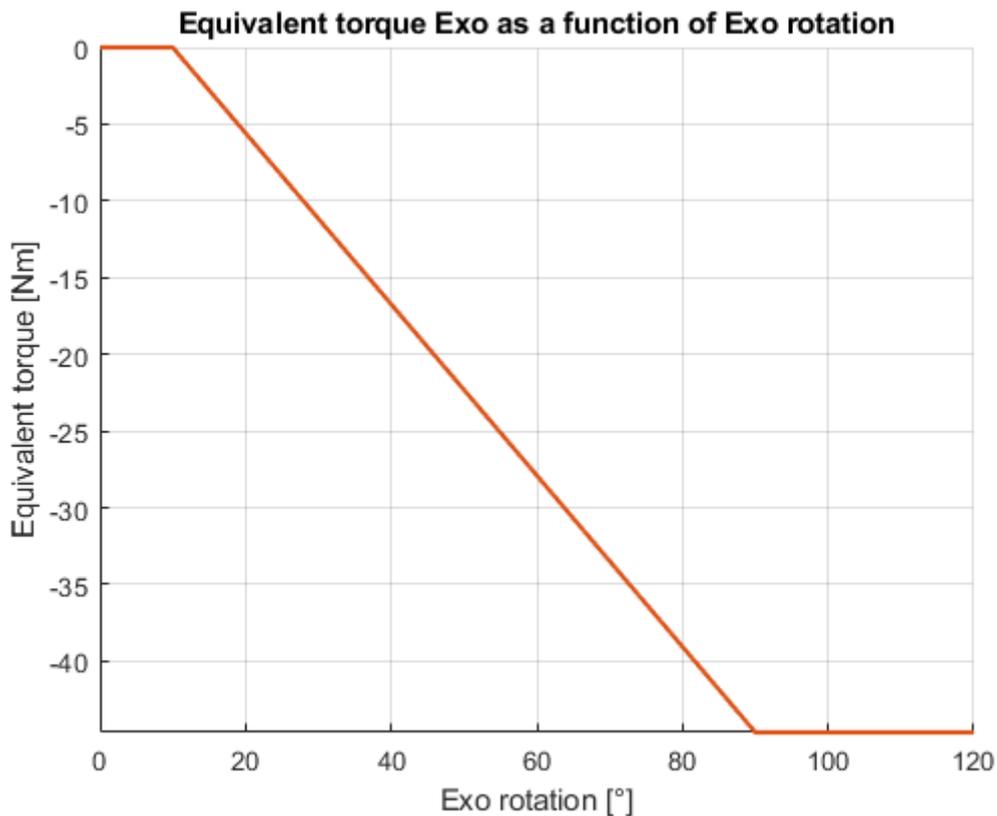


Fig. 5.43 - andamento coppia equivalente in funzione dell'angolo con saturazione

Di seguito si riportano i risultati della simulazione.

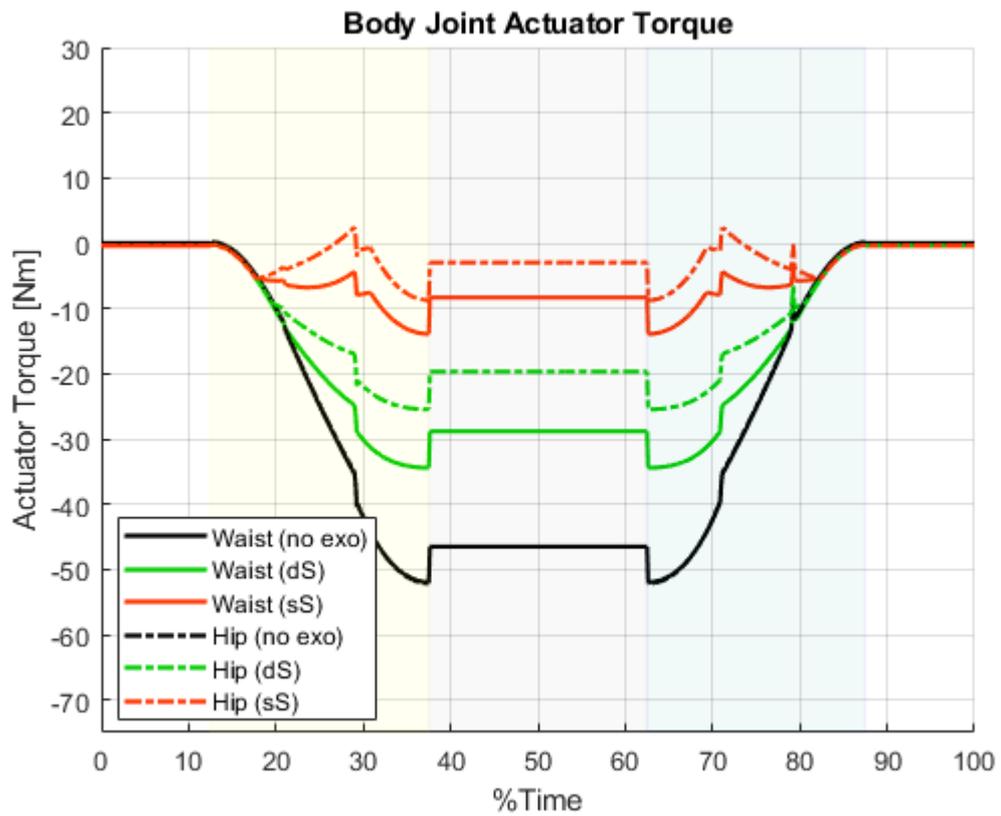


Fig. 5.44 - confronto coppia fisiologica agente nei giunti waist e hip

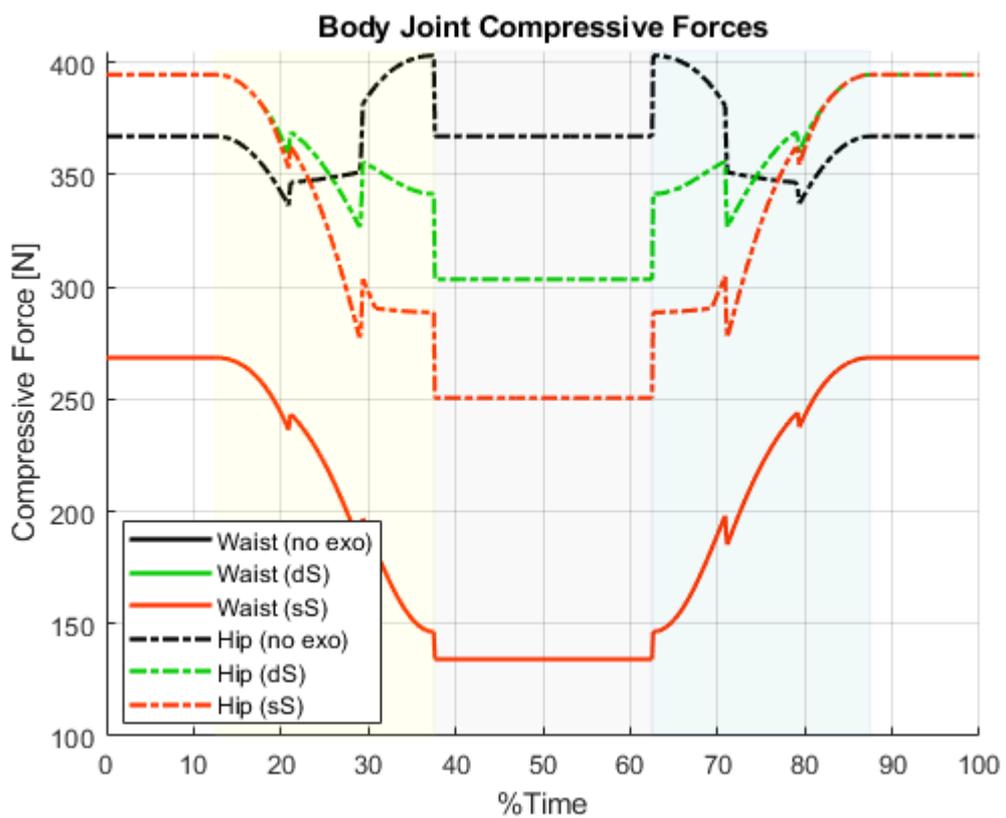


Fig. 5.45 - confronto componente di compressione agente nei giunti waist e hip

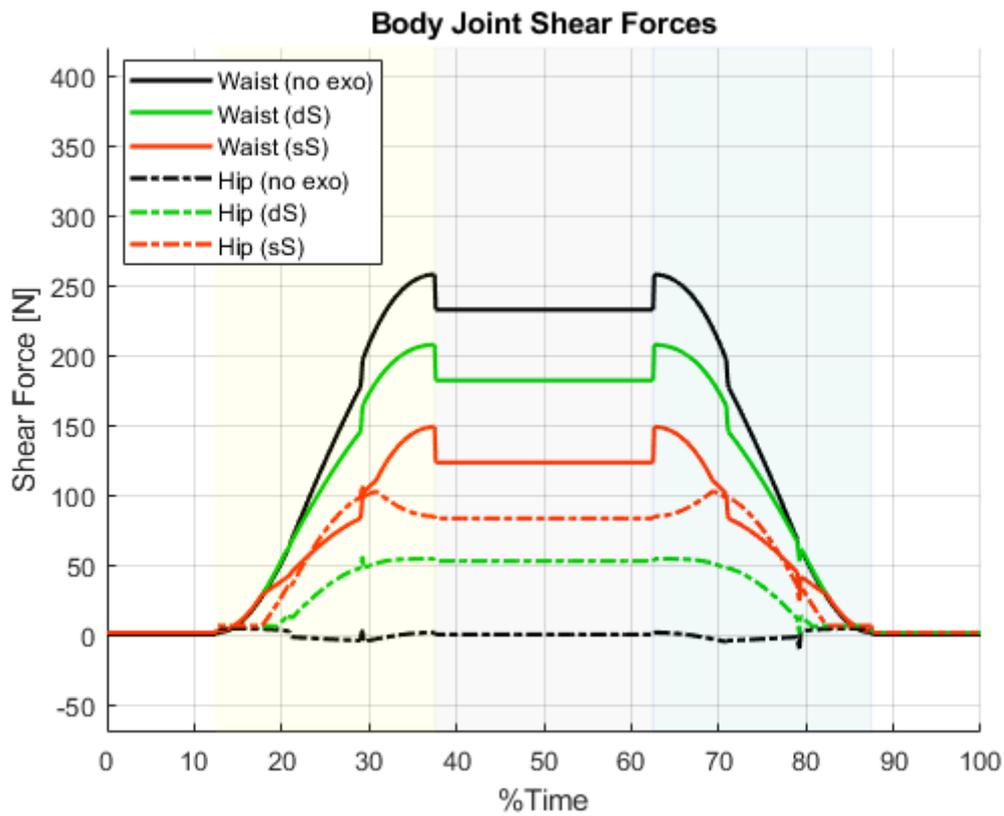


Fig. 5.46 - confronto componente di taglio agente nei giunti waist e hip

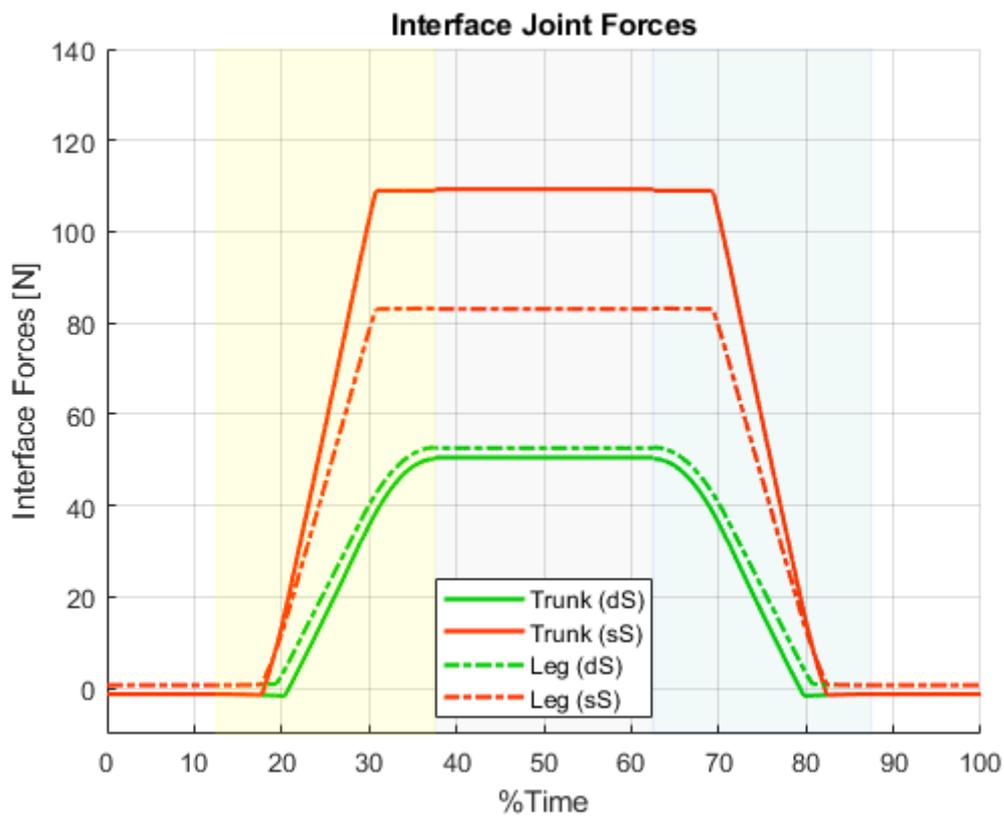


Fig. 5.47 - confronto forze agenti nei giunti d'interfaccia

La modifica della caratteristica del sistema di supporto comporta un cambiamento soltanto nelle curve relative alla configurazione (sS) (linea rossa continua o tratto-punto); con questa soluzione osservando ad esempio il grafico della coppia fisiologica si nota che il valore della coppia in corrispondenza della flessione massima si mantiene al di sotto dello zero, ma risulta comunque piuttosto piccolo, cioè l'azione trasmessa dal dispositivo determina una riduzione rispetto alla condizione fisiologica troppo elevata. Un risultato del genere non è desiderabile in quanto a livello biomeccanico annullare completamente o mantenere a valori molto piccoli lo sforzo muscolare quando il corpo è sottoposto ad un carico non è consigliabile.

Per quanto riguarda l'effetto sulle reazioni vincolari nei giunti, l'azione esercitata dall'esoscheletro comporta una variazione delle forze di reazione differente tra i due giunti, in relazione all'orientazione del sistema di riferimento in cui sono osservate e al criterio con cui interagiscono esoscheletro e uomo. Nello specifico il dispositivo nell'attivare il meccanismo di supporto determina una riduzione della componente di taglio nel *waist* (Fig. 5.40), in linea con la riduzione della coppia fisiologica nel giunto; non ha alcun effetto sulla componente di compressione nel *waist* (Fig. 5.40), che risulta, come già osservato nei paragrafi precedenti, indipendente nei confronti dell'azione dell'esoscheletro; infine agisce in maniera opposta sulle componenti di compressione e di taglio nel *hip* (Fig. 5.41), causando una riduzione della prima ed un aumento viceversa della seconda, ma determinando complessivamente una riduzione della forza risultante, in linea quindi anche in questo caso con la riduzione della coppia fisiologica.

Infine lo studio del movimento di tipo *semi-squat* consente di mettere in luce qual è il risultato della combinazione dei due movimenti di tipo *stoop* e *squat*, i quali hanno dimostrato un effetto dell'azione dell'esoscheletro sull'uomo opposto, nel primo caso in genere positivo mentre nel secondo caso negativo. L'effetto opposto dell'interazione tra i due modelli in funzione del tipo di movimento eseguito è stato evidenziato scomponendo il movimento complessivo nei due movimenti di *stoop* e *squat*, eseguiti in sequenza sia nell'ordine *stoop* → *squat* sia nell'ordine *squat* → *stoop*. Il risultato è che quando l'uomo piega le gambe, se la parte superiore del corpo è in flessione sembra che dia un contributo positivo, aiutandola a contrastare la sollecitazione della forza peso, ma in realtà non è un effetto desiderabile perché in quella posizione non agiscono ulteriori sollecitazioni; se la parte del corpo è in posizione eretta, non essendoci una sollecitazione della forza peso in termini di coppia, quella stessa azione esercitata dall'esoscheletro si configura come un contributo negativo, che sovraccarica il corpo invece di supportarlo.

Conclusioni

Il problema dell'insorgere di disturbi muscolo-scheletrici quando vengono svolte attività in ambiente manifatturiero ha portato allo studio e lo sviluppo di esoscheletri per il sostegno del corpo, da utilizzare come strumento di prevenzione. Esistono varie tipologie di esoscheletri per applicazioni industriali, che si distinguono in base alla parte del corpo che supportano ed in base al sistema con cui trasmettono l'azione di supporto sul corpo, se attiva o passiva.

In questo lavoro di tesi si è scelto di effettuare lo studio di un esoscheletro passivo per il sostegno della zona lombare. È stato realizzato un modello per il corpo umano ed uno per l'esoscheletro, insieme alla parte di interfaccia, al fine di poter simulare l'interazione uomo-esoscheletro e ricavare informazioni preliminari significative ed utili per la caratterizzazione e progettazione ottimale dell'esoscheletro.

Nella prima simulazione (paragrafo 4.1) è stata evidenziata la condizione di sollecitazione del corpo in corrispondenza dei giunti *waist* e *hip* in condizioni fisiologiche, ossia senza indossare l'esoscheletro, per tre diverse modalità di flessione del tronco. Sono stati valutati la coppia fisiologica e la forza vincolare risultante nei due giunti, mettendo in evidenza le due componenti di compressione e di taglio. Queste azioni sono collegate agli sforzi che sollecitano il corpo a livello muscolare e della colonna vertebrale. La coppia fisiologica è indice della forza esercitata dai muscoli del dorso, infatti questi sono posizionati posteriormente alla colonna e in direzione parallela, quindi la forza moltiplicata per la distanza tra muscoli e colonna produce una coppia che va ad equilibrare il momento esercitato dalla forza peso. Le componenti di compressione e di taglio sono di riferimento per capire il grado di sollecitazione agente sulla colonna vertebrale e quindi sulle vertebre, in direzione longitudinale e trasversale. Queste sollecitazioni in termini di coppia e forze sono responsabili della nascita di disturbi muscolo-scheletrici nella zona lombare e per questo di rilevante interesse.

La seconda simulazione è servita a definire la caratteristica della molla del sistema di supporto, nonché l'espressione della funzione della coppia equivalente, sulla base dell'effetto dell'azione trasmessa dall'esoscheletro sul corpo, per diversi livelli di supporto, definiti in via preliminare con andamento costante e pari ad una certa percentuale della coppia richiesta in condizioni fisiologiche nel giunto *waist*. È emerso che un andamento plausibile per la coppia equivalente è quello rappresentato in Fig. 5.4, il quale non fa agire l'esoscheletro per piccoli angoli di flessione del tronco, per cui non sarebbe necessario ed anzi svantaggioso, e per angoli di flessione superiori determina il trasferimento del

supporto con trend lineare, in modo da ottenere principalmente la riduzione graduale della coppia fisiologica.

Infine nel Capitolo 5 è stata valutata l'interazione tra uomo ed esoscheletro nelle tre diverse strategie di movimento *stoop*, *squat*, *semi-squat* e per ciascuna di esse è stato fatto il confronto tra l'utilizzo delle due configurazioni del sistema di supporto, ossia la configurazione (dS) e la configurazione (sS).

Nel caso di movimento di tipo *stoop* i risultati riportano che l'azione dell'esoscheletro comporta la riduzione della coppia fisiologica e della componente di taglio nel giunto *waist*, che sono proprio le sollecitazioni che tendono ad aumentare durante la flessione del tronco in condizioni fisiologiche. Quindi il contributo fornito dall'esoscheletro ha un effetto positivo. Nei confronti della componente di compressione invece è indifferente. A livello del giunto *hip* si ottiene pure la riduzione della coppia fisiologica, ma un aumento della componente di taglio. Risulta comunque più rilevante il risultato positivo nel giunto *waist* perché la nascita dei disturbi muscolo-scheletrici è legata al sovraccarico della zona lombare, corrispondente nel modello proprio al giunto *waist*; inoltre le azioni registrate nel giunto *hip* sono pari al doppio delle sollecitazioni che si avrebbero in ciascuna articolazione dell'anca.

Nel caso di movimento di tipo *squat* i risultati riportano che l'azione dell'esoscheletro comporta l'aumento della coppia fisiologica e della componente di taglio nel giunto *waist*, così come anche l'aumento della coppia fisiologica nel giunto *hip*. La struttura dell'esoscheletro e la conformazione del sistema elastico, a prescindere dalla sua configurazione, non sono idonei a fornire un'azione di supporto con contributo positivo quando viene eseguito questo tipo di movimento. Ciò si verifica perché il tronco non risulta sollecitato dalla forza peso in termini di coppia fisiologica e componente di taglio e quindi non richiede il sostegno da parte dell'esoscheletro, adatto invece nel caso di flessione del tronco.

Nel caso di movimento di tipo *semi-squat* i risultati derivano dalla combinazione degli effetti registrati per i movimenti di tipo *stoop* e *squat*. Complessivamente si ottiene la riduzione della coppia fisiologica e della componente di taglio nel giunto *waist* e la riduzione della coppia fisiologica nel giunto *hip*, quindi il contributo fornito dall'esoscheletro è positivo.

D'altra parte qualunque sia il tipo di movimento eseguito, l'azione esercitata dall'esoscheletro comporta sempre la nascita di sollecitazioni indesiderate in corrispondenza dei giunti d'interfaccia superiore ed inferiore. Le forze trasmesse attraverso

questi giunti infatti vanno a caricare in termini di pressione elevate le zone di contatto uomo-esoscheletro sul petto e sulle cosce. L'azione di una pressione elevata e per un tempo prolungato sulla superficie del corpo comporta la nascita di una sensazione di fastidio che può maturare in dolore e si può arrivare anche al danneggiamento dei tessuti sottostanti. I risultati ottenuti dalle simulazioni e che riportano delle alte forze d'interfaccia sono in linea con le valutazioni soggettive ottenute in genere da utenti che hanno testato questo tipo di esoscheletro. Ad esempio una recente ricerca ha riportato il feedback di alcuni utenti che hanno testato il *Laevo* e lavorano presso un'azienda automobilistica. È emerso che mentre all'inizio il contributo fornito dall'esoscheletro in termini di riduzione dei carichi è predominante rispetto agli aspetti di discomfort, registrati soprattutto sul petto, dopo un periodo di un mese di prova le valutazioni sono risultate piuttosto negative, soprattutto dal punto di vista della fruibilità del dispositivo e del discomfort fisico [24].

I risultati ottenuti dalle simulazioni del modello costituiscono dei punti di partenza importanti per lo sviluppo e la progettazione dell'esoscheletro, permettono di definire parametri fondamentali sulla base dell'effetto dell'interazione uomo-esoscheletro. In particolare, i trend ottenuti delle forze e delle coppie agenti nei giunti *waist* e *hip* ed il loro confronto in diverse strategie di movimento e con diverse configurazioni del sistema di supporto, forniscono informazioni utili su come caratterizzare il sistema di supporto e l'azione trasmessa dall'esoscheletro sul corpo. Una soluzione ottimale, in grado di adattare l'esoscheletro alla richiesta di supporto dell'uomo in diverse condizioni, potrebbe essere quella di adoperare sia un sistema di supporto di tipo attivo sia passivo, modellato opportunamente.

Ringraziamenti

Al prof. S. Pastorelli ed alla prof.ssa L. Gastaldi, grazie per avermi guidato con grande disponibilità ed attenzione nell'elaborazione della tesi.

Ad Elisa, prezioso e fondamentale mentore. Grazie per essere stata sempre disponibile, anche i sabati mattina, per avermi seguita dall'inizio alla fine, per i numerosi consigli e per avermi aiutata ad andare avanti anche con un pizzico di leggerezza ed ironia.

Bibliografia

- [1] H. Lee, W. Kim, J. Han e C. Han, «The Technical Trend of the Exoskeleton Robot,» *International journal of precision engineering and manufacturing*, vol. 13, n. 8, pp. 1491-1497, 2012.
- [2] M. P. d. Looze, T. Bosch, F. Krause e K. S. S. Leonard, «Exoskeletons for industrial application and their potential effects on physical,» *Ergonomics*, vol. 59, n. 5, pp. 671-681, 2016.
- [3] «Agenzia europea per la sicurezza e la salute sul lavoro,» [Online]. Available: <https://osha.europa.eu/it/themes/musculoskeletal-disorders>.
- [4] «<https://www.comau.com/IT/MATE>,» [Online].
- [5] [Online]. Available: <https://www.bioservo.com/professional/ironhand>.
- [6] A. T. Asbeck, S. M. De Rossi, I. Galiana, Y. Ding e C. J. Walsh, «Stronger, Smarter, Softer. Next-Generation Wearable Robots,» *IEEE ROBOTICS & AUTOMATION MAGAZINE*, 2014.
- [7] [Online]. Available: <http://www.robo-mate.eu/>.
- [8] S. Toxiri, J. Ortiz, J. Masood, J. Fern'andez, L. A. M. Caldwell e D. G., «A Wearable Device for Reducing Spinal Loads during Lifting Tasks,» *IEEE Conference on Robotics and Biomimetics*, 2015.
- [9] K. Huysamena, M. d. Looze, T. Bosch, J. Ortiz e S. Toxiri, «Assessment of an active industrial exoskeleton to aid dynamic lifting and,» *Applied Ergonomics*, vol. 68, pp. 125-131, 2018.
- [10] M. I. H. KOBAYASHI e H. NOZAKI, «Development of Muscle Suit for Supporting Manual Worker,» *Proceedings of the 2007 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 2007.
- [11] Y. Muramatsu, H. Umehara e M. I. H. Kobayashi, «Improvement and Quantitative Performance Estimation of the Back support Muscle suit,» *35th Annual International Conference of the IEEE EMBS*, 2013.

- [12] M. Abdoli-E, M. J. Agnew e J. M. Stevenson, «An on-body personal lift augmentation device (PLAD) reduces,» *Clinical Biomechanics*, vol. 21, p. 456–465, 2006.
- [13] «<http://www.spexor.eu/>,» [Online].
- [14] P. Manns, M. Sreenivasa, M. Millard e K. Mombaur, «Motion optimization and parameter identification,» *IEEE Robotics and Automation Letters*, vol. 2, pp. 1564 - 1570, 2017.
- [15] M. Harant, M. Sreenivasa, M. Millard, N. Sarabon e K. Mombaur, «Parameter optimization for passive spinal exoskeletons based on,» *IEEE-RAS 17th International Conference on Humanoid Robotics (Humanoids)*, 2017.
- [16] [Online]. Available: <http://en.laevo.nl/>.
- [17] Martini, Timmons e Tallitsch, *Anatomia umana*, EdiSES s.r.l., 2010.
- [18] G. S. Faber, *Towards ambulatory assessment of spinal loading in the field*, ResearchGate, 2010.
- [19] [Online]. Available: <https://www.cdc.gov/>.
- [20] P. Corke, *Robotics, Vision and Control. Fundamental Algorithms in MATLAB®*, Springer, 2011.
- [21] R. Burgess-Limerick, «Squat, stoop, or something in between?,» *International Journal of Industrial Ergonomics*, vol. 31, p. 43–148, 2003.
- [22] S. Films, «Unsplash,» [Online]. Available: <https://unsplash.com/>.
- [23] L. Straker, «Evidence to support using squat, semi-squat and stoop,» *International Journal of Industrial Ergonomics*, vol. 31, n. 149–160, 2003.
- [24] D. R. Hensel e D. M. Keil, «Subjective evaluation of a passive industrial exoskeleton for lower-back support: a field study in the automotive sector,» *IIEE Transactions on Occupational Ergonomics and Human Factors*, 2019.
- [25] P. d. Leva, «Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters,» *J. Biomechanics*, vol. 29, n. 9, pp. 1223-1230, 1996.
- [26] R. Dumas, L. C. ze e J.-P. Verriest, «Adjustments to McConville et al. and Young et

al.,» *Journal of Biomechanics*, vol. 40, p. 543–553, 2007.

- [27] T. B. F. K. K. S. S. & L. Michiel P. de Looze, «Exoskeletons for industrial application and their potential effects on physical,» *Ergonomics*, vol. 59, n. 5, pp. 671-681, 2016.
- [28] W. K. J. H. a. C. H. Heedon Lee, «The Technical Trend of the Exoskeleton Robot,» *International journal of precision engineering and manufacturing*, vol. 13, n. 8, pp. 1491-1497, 2012.