



UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI PADOVA

Dipartimento di Ingegneria dell'Informazione

Tesi di Laurea magistrale in Bioingegneria

**Musculoskeletal modelling approach to knee injury prevention
and assessment in sports: comparison among available models**

**Approccio tramite modellazione muscoloscheletrica alla
prevenzione ed alla valutazione dell'infortunio al ginocchio
nello sport: comparazione tra i modelli disponibili**

Relatrice: Prof.ssa Zimi Sawacha

Correlatrice: Prof.ssa Ilse Jonkers

Correlatore: Dott. Davide Pavan

Laureanda: Elisa Giacomini

Data: 02.12.2019

Anno Accademico 2018/2019

Firma relatore

Firma laureanda

Indice

| | |
|---|-----------|
| Abstract | pagina 5 |
| Introduzione | pagina 7 |
| Capitolo 1_Modellazione Muscoloscheletrica | pagina 9 |
| 1.1_Sistemi per l'analisi del movimento | pagina 9 |
| 1.1.1_Stereofotogrammetria | pagina 10 |
| 1.1.2_Pedane di forza | pagina 15 |
| 1.1.3_EMG | pagina 15 |
| 1.2_Modellazione muscoloscheletrica in Opensim | pagina 16 |
| 1.3_Modelli muscoloscheletrici | pagina 18 |
| 1.3.1_Delp | pagina 18 |
| 1.3.2_Xu54 | pagina 19 |
| 1.3.3_Catelli | pagina 20 |
| Capitolo 2_Cenni di fisiologia | pagina 23 |
| 2.1_Sistema muscoloscheletrico umano | pagina 23 |
| 2.1.1_Sistema scheletrico | pagina 23 |
| 2.1.2_Sistema muscolare | pagina 28 |
| 2.1.3_Patologie | pagina 29 |
| 2.2_Articolazione del ginocchio | pagina 30 |
| 2.2.1_Muscoli e legamenti | pagina 34 |
| 2.2.2_Patologie | pagina 38 |
| Capitolo 3_Biomeccanica degli infortuni nello sport | pagina 41 |
| 3.1_Infortuni nello sport | pagina 41 |
| 3.1.1. Infortuni nel rugby | pagina 42 |
| 3.2_Prevenzione | pagina 44 |
| 3.3_Gesti atletici funzionali | pagina 45 |
| 3.3.1_Squat | pagina 46 |
| Capitolo 4_Materiali e metodi | pagina 49 |
| 4.1_Motion capture | pagina 49 |
| 4.2_Opensim | pagina 50 |
| 4.2.1_Modelli | pagina 51 |
| 4.3_Soggetti e task | pagina 52 |
| Capitolo 5_Risultati | pagina 55 |
| 5.1_Confronti a cascata | pagina 56 |
| 5.1.1_Delp2392 & Xu54 | pagina 56 |

| | |
|---|------------|
| 5.1.2_Xu54 & Xu92 | pagina 64 |
| 5.1.3_Xu92 & Xu92DoubleForce | pagina 72 |
| 5.1.4_ Xu92DoubleForce & Catelli | pagina 80 |
| 5.1.5_Catelli & Pavan | pagina 88 |
| 5.2_Confronto Controlli & Infortunati | pagina 96 |
| 5.3_EMG | pagina 104 |
| Capitolo 6_Discussione | pagina 105 |
| Capitolo 7_Conclusione & Prospettive future | pagina 115 |
| Bibliografia | pagina 117 |

Abstract

Prevenire infortuni nello sport, a livello sia agonistico che amatoriale, è indispensabile per garantire agli atleti le migliori condizioni per affrontare allenamenti e competizioni.

Lo sviluppo di software e ambienti di lavoro sempre più all'avanguardia permette di studiare il movimento umano e di individuarne patologie e problematiche.

L'analisi del movimento, con set di acquisizioni in laboratorio o sul campo e tecnologia sempre più compatta e accurata nella misurazione, permette di seguire il paziente pre e post infortunio rivelando informazioni utili su tessuti danneggiati o a rischio infortunio se non correttamente trattati.

Per seguire in modo accurato atleti professionisti, quali sono i rugbisti di tale studio, si ritiene opportuno individuare innanzitutto il gesto funzionale che meglio evidenzia la patologia e a seguito tutti gli strumenti maggiormente adatti per estrarre le informazioni più rilevanti.

L'infortunio oggetto di tale studio è quello a carico dei legamenti del ginocchio che spesso richiede di essere operato con conseguenti lunghe e delicate tempistiche riabilitative.

Attraverso lo squat, movimento lento e controllato che permette di evidenziare problematiche all'articolazione del ginocchio senza rischi per il paziente, si va ad analizzare attivazione e forza dei muscoli coinvolti nel gesto.

A tale scopo si è deciso di applicare le tecniche della modellazione muscoloscheletrica in Opensim al fine di confrontare alcuni modelli (Delp, Xu54, Catelli e versioni modificate) per identificare il modello che meglio evidenzia le alterazioni nella biomeccanica del ginocchio dovute all'infortunio al legamento crociato anteriore. A tal fine si sono applicate alcune modifiche ai modelli di maggiore interesse soprattutto per l'articolazione del ginocchio a livello dei legamenti.

Dall'analisi di alcuni muscoli, glutei, retto femorale, vasti etc, si è cercato di individuare il modello più adatto, affiancandone alla fine i dati acquisiti tramite EMG.

Abstract

Preventing injuries in sport, both competitive and amateur, is essential to guarantee athletes the best conditions for training and competition.

The development of software and workplaces even more advanced allows to study human movement and to identify pathologies and problems.

The movement analysis, with a set of acquisitions in the laboratory or in the field and technology even more compact and accurate in the measurement, allows to follow the patient in the pre and post injury revealing useful information on damaged tissues or at risk of injury if not correctly treated.

To accurately follow professional athletes, such as rugby players in this study, it is considered appropriate to identify first the functional gesture that best highlights the pathology and then all the most suitable tools to extract the most relevant informations.

The accident that is the subject of this study is that of the knee ligaments which often requires surgery with consequent long and delicate rehabilitation times.

Through the squat, a slow and controlled movement that allows to highlight problems to the knee joint without risks for the patient, it goes to analyze activation and strength of the muscles involved in the gesture.

For this purpose it was decided to apply the techniques of musculoskeletal modeling in Open-sim in order to compare some models (Delp, Xu54, Catelli and modified versions) to identify the model that best shows the changes in knee biomechanics due to anterior cruciate ligament injury. For this purpose, some changes have been applied to the models of greatest interest, especially for the knee joint at ligament level.

From the analysis of some muscles, gluteus, rectus femoris, vasts etc, we tried to identify the most suitable model, supporting at the end the data acquired through EMG.

Introduzione

Lo sport non è un dovere ma un piacere e sempre di più le persone cercano una valvola di sfogo in esso per sfuggire alla frenetica quotidianità.

Aiuta a distrarsi, a mantenersi in forma e a conoscere nuovi mondi e persone ma tutto ciò può avvenire se si svolge in modo corretto e salutare.

Prevenire infortuni è molto importante e le ricerche in atto nei laboratori universitari e aziendali sono sempre maggiori con l'obiettivo di ottenere nuove risposte e spiegazioni per ciò che accade quotidianamente all'interno del nostro corpo.

Soprattutto a livello agonistico l'analisi e il monitoraggio degli atleti è fondamentale per un corretto allenamento e mantenimento della salute, necessari per permettere loro di affrontare la stagione sportiva al meglio delle loro prestazioni con rischi di infortuni il più bassi possibili. Nel rugby, come in molti altri sport, gli infortuni sono all'ordine del giorno e specifici per ogni ruolo, in particolare sono fortemente colpiti i legamenti del ginocchio: crociato anteriore e posteriore, collaterale mediale e laterale.

In tale progetto atleti professionisti del rugby, reduci da infortuni al crociato anteriore e al collaterale medio, si sono sottoposti ad analisi del movimento con esecuzione di esercizi specifici, in particolare squat drop e gait, atti a evidenziare problematiche residue dall'infortunio.

A tale scopo si è deciso di applicare le tecniche della modellazione muscoloscheletrica in Opensim al fine di confrontare alcuni modelli (Delp, Xu54, Catelli e versioni modificate) per identificare il modello che meglio evidenzia le alterazioni nella biomeccanica del ginocchio dovute all'infortunio al legamento crociato anteriore. A tal fine si sono applicate alcune modifiche ai modelli di maggiore interesse soprattutto per l'articolazione del ginocchio a livello dei legamenti.

I dati raccolti vengono confrontati attraverso l'applicazione di modelli in Opensim: tra i modelli analizzati verrà individuato quello che meglio interpreterà i dati e che maggiormente sottolineerà le problematiche del soggetto infortunato utilizzabili per prevenire ulteriori infortuni o ricadute nella fase di reinserimento nello sport.

Il presente lavoro di tesi è stato svolto in collaborazione con Human Movement Biomechanics Research Group, Department of Movement Sciences coordinato dalla professoressa Ilse Jonkers alla KU Leuven in seno al programma Erasmus traineeship e il laboratorio BIomovLab del dipartimento di ingegneria dell'informazione dell'Università degli Studi di Padova.

La tesi è organizzata nei seguenti capitoli:

Capitolo 1 Modellazione Muscoloscheletrica: sistemi per l'analisi del movimento a partire dal sistema fotogrammetrico elaborazione dei dati acquisiti sino ad arrivare alla modellazione muscoloscheletrica tramite utilizzo di Opensim;

Capitolo 2 Cenni di fisiologia: sistema muscoloscheletrico umano con particolare attenzione all'anatomia dell'articolazione del ginocchio e alle patologie ad essa associate;

Capitolo 3 Biomeccanica degli infortuni nello sport: infortuni nello sport ed in particolare nel rugby con tecniche di prevenzione e gesti atletici rilevanti per lo studio;

Capitolo 4 Materiali e metodi: strumentazione utilizzata per l'acquisizione e l'elaborazione dei dati, task e soggetti acquisiti;

Capitolo 5 Risultati: cascata di figure riportanti tutti i risultati ottenuti dai confronti dei modelli utilizzati applicati sui soggetto di controllo e infine sul modello prescelto confronto tra controllo e infortunati;

Capitolo 6 Discussione: discussione dei risultati ottenuti e riflessioni;

Capitolo 7 Conclusioni & Prospettive future: conclusioni dello studio con i possibili sviluppi a partire dai risultati ottenuti.

1_Modellazione muscolo scheletrica

Il meccanismo naturale che permette al corpo umano di muoversi è molto complesso e difficile da interpretare correttamente se non si ha la giusta strumentazione a disposizione.

Da una semplice analisi visiva e soggettiva effettuata dal medico si è passati, con l'evolvere della tecnologia a disposizione, a tecniche sempre più raffinate e funzionali per l'analisi che permettono di descrivere la cinematica dei segmenti corporei del soggetto durante il movimento analizzato.

Vi sono vari sistemi di motion capture disponibili: elettrogoniometri ed accelerometri, sistemi elettromagnetici, sistemi basati su sensori acustici e sistemi optoelettronici.

Per l'acquisizione di azioni quali la camminata, lo squat, il drop e molti altri esercizi funzionali atti ad evidenziare eventuali patologie e anomalie sono ampiamente utilizzati, soprattutto in ambito clinico e sportivo, i sistemi optoelettronici i quali forniscono informazioni utili per l'analisi del movimento con una buona accuratezza, anche se ciò che restituiscono sono solo stime e non misure dirette delle variabili cinematiche.

Nei laboratori ad oggi disponibili si possono raccogliere dati cinematici (i vari movimenti effettuati dal corpo), dati dinamici (le forze e i momenti angolari agenti) e altri tipi di segnali misurati tramite gli elettrodi (EMG, ECG, etc).

1.1_Sistemi per l'analisi del movimento

I sistemi optoelettronici sono costituiti da telecamere digitali a infrarosso in grado di lavorare anche in condizioni di illuminazione critica, quale può essere l'acquisizione con marker set in laboratorio, inoltre per contenere le fonti di rumore e ridurre i gradienti di illuminazione nell'acquisizione dei dati viene eseguito un filtraggio dell'immagine (vedi Fig. 1.1).

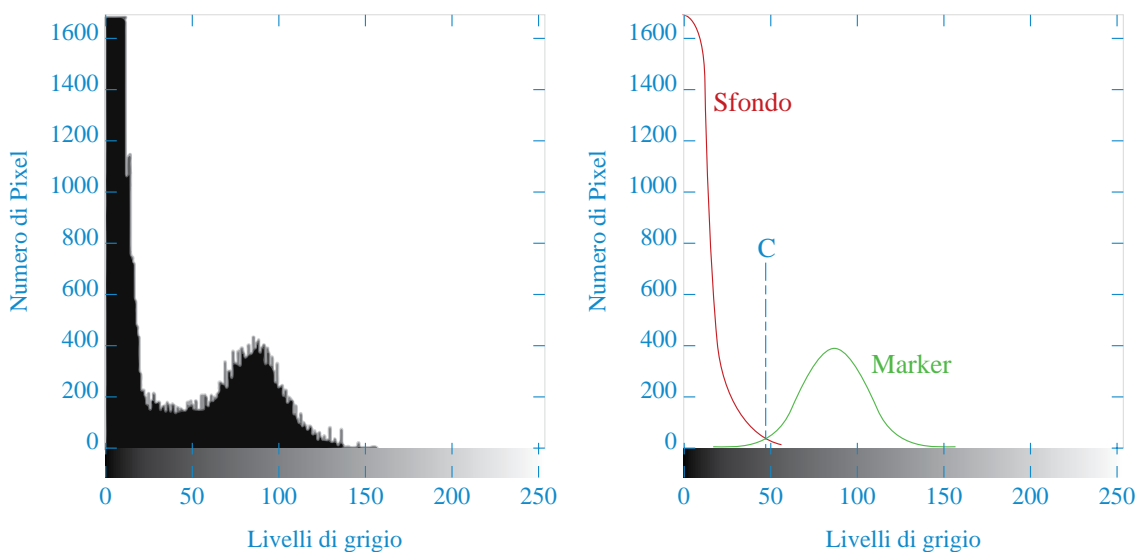


Fig.1.1 Istogramma della frequenza nelle diverse classi di tonalità di grigio e riduzione a due gaussiane

La stereofotogrammetria è costituita da una successione di elaborazioni di immagini attraverso alcuni passaggi essenziali: vi è una iniziale rilevazione dei marcatori, la blob analysis per individuare eventuali falsi marker evidenziati, la calibrazione del sistema, la ricostruzione o triangolazione ed infine il tracking.

1.1.1_Stereofotogrammetria

Per poter descrivere quantitativamente il movimento del soggetto ho bisogno di semplificare innanzitutto la morfologia corporea sostituendo ai vari arti ed elementi corporei dei segmenti ed esprimere il moto relativo tra i vari sistemi di riferimento presenti nel set di acquisizione.

In laboratorio vi sono diversi sistemi di riferimento individuabili: il sistema della fotogrammetria, rispetto al quale il sistema fotogrammetrico restituisce le coordinate dei marcatori ricostruite, il sistema del compito motorio, connesso all'atto motorio del soggetto, e il sistema del dinamometro, restituisce i valori delle componenti di forza e coppia misurate e talvolta viene fatto coincidere con il sistema del compito motorio.

Bisogna però ricondurre tutte le misure ad uno stesso sistema di riferimento per poter elaborare i dati e si definisce quindi un sistema globale primario che di norma coincide con quello del compito motorio.

Tramite l'utilizzo di convenzioni angolari, quali angoli di Eulero o Cardano/Bryant, posso ricavare le rotazioni che descrivono la relazione tra il sistema mobile locale e quello fisso globale tramite la definizione di una matrice di rotazione correlata poi alle traslazioni dovute.

Gli angoli di Cardano/Bryant, ampiamente usati in ambito biomeccanico, consistono in una sequenza ordinata di tre rotazioni elementari sugli assi cartesiani:

considerando il sistema fisso (X,Y,Z) e il sistema mobile (x,y,z) si può ricavare l'orientazione di quest'ultimo tramite una prima rotazione alfa lungo l'asse X, seguita da una attorno all'asse y di un angolo beta ed infine una rotazione gamma attorno all'asse z, ponendo molta attenzione al fatto che l'asse y e z su cui ruoto non sono gli stessi del sistema fisso iniziale ma sono quelli ottenuti a seguito delle rotazioni elementari.

Con la tecnologia SMART-DX della BTS Bioengineering si possono avere fino a 16 telecamere che lavorano in sincrono dando una accuratezza sino a 0.1mm lavorando a una frequenza di 60Hz.

Sono sistemi che necessitano di una elevata affidabilità e accuratezza, necessitano di una struttura hardware di acquisizione, composta da telecamere, illuminatori e schede di acquisizione, e di una infrastruttura software per l'elaborazione.

Le telecamere operano nella gamma del visibile e dell'infrarosso con una accuratezza molto

elevata fornendo stime delle variabili cinematiche di interesse; possiedono sensori CCD (Charge Coupled Device) o CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) ma attualmente la tecnologia CMOS prevale per ragioni commerciali e di sviluppo tecnologico anche se ha maggiori limiti di sensibilità rispetto al CCD.

Per acquisire i dati si sfruttano marcatori di tipo attivo o passivo posizionati sul corpo del paziente in particolari punti di repere anatomici che solitamente sono prominenze ossee, identificabili in modo ripetibile.

I marcatori attivi necessitano di alimentazione e di sincronizzazione via cavo poiché sono caratterizzati da LED che generano luce propria; al contrario quelli passivi sono formati da materiale plastico rivestito da una pellicola catarifrangente, necessitano di un dispositivo d'illuminazione che lavori in specifiche lunghezze d'onda (780-820nm) per essere rilevati dalle telecamere dotate a loro volta di apposito filtro ottico, sono di forma sferica assicurando una miglior riflessione dei raggi infrarossi ma necessitano di una fase di pre-elaborazione per identificarli e classificarli.

Se le telecamere sono accuratamente posizionate ed i marker sono visibili da almeno due di esse in ogni istante, si può ricostruire la traiettoria tridimensionale completa del movimento effettuato dal soggetto tramite la procedura di triangolazione ed estrarre le informazioni necessarie per le analisi.

Dopo aver filtrato le immagini e rilevato i marker, si effettua una Blob Analysis che in base alla forma e dimensione (vedi Fig. 1.2) degli elementi individuati verifica se sono effettivamente marker o se sono false misure e quindi rumore da eliminare; inoltre nel caso di occlusioni i marker vengono considerati come una falsa misura (vedi Fig. 1.3).

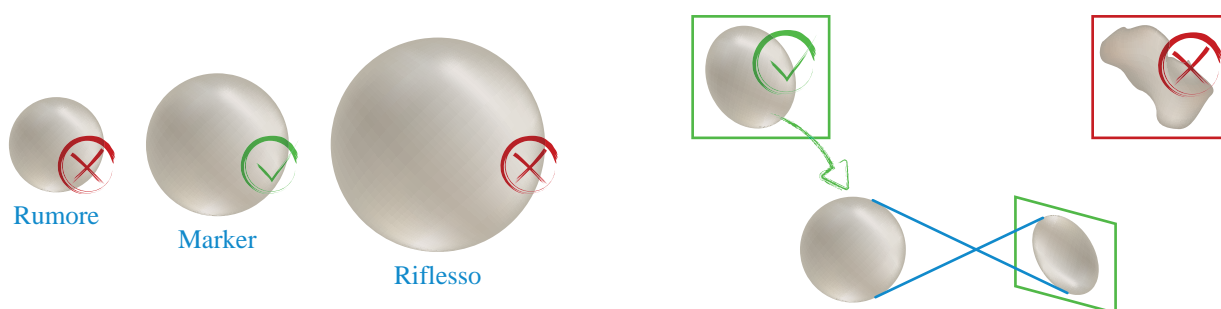


Fig.1.2 Verifica sulla dimensione e forma del blob

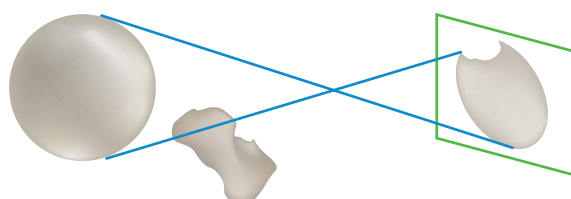


Fig. 1.3 Occlusioni dei marker

La calibrazione delle telecamere è un procedimento molto importante che permette di caratterizzare i loro parametri geometrici interni (lunghezza focale coefficienti di distorsione e coordinate del punto principale) ed esterni (posizione del sistema di riferimento delle singole telecamere rispetto a quello assoluto), necessari poi per la ricostruzione tridimensionale del movimento.

Dalla conoscenza di tali parametri è possibile definire una trasformazione delle coordinate dal sistema assoluto al sistema locale delle telecamere, una trasformazione prospettica che dallo spazio 3D porta ad avere le informazioni nel piano 2D della camera ed infine una trasformazione da tale sistema 2D delle coordinate del piano immagine al sistema di riferimento del sensore. Infine c'è la fase di tracking, molto importante ed allo stesso tempo complicata, che consiste nel dover far coincidere le misure raccolte in istanti di tempo successivi, cercando di sfruttare al meglio le informazioni a priori sulla forma ed il tipo di moto da analizzare.

Per definire una procedura standardizzata per l'analisi in acquisizione ed elaborazione del movimento del soggetto sono stati messi a disposizione dei protocolli che contengono un modello per il posizionamento dei marker sul paziente e un algoritmo per calcolare le variabili cinematiche di interesse.

In base al tipo di atto motorio da analizzare sono stati sviluppati diversi protocolli ma tutti necessitano di rispettare piccoli accorgimenti nel posizionamento dei marker: devono essere visibili il più possibile alle telecamere, non devono essere posti troppo vicini tra loro poiché potrebbero causare problemi di identificazione e distinzione della traiettoria di ognuno di essi, devono esserci almeno tre marker per definire un segmento corporeo.

I protocolli di maggiore interesse in tale studio sono: DAVIS (Davis et al., 1991), CAST (Capozzo et al., 1995) e IOR-gait (Leardini et al., 2007).

Nel 1991 negli USA è stato sviluppato il protocollo Davis, o Helen Hayes Marker Set, che prevede un marker-set composto da 22 marker (vedi Fig. 1.4 e tabella 1.1) , un set composto da almeno quattro telecamere, la rilevazione di misure antropometriche quali peso, altezza, lunghezza della tibia, distanza tra i condili femorali, distanza tra spina iliaca superiore anteriore (ASIS) destra e sinistra, distanza verticale tra ASIS e gran trocantere necessarie poi per calcolare le masse e i momenti di inerzia dei segmenti corporei.

Deve essere eseguita una calibrazione del soggetto in statica, acquisizione statica, in cui il soggetto deve rimanere fermo in posizione eretta per alcuni secondi per permettere l'acquisizione delle posizioni dei marker applicati per poter ottenere il sistema di riferimento associato ai segmenti corporei.

In seguito bisogna eseguire le acquisizioni dinamiche di ogni movimento di interesse per

le successive analisi in un numero minimo di acquisizioni pari a tre nell'eventualità che si presentino problemi quando si vanno ad analizzare i dati.

| Struttura | Descrizione | Acronimo |
|-----------|--|----------|
| Pelvi | Spina iliaca antero-superiore destra | RASIS |
| | Spina iliaca antero-superiore sinistra | LASIS |
| | Spina iliaca postero-superiore destra | RPSIS |
| | Spina iliaca postero-superiore sinistra | LPSIS |
| | Centro della testa del femore (predetto) | FH |
| Coscia | Grande trocantere | RGT, LGT |
| | Epicondilo laterale | RLE, LLE |
| | Epicondilo mediale (bacchetta) | RME, LME |
| Gamba | Testa fibula | RHF, LHF |
| | Prominenza della tuberosità tibiale | RTT, LTT |
| | Malleolo laterale | RLM, LLM |
| | Malleolo mediale (bacchetta) | RMM, LMM |
| Piede | Prima testa metatarsale | RIM, LIM |
| | Seconda testa metatarsale (bacchetta) | RSM, LSM |
| | Quinta testa metatarsale | RVM, LVM |
| | Tallone | RCA, LCA |

Tabella 1.1 Markerset Davis (Davis et al., 1991)

Con il protocollo CAST (Calibrated Anatomical System Technique), sviluppato presso l'Università La Sapienza di Roma nel 1995 in collaborazione con il Laboratorio di Analisi del Movimento degli Istituti Ortopedici Rizzoli di Bologna, in aggiunta alla definizione dei sistemi di riferimento tecnici ed anatomici viene introdotto il concetto di calibrazione dei punti anatomici (vedi tabella 1.2).

Cerca di minimizzare quindi gli errori dovuti agli artefatti da tessuto molle nel momento in cui i marker vengono posizionati sulla cute del paziente; a tale scopo vengono applicati dei cluster di marcatori per definire un sistema di riferimento tecnico per ogni segmento corporeo di interesse, preferibilmente in zone dove l'artefatto da tessuto molle è minimo, e in seguito si posizionano i punti di repere eseguendo una calibrazione anatomica in statica per tutti i punti di repere che saranno dedotti direttamente dal marker se la posizione di tale punto è in un luogo con esiguo contenuto di tessuto molle e posto abbastanza superficialmente oppure tramite l'utilizzo di una bacchetta che presenta marcatori a distanza nota tra loro che viene puntata sul corretto punto di repere anatomico, ponendo attenzione alla sua visibilità da almeno due delle telecamere presenti; i marker posti sulla cute per individuare i punti di repere vengono tolti prima di eseguire l'acquisizione dinamica.

| Struttura | Descrizione | Acronimo |
|-----------|--|--------------|
| Pelvi | Spina iliaca antero-superiore | RASIS, LASIS |
| | Spina iliaca postero-superiore | RPSIS, LPSIS |
| | Centro dell'acetabolo | AC |
| Coscia | Centro della testa del femore | FH |
| | Prominenza Grande trocantere | RGT, LGT |
| | Epicondilo mediale | RME, LME |
| | Epicondilo laterale | RLE, LLE |
| | Apice antero-laterale della superficie patellare | RLP, LLP |
| | Apice antero-mediale della superficie patellare | RMP, LMP |
| | Condilo mediale | RMC, LMC |
| | Condilo laterale | RLC, LLC |
| Gamba | Eminenza intercondilare | RIE, LIE |
| | Prominenza della tuberosità tibiale | RTT, LTT |
| | Apice della testa della fibula | RHF, LHF |
| | Apice distale del malleolo mediale | RMM, LMM |
| | Apice distale del malleolo laterale | RLM, LLM |
| | Punto mediale della superficie tibiale | RMMP, LMMP |
| | Punto laterale della superficie tibiale | RMLP, LMLP |
| Piede | Prominenza esterna del calcagno | RCA, LCA |
| | Dorsale della prima testa metatarsale | RFM, LFM |
| | Dorsale della seconda testa metatarsale | RSM, LSM |
| | Dorsale della quinta testa metatarsale | RVM, LVM |

Tabella 1.2 Calibrazione dei punti anatomici con il protocollo CAST (Capozzo et al., 1995)

La possibilità di mettere i marker in modo più flessibile e in molti più luoghi è un vantaggio ma allo stesso tempo uno svantaggio poiché rende più lunghi i tempi di preparazione e richiede un numero di acquisizioni maggiore.

Per ottimizzare il carico di lavoro e i tempi richiesti di preparazione, nel 2007, presso l'Istituto Ortopedico Rizzoli di Bologna, è stato sviluppato il protocollo IOR-gait che integra i tempi ridotti di preparazione del paziente, grazie al numero contenuto di marker, del protocollo Davis con l'accuratezza e l'affidabilità della calibrazione anatomica del Cast.

I punti di reperi presi in considerazione per la calibrazione anatomica, tramite l'utilizzo della bacchetta, sono: epicondilo mediale, malleolo mediale e la seconda testa metatarsale tutti rispettivamente destri e sinistri: in aggiunta viene ricostruita la testa del femore tramite predizione geometrica (vedi tabella 1.3).

I protocolli CAST e IOR-gait utilizzano, per il calcolo degli angoli articolari, la convenzione di Cardano/Bryant precedentemente descritta.

| Struttura | Descrizione | Acronimo |
|-----------|--|----------|
| Pelvi | Spina iliaca antero-superiore destra | RASIS |
| | Spina iliaca antero-superiore sinistra | LASIS |
| | Spina iliaca postero-superiore destra | RPSIS |
| | Spina iliaca postero-superiore sinistra | LPSIS |
| | Centro della testa del femore (predetto) | FH |
| Coscia | Grande trocantere | RGT, LGT |
| | Epicondilo laterale | RLE, LLE |
| | Epicondilo mediale (bacchetta) | RME, LME |
| Gamba | Testa fibula | RHF, LHF |
| | Prominenza della tuberosità tibiale | RTT, LTT |
| | Malleolo laterale | RLM, LLM |
| | Malleolo mediale (bacchetta) | RMM, LMM |
| Piede | Prima testa metatarsale | RIM, LIM |
| | Seconda testa metatarsale (bacchetta) | RSM, LSM |
| | Quinta testa metatarsale | RVM, LVM |
| | Tallone | RCA, LCA |

Tabella 1.3 Markerset IOR- gait (Leardini et al., 2007)

1.1.2_Pedane di forza

Le pedane di forza sono semplici strumentazioni, di forma rettangolare normalmente presenti nei laboratori ma sostituite da pedane portatili o solette in acquisizione esterna, che permettono di ricavare le forze di reazione al suolo.

Di norma sono in un numero pari a due e si cerca di rendere il passaggio dal suolo normale alla pedana il più omogeneo possibile per permettere al soggetto di non percepire la differenza e di comportarsi quindi normalmente come se la pedana non ci fosse.

Il Ground Reaction Force (GRF) è un vettore tridimensionale che rappresenta la relazione tra il soggetto e il suolo e le sue tre componenti sono lungo la direzione frontale, mediale-laterale e verticale; il punto di applicazione di tale vettore è detto centro di pressione (COP).

Tale sistema permette inoltre di rilevare eventuali alterazioni biomeccaniche dell'arto inferiore permettendo così di agire nel modo migliore possibile a livello preventivo o riabilitativo.

1.1.3_EMG

Un ulteriore strumento molto utile nell'analisi del movimento è l'elettromiografia (EMG) che permette di visualizzare l'attività del sistema muscoloscheletrico attraverso l'applicazione di elettrodi di tipo non invasivo o invasivo rilevando, misurando e registrando l'attività elettrica dei muscoli su cui viene applicato che, durante il movimento, si andranno a contrarre.

Gli elettromiografi di tipo non invasivo vengono applicati sulla cute del paziente e restituiscono la somma dell'attività elettrica di tutte le fibre muscolari, quelli invasivi a filo o ago invece vengono inseriti in una singola fibra muscolare permettendo di misurare l'attività di ciascuna separatamente.

La tecnica quella non invasiva viene prettamente usata in ambito clinico dato che permette di valutare tutti i parametri relativi all'attivazione dei muscoli quali insorgenza, durata e sviluppo della loro attività sia in azioni dinamiche che statiche; tuttavia tale tecnica è affetta da artefatti di movimento e interferenza dovuta ai muscoli circostanti quello di interesse.

Siffatto segnale è un potenziale d'azione muscolare e deriva da stimolazioni del sistema nervoso che vengono trasmesse tramite il sistema muscolare.

1.2 Modellazione muscoloscheletrica in Opensim

Lo studio del sistema muscolo-scheletrico venne permesso già all'inizio degli anni '90 tramite l'introduzione del software di modellazione SIMM (Software for Interactive Muskuloskeletal Modeling) ad opera di Delp & Loan (Delp et al., 1995) che concede di creare e sfruttare modelli delle strutture corporee per analizzare e studiare ciò che avviene in seguito ad interventi chirurgici, le variabili relative all'azione dei muscoli e strutture del corpo durante determinate azioni.

La svolta importante però vi è stata con lo sviluppo della piattaforma OpenSim, gestita su Simtk.org, che consiste, in un ambiente di simulazione open-source, di modellizzare e simulare movimenti corporei; ampiamente utilizzato in biomeccanica per fini di ricerca, per la progettazione di dispositivi medici e ortopedici riabilitativi, per ricerca neuroscientifica e robotica ma anche per pianificare specifici interventi chirurgici come quelli per bambini con paralisi cerebrale.

Introdotta nel 2007 all'American Society of Biomechanics, aggiornata con l'introduzione di una interfaccia di programmazione dell'applicazione (API) con aggiornamenti ad oggi sino alla versione 4.0 in cui l'Api è stata estesa a Matlab e Python.

A partire dai dati sperimentali tale piattaforma consente la risoluzione di un problema di cinematica inversa (IK) e di dinamica inversa (ID) per diagnosticare e studiare disturbi del movimento umano evidenziati tramite l'esecuzione di specifici gesti motori all'interno di un laboratorio di acquisizione del movimento o in ambienti opportunamente attrezzati.

Dopo avere importato i dati sperimentali acquisiti tramite la motion capture, in formato .trc e .mot, si procede, utilizzando Opensim, con lo scaling del modello muscoloscheletrico

generico di interesse sul soggetto sperimentale specificando parametri soggettivi quali massa, dimensioni segmenti corporei, etc attraverso la combinazione di Measurement-based scaling, ridimensionamento effettuato confrontando le posizioni dei marker virtuali del modello con le posizioni dei marker sperimentali, e manual scaling, ridimensionamento tramite fattori di scala predeterminati effettuato soprattutto in mancanza dei marker necessari per definire i segmenti corporei, e si associa un sistema di posizionamento dei marker virtuali con riferimento a quelli sperimentali.

Scalato il modello, attraverso l'analisi inversa (Inverse Kinematics IK), si individua il 'best match', la migliore corrispondenza, tra il modello e il data set dei marker a disposizione tramite l'individuazione degli angoli congiunti che permettono di minimizzare il weighted squared error in un approccio al problema di ottimizzazione dei minimi quadrati ponderati, valore minimo calcolato ad ogni frame secondo la formula:

$$\min_q \left[\sum_{i \in \text{markers}} w_i \|x_i^{\text{exp}} - x_i(q)\|^2 \right]$$

Dove q è il vettore delle coordinate generalizzate, quali angoli articolari, x_i^{exp} è la posizione del marker sperimentale i e $x_i(q)$ quella del marker virtuale ed infine w_i è il peso che viene associato al marcatore i -esimo.

IK fornisce quindi gli angoli articolari di interesse, in seguito tramite ID (Inverse Dynamics) si vanno a stimare le forze e i momenti caratterizzanti i moti articolari sfruttando i risultati ottenuti attraverso l'IK e le informazioni relative alla massa e inerzia del corpo.

Ottenute queste informazioni si prosegue lo studio con la Static Optimization (SO) che permette di stimare l'attivazione e le forze muscolari che adempiono posizione, velocità, accelerazione e forze esterne del moto in esame; il termine statica di tale strumento di analisi sta ad indicare il fatto che i calcoli vengono eseguiti frame per frame indipendentemente, senza integrare le equazioni del moto tra i vari frame temporali.

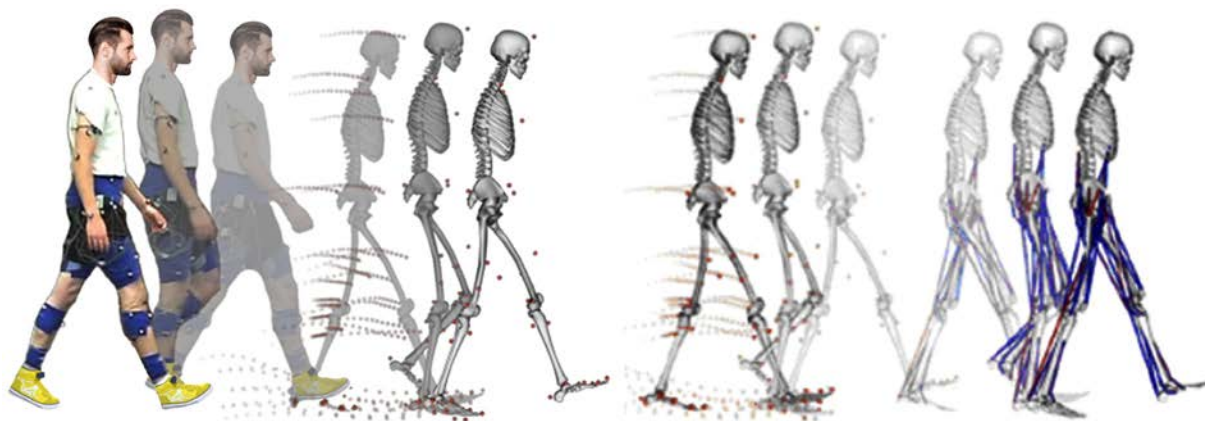


Fig. 1.4 Workflow OpenSim

1.3 Modelli muscoloscheletrici

All'interno della piattaforma di Opensim è possibile trovare vari modelli muscolo scheletrici, specifici per diversi task come la camminata, la corsa, etc.

Per tale studio sono stati presi in esame alcuni modelli sviluppati per studi sugli arti inferiori, che di default hanno parametri e caratteristiche di un soggetto sano, con altezza e massa corporea definite.

1.3.1 Delp

Il modello di Delp (tabella 1.4; fig. 1.7 modello a sinistra) preso in considerazione, specifico per la gait analysis, è il Gait2392 dove 23 indica il numero di gradi di libertà (gdl) mentre 92 rivela il numero dei muscoli considerati.

E' un modello ampiamente utilizzato, di default è basato su un soggetto alto 1.8m, con massa di 75.16kg e privo degli arti superiori che, non essendo di particolare interesse per l'analisi di azioni quali la camminata o lo squat, non vengono inseriti per semplificare i calcoli e ridurre i tempi di elaborazione.

L'arto inferiore ha sette segmenti corporei per lato: bacino (unico), femore, rotula, tibia/fibula, talus, piede (che comprende calcagno, navicolare, cuboide, cuneiformi, metatarso) e dita dei piedi; i frame di riferimento sono fissato in ciascun segmento (fig. 1.5).

Tale modello funziona di per sé ma presenta un solo gdl al ginocchio, fornendo quindi informazioni solo sulla flessione, e non considera assolutamente i legamenti.

| Body Segment | Mass (kg) | Moments of Inertia | | |
|------------------------|-----------|--------------------|------------|------------|
| | | xx | yy | zz |
| <i>Torso</i> | 34.2366 | 1.4745 | 0.7555 | 1.4314 |
| <i>Pelvis</i> | 11.777 | 0.1028 | 0.0871 | 0.0579 |
| <i>Right femur</i> | 9.3014 | 0.1339 | 0.0351 | 0.1412 |
| <i>Right tibia</i> | 3.7075 | 0.0504 | 0.0051 | 0.0511 |
| <i>Right patella</i> | 0.0862 | 0.00000287 | 0.00001311 | 0.00001311 |
| <i>Right talus</i> | 0.1000 | 0.0010 | 0.0010 | 0.0010 |
| <i>Right calcaneus</i> | 1.250 | 0.0014 | 0.0039 | 0.0041 |
| <i>Right toe</i> | 0.2166 | 0.0001 | 0.0002 | 0.0010 |
| <i>Left femur</i> | 9.3014 | 0.1339 | 0.0351 | 0.1412 |
| <i>Left tibia</i> | 3.7075 | 0.0504 | 0.0051 | 0.0511 |
| <i>Left patella</i> | 0.0862 | 0.00000287 | 0.00001311 | 0.00001311 |
| <i>Left talus</i> | 0.1000 | 0.0010 | 0.0010 | 0.0010 |
| <i>Left calcaneus</i> | 1.250 | 0.0014 | 0.0039 | 0.0041 |
| <i>Left toe</i> | 0.2166 | 0.0001 | 0.0002 | 0.0010 |

Tabella 1.4 Markerset IOR- gait (Leardini et al., 2007)

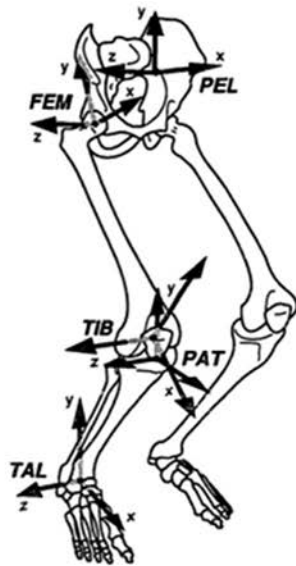
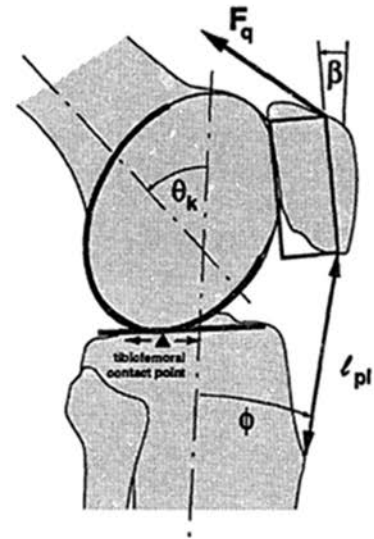
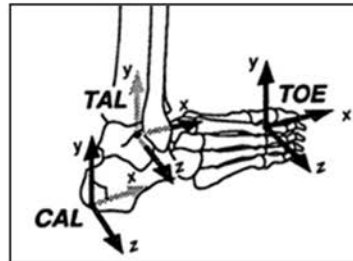


Fig. 1.5 Body-segmental reference frames (sinistra), Geometria per determinare i momenti del ginocchio e la cinematica nel piano sagittale nel modello Delp (destra). (Delp et al., 1990)

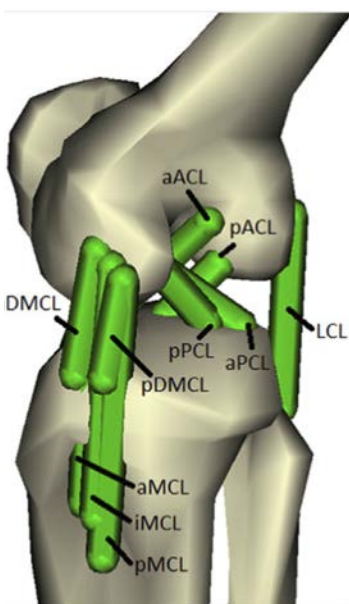


1.3.2_Xu54

Il modello di Xu54 (fig. 1.7 modello al centro) deriva da quello di Delp (Delp et al., 1990; Pandy et al., 1998) ma in aggiunta presenta una modellizzazione dei legamenti e gdl maggiori al ginocchio, ottenendo quindi sei gdl a livello dell'articolazione a differenza di Delp che ne ha solo uno.

Tramite dieci bandelle elastiche (Fig. 1.6) vengono ricostruiti i quattro legamenti principali del ginocchio, posizionati basandosi sul lavoro di Hergoz et al., 1993 secondo cui l'orientamento di un fascio di legamenti è definito come l'angolo formato tra il legamento e il piatto tibiale nel piano sagittale.

I quattro legamenti principali vengono quindi così definiti:



- crociato anteriore suddiviso in bandella anteriore e posteriore, aACL e pACL;
- crociato posteriore suddiviso in bandella anteriore e posteriore, aPCL e pPCL;
- collaterale mediale suddiviso in bandella superficiale anteriore, posteriore e inferiore e bandella profonda anteriore e posteriore, aMCL, pMCL e iMCL, aDMCL e pDMCL ;
- collaterale laterale, LCL.

E' stato appositamente realizzato per calcolare le forze di contatto nell'articolazione del ginocchio durante la camminata e considera, come si può intuire dal nome, 54 muscoli per effettuare le analisi.

Fig. 1.6 Legamenti dell'articolazione del ginocchio del modello di Xu (Xu et al., 2015)

Con i gdl dell'articolazione bloccati e considerando costanti e fisse lunghezze e orientazioni dei legamenti, vengono definiti i siti di ancoraggio dei legamenti durante una prova di flessione passiva in vitro (Xu et al., 2015); i risultati sono riportati in Tabella 1.5.

| | Femur (cm) | | | Tibia (cm) | | | Reference position | | |
|-------|------------|----------|---------|------------|---------|---------|--------------------|-------------|---------------|
| | X | Y | Z | X | Y | Z | Strain | Length (cm) | Stiffness (N) |
| aACL | - 0.718 | - 40.037 | 0.407 | 1.657 | - 3.009 | - 0.074 | 0.02 | 3.23 | 1500 |
| pACL | - 1.495 | - 40.981 | 0.999 | 0.250 | - 3.250 | 0.000 | 0.01 | 2.47 | 1600 |
| aPCL | - 0.867 | - 41.342 | - 0.925 | - 2.045 | - 3.314 | 0.333 | - 0.23 | 2.58 | 2600 |
| pPCL | - 1.588 | - 40.574 | - 1.629 | - 1.471 | - 3.175 | - 0.407 | 0.02 | 2.52 | 1900 |
| LCL | - 0.978 | - 40.056 | 3.450 | - 0.710 | - 6.056 | 3.725 | 0.02 | 5.59 | 2000 |
| aMCL | - 0.741 | - 40.435 | - 3.500 | 0.768 | - 7.960 | - 2.762 | 0.02 | 7.22 | 2500 |
| iMCL | - 1.274 | - 40.620 | - 3.351 | 0.249 | - 8.256 | - 2.910 | 0.04 | 7.31 | 3000 |
| pMCL | - 1.777 | - 40.361 | - 3.351 | 0.249 | - 9.403 | - 2.640 | 0.02 | 8.80 | 2500 |
| aDMCL | - 0.741 | - 40.435 | - 3.500 | 0.471 | - 4.400 | - 3.500 | - 0.08 | 3.63 | 2000 |
| pDMCL | - 1.777 | - 40.361 | - 3.351 | - 0.500 | - 4.400 | - 3.500 | 0.03 | 3.72 | 4500 |

Tabella 1.5 Siti di inserzione dei legamenti e loro parametri (Xu. et al., 2015)

1.3.3_Catelli

Un'evoluzione è avvenuta con lo sviluppo di tale modello di Catelli (fig. 1.7 modello a destra, senza la modellazione delle braccia) (Catelli et al., 2019) che prende le geometrie di Rajagopal aggiungendo le superfici di arrotolamento (wrapping surfaces, Tabella 1.6) per impedire ai muscoli di entrare in modo anomalo all'interno delle ossa durante i movimenti (Fig. 1.8); a livello di articolazione del ginocchio però vi è un solo un gdl e non possiede i legamenti.

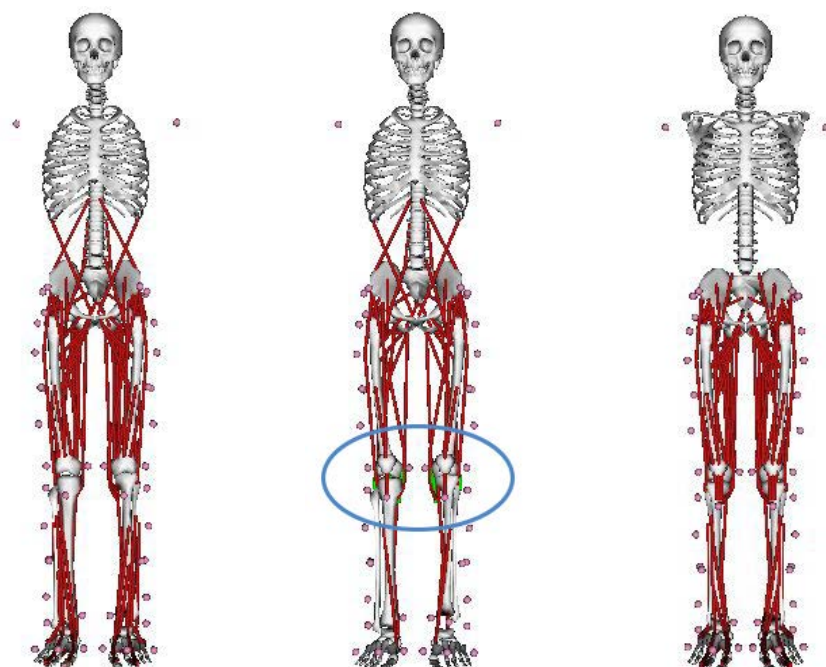


Fig. 1.7 Modelli muscoloscheletrici Delp (a sinistra), Xu54 (al centro) e Catelli senza braccia (a destra)

Tale modello, a differenza dei precedenti, possiede anche gli arti superiori ed è stato sviluppato appositamente per il gesto funzionale del deep squat e per l'high hip flexion.

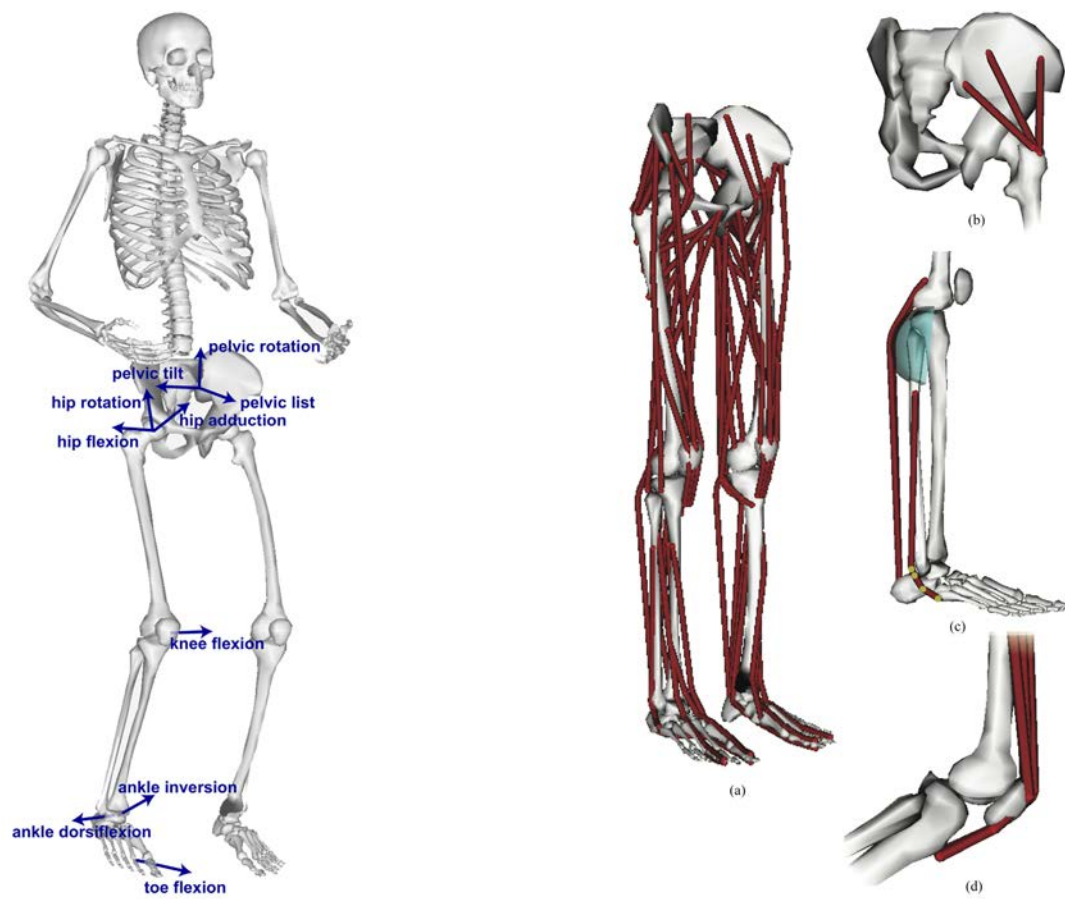


Fig. 1.8 Gradi di libertà del modello (sinistra), muscoli arto inferiore e wrapping surfaces (destra) (Rajagopal et al., 2016)

| | |
|--|--|
| Sono state aggiornate 4 wrapping surfaces: | Sono state implementate 3 wrapping surfaces: |
| Gmax1_at_pelvis | Post_at_pelvis |
| Gmax2_at_pelvis | Gmed_at_pelvis |
| KnExt_at_fem | Flex_at_femhead |
| KnExtVL_at_fem | |

Tabella 1.6 Wrapping Surfaces

E' inoltre da sottolineare che i muscoli di tale modello presentano curve con un andamento maggiormente fisiologico e, a differenza dei precedenti modelli considerati, in tale modello non è presente il muscolo quadricipite femorale ed è corretto dato che vi sono già inseriti i suoi quattro muscoli costituenti; tali aspetti rendono Catelli un modello a prescindere più affidabile e coerente dei precedenti.

2_Cenni di fisiologia

“La natura non fa nulla di inutile” diceva Aristotele ed è per questo che il corpo umano possiede, in età adulta, 206 ossa collegate da 68 articolazioni, 752 muscoli di cui ben 327 scheletrici pari indispensabili per le funzioni motorie.



Fig. 2.1 Anatomia umana: sistema scheletrico e muscolare

2.1_Sistema muscoloscheletrico umano

Il sistema muscoloscheletrico, definito anche come apparato locomotore, è costituito dal sistema scheletrico, passivo, e dal sistema muscolare, attivo, e comprende elementi strutturali quali: ossa, muscoli, articolazioni, tendini, legamenti e tessuti cartilaginei che, corrispondenti all'incirca all'80% del peso del soggetto medio, formano un sistema indispensabile di sostegno e difesa che permette di eseguire anche il più semplice movimento quotidiano.

2.1.1_Sistema scheletrico

Il sistema scheletrico costituisce circa il 20% del peso corporeo ed è formato da ossa, articolazioni e cartilagini che insieme conferiscono forma e stabilità al soggetto e sono una riserva essenziale di minerali per il corpo.

Si può suddividere in scheletro assile e appendicolare, connessi tra loro tramite la cintura pelvica e scapolare. Lo scheletro assile è costituito dalla colonna vertebrale, dal cranio e dalla gabbia toracica e conta 80 ossa, lo scheletro appendicolare invece è formato dalle rimanenti 126 ossa e comprende gli arti superiori e inferiori e le cinture stesse.

Le ossa sono costituite dal tessuto osseo, un tessuto connettivo composto da cellule e loro prodotti che a loro volta costituiscono la matrice organica, con collagene e altre proteine, che in seguito viene demineralizzata; il tessuto osseo conferisce durezza, grazie alla componente mineralizzata, e resistenza, per merito della componente proteica.

L'osso quindi è un composito e si possono distinguere tre componenti principali al suo interno: la sostanza inorganica, la parte mineralizzata composta principalmente da sali di calcio e fosforo, che costituisce circa il 69% dell'osso e lo contraddistingue da tutti gli altri tessuti del corpo; la sostanza organica, la percentuale proteica presente al 22%, che conferisce elasticità e resistenza grazie all'abbondante quantità di collagene e altre proteine, la cui sintesi e demineralizzazione è regolata dall'attività di osteoblasti e osteoclasti che sono cellule responsabili del processo di rimodellamento dell'osso insieme agli osteociti che rilevano la variazione dello stato deformativo innescando i dovuti processi di riorganizzazione della struttura;

il liquido, per il restante 9%, che ha una grande rilevanza nel comportamento meccanico dell'osso perché una sua percentuale più bassa della media può conferire un comportamento elasto-fragile anziché visco-elasto-fragile all'intera struttura, portando a danni permanenti.

Le ossa si possono distinguere in base al tipo di tessuto osseo al loro interno: fibroso o lamellare. Il primo, a fibre intrecciate, essendo osso immaturo è presente di norma nell'embrione, nei neonati e nella fase di guarigione di una frattura; quello lamellare invece è alla base dell'osso maturo, dove i processi di rimodellamento possono essere già avvenuti, ed è formato da fibre di collagene allineate e ben organizzate atte a formare strati l'uno sovrapposto all'altro denominati lamelle ossee.

All'interno del tessuto osseo lamellare si possono individuare due sottotipi diversi di osso: osso corticale e osso trabecolare.

L'osso corticale, o compatto, ricopre in genere la parte esterna dell'osso stesso ed è caratterizzato da una struttura densa e robusta che conferisce solidità e resistenza. La sua elevata robustezza e rigidità è dovuta ai cristalli di apatite che lo compongono che hanno un modulo elastico notevole di 165GPa (si consideri ad esempio che l'acciaio ha un valore $E=200\text{GPa}$), il collagene presente al suo interno invece gli conferisce elasticità con il suo modulo elastico pari a 2GPa, per ottenere un comportamento di tipo visco-elasto-fragile anziché elasto-fragile ed un modulo elastico medio di circa 18GPa lungo la linea di carico. La sua struttura è caratterizzata da lamelle raggruppate in osteoni, a loro volta collegati tra loro da strutture secondarie dette canali di Volkmann; i processi vitali sono regolati e resi possibili da piccolissimi canali, entro cui scorrono i vasi sanguigni e risiedono le cellule.

L'osso trabecolare invece lo si può trovare nella parte più interna della struttura e presenta una

matrice porosa, spugnosa che lo rende meno resistente e denso rispetto al corticale ma, grazie a tale rete di trabecole disposte lungo diversi assi, esso risulta maggiormente adatto a rispondere a carichi provenienti da direzioni diverse dovuto per di più alla capacità di adattamento funzionale che permette di variare l'orientazione e la distribuzione delle trabecole in base al carico applicato.

Le ossa possono tuttavia esser suddivise in ossa del capo, del tronco e degli arti ed hanno molteplici funzioni: metaboliche e cellulari, di sostegno del corpo, di protezione degli apparati interni, in particolar modo di parti delicate come cranio cuore e gabbia toracica, di movimento e struttura in collaborazione coi muscoli.

Possiamo suddividerle inoltre, secondo la loro forma, principalmente in ossa lunghe, piatte e brevi che di conseguenza ricopriranno ruoli diversi in allocazioni diverse del corpo.

Le ossa lunghe, quali femore o tibia, hanno una dimensione che prevale sulle altre due e presentano due estremità, epifisi, collegate tramite la metafisi alla parte centrale cilindrica, diafisi, composta da tessuto compatto al cui interno vi è una cavità contenente midollo osseo. Durante lo sviluppo il piano di crescita cartilagineo che separa metafisi ed epifisi viene calcificato; a capo dell'epifisi vi è un tessuto specializzato di cartilagine articolare, tessuto prettamente trabecolare, che crea una superficie di scorrimento per le articolazioni a basso coefficiente di attrito permettendo loro di scorrere l'una sull'altra per concedere il movimento degli arti costituenti.

Le ossa piatte hanno due dimensioni che prevalgono sulla terza, sono composte sia da tessuto spugnoso che compatto e presentano anch'esse una zona riservata al midollo osseo nella parte centrale del tessuto spugnoso, detta diploe, con all'esterno una copertura di tessuto compatto per ogni lato, detta tavolato; un esempio è il bacino o lo sterno.

Infine le ossa brevi o corte, composte da tessuto spugnoso avvolto da un sottile strato di tessuto compatto, non hanno una dimensione prevalente, come avviene per le vertebre.

Con la crescita esse possono cambiare la loro composizione e conformazione e in alcuni casi vi possono essere ossa che vengono conglobate tra loro, come testimonia il fatto che alla nascita si hanno più di 270 ossa a discapito delle 206 di un adulto.

A testimonianza del minor numero di ossa si possono citare le vertebre sacrali che alla nascita sono 5 mentre successivamente si fondono in una unica, allo stesso modo pure il numero corrispondente alle vertebre del coccige diminuisce nell'età adulta.

Un esempio evidente invece di differenziazione della conformazione delle ossa nella crescita la si può notare nella diversa evoluzione del bacino nell'uomo e nella donna: nell'uomo risulta più alto e di conformazione più spessa e robusta mentre nella donna si sviluppa maggiormente

in larghezza per poter ospitare il feto in gravidanza.

In generale l'uomo presenta una struttura più massiccia con dimensioni in proporzione maggiori rispetto alla donna che risulta quindi più esile e aggraziata nelle forme.

I fattori che influenzano le proprietà meccaniche delle ossa sono molteplici e i principali sono: età e sesso del soggetto, idratazione dell'osso, tipologia e orientazione del carico che viene imposto, velocità e durata di applicazione del carico ed eventuale sua ciclicità che può portare a una rottura a fatica che in condizioni di singolo carico non si raggiungerebbe.

L'età del soggetto influenza negativamente sulle proprietà dell'osso poiché col tempo avviene un normale processo degenerativo del tessuto che può essere aggravato da malattie o patologie specifiche da soggetto a soggetto; inoltre lo stile di vita di una persona sedentaria fa sì che le ossa si plasmino in modo differente rispetto a quelle di un soggetto sportivo poiché i carichi e gli sforzi che devono affrontare le ossa sono differenti e il corpo si adatta alle differenti esigenze ottimizzando e risparmiando dove possibile grazie alla sua capacità di adattamento di funzione che permette di ottimizzare la funzione meccanica.

Il sesso femminile è inoltre maggiormente sensibile al processo degenerativo osteoporotico rispetto all'uomo e unitamente all'avanzamento dell'età tale processo viene maggiormente evidenziato, visibile anche in un confronto tra donne giovani e anziane, in particolare nella degradazione del tessuto osseo trabecolare a causa di riassorbimento osseo e fratture.

Un osso meno idratato sarà maggiormente incline a microlesioni o fratture di uno idratato poiché, all'applicazione di un carico, non riuscirà ad adattarsi subendo una eventuale deformazione elastica o plastica ma andrà incontro direttamente a un danno permanente, secondo un andamento elasto-fragile.

Unitamente al livello di idratazione dell'osso vi è il fattore legato alla velocità di applicazione del carico dove all'aumento della velocità corrisponde un aumento della rigidità; inoltre si ha una trascurabile dipendenza nel caso di osso disidratato dalla velocità, mentre nel caso di osso idratato vi è una forte correlazione con essa: con deformazioni del 0.4% si ottiene già una netta distinzione, in campo elastico, tra curve a diversa velocità di applicazione con una successiva fase plastica a partire da deformazioni del 0.8% fino a valori di distorsione del 2.4-2.5% dove in seguito si giunge alla rottura dell'osso idratato, atto che per l'osso disidratato avviene per valori di deformazione di 0.8% essendo dotato di un comportamento elasto-fragile.

La ciclicità del carico applicato è un altro fattore molto importante poiché un medesimo carico applicato singolarmente può non danneggiare l'osso ma se applicato per un numero di cicli elevato può portare fino alla rottura dell'osso poiché col tempo si sono formate al suo interno

delle microlesioni, attorno alle quali si possono raggiungere degli stati di tensione molto elevati, che sommandosi anche agli altri fattori già citati portano fino al definitivo cedimento della struttura.

Il diagramma di Wöhler (Fig. 2.2), ottenuto tramite prove a fatica su provini, contiene curve corrispondenti a diversi valori di tensioni cicliche di sollecitazione con corrispondente rapporto di fatica R, dato dal quoziente tra tensione minima e tensione massima del ciclo, da cui si può ricavare il numero massimo di cicli N che il materiale in esame può sopportare prima di pervenire a rottura e che si aggira sull'ordine di $N=2 \cdot 10^6$ per il tessuto osseo.

Dato un valore prefissato di R, se la tensione massima è al di sotto dell'asintoto orizzontale della curva limite relativa, il materiale in esame in ambiente non corrosivo quale non è l'ambiente biologico, può avere una vita a fatica infinita; confrontando due curve a diverso valore di R si può invece evincere che quella con un rapporto R minore affatica maggiormente il materiale rispetto ad uno a rapporto maggiore.

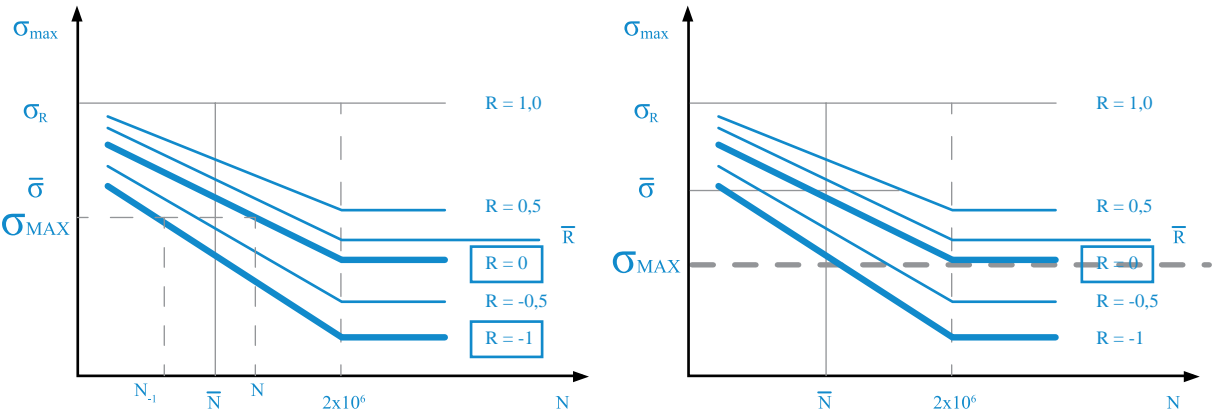


Fig. 2.2 Diagramma di Wöhler

Da aggiungere a tali fattori vi sono i difetti interni del materiale che possono essere anche di tipo strutturale, come le lacune intralamellari del tessuto corticale, e vanno a modificare le proprietà del tessuto: attorno ai difetti infatti si ha una intensificazione degli sforzi notevole con uno stato tensionale molto elevato e una possibile propagazione e crescita di micro fratture che fa perdere rigidità e resistenza al materiale.

Si può quindi innescare un danno cumulativo in un processo di carico ciclico dove, ad ogni ciclo, il materiale risponderà in modo sempre diverso al medesimo carico applicato poiché al suo interno la struttura viene sistematicamente modificata portando a una evoluzione degradativa del sistema stesso.

Le lacune interne al materiale possono però risultare, anziché come uno stato di innesco, un sistema di arresto nella propagazione di microfratture in base alla loro forma geometrica più o

meno arrotondata la quale implicherà uno stato di tensione differente.

Le articolazioni invece permettono il collegamento e il mantenimento in sede di due o più ossa, compito agevolato dalla presenza alle estremità di cartilagine, tessuto connettivo di sostegno, che insieme al liquido sinoviale permette di ridurre gli attriti lubrificando l'articolazione, riducendo così i danni degenerativi da usura.

Possono essere suddivise, in base al loro compito, in tre macrocategorie: diartrosi, anfiartrosi e sinartrosi.

Le diartrosi, o articolazioni sinoviali, sono ad esempio quelle del ginocchio, della spalla e della caviglia e presentano una grande mobilità che permette agli elementi connessi di muoversi gli uni rispetto agli altri seppur rimanendo fissati tra loro.

Le anfiartrosi, o articolazioni cartilaginee, quali le vertebre della colonna vertebrale hanno una mobilità ridotta rispetto alle diartrosi e, come si può intuire dal nome, sono articolazioni dove le ossa sono vincolate tra loro grazie alla cartilagine.

Infine le sinartrosi, o articolazioni fibrose, come lo sono le ossa del cranio non hanno alcuna mobilità e sono legate da tessuto fibroso.

All'interno della struttura articolare vi sono i legamenti, formati da tessuto connettivo fibroso, che permettono l'effettivo movimento delle ossa coinvolte; un loro malfunzionamento o lesione porta ad un problema nel movimento stesso con il rischio a lungo termine di rottura o adattamenti funzionali scorretti nel meccanismo di lavoro.

2.1.2 Sistema muscolare

I muscoli hanno proprietà contrattile, sono composti da fibre bianche e rosse che conferiscono, rispettivamente, velocità per una azione rapida e resistenza per una azione lenta.

In base alla disposizione delle fibre e della inserzione dei tendini si possono distinguere principalmente in fusiformi, con fibre muscolari più lunghe che generano un movimento più ampio, e pennati con varie conformazioni: fusiforme, bicipite, tricipite, digastrico, pennato, bipennato, semipennato, multipennato, retto, piano e triangolare.

Il bicipite, brachiale e femorale, è costituito da due capi di inserzioni, il capo lungo e breve, ed un unico corpo centrale; i pennati, quali il gastrocnemio ed il retto femorale, hanno le fibre costituenti che si diramano a pettine sino ad innestarsi nel tendine; il gluteo ad esempio invece è un muscolo triangolare a ventaglio.

Diversamente, in base alla morfologia, si possono distinguere tre tipi di muscoli: striato scheletrico, striato cardiaco e liscio.

I muscoli striati scheletrici, di maggior interesse nell'ambito di tale progetto essendo essi i principali attuatori attivi nell'atto motorio, presentano striature visibili dovute alla conformazione ordinata lungo uno stesso asse delle fibre costituenti, sono caratterizzati in gran parte da miosina che conferisce loro resistenza e forza.

Sono definiti muscoli volontari in quanto controllati consapevolmente dal soggetto tramite il suo sistema nervoso centrale.

I muscoli striati cardiaci, così chiamati perchè compongono principalmente le pareti del cuore, sono invece muscoli involontari essendo che non sono direttamente controllabili dal soggetto ma agiscono in modo autonomo, nonostante presentino una struttura comparabile a quella dei muscoli striati scheletrici.

Infine i muscoli lisci sono muscoli involontari controllati direttamente dal cervello senza però il libero arbitrio da parte del soggetto; rivestono organi cavi del corpo e si possono trovare, ad esempio, nei pressi dei vasi sanguigni dove attraverso la loro contrazione e rilassamento permettono di pompare il sangue regolandone il flusso in base alle esigenze corporee.

2.1.3_Patologie

Il sistema muscolo scheletrico è costituito da diverse parti, ognuna delle quali può esser afflitta, nel corso della vita di ogni soggetto, da una o più patologie, in particolare si possono elencare le più frequenti:

artriti, fratture osse, contratture, tendiniti e distorsioni.

Le artriti, infiammazioni delle articolazioni, esistono in varie forme e di varia natura e possono coinvolgere differenti parti del corpo in modo diverso e più o meno severo con la possibilità di diffondersi eventualmente; alcuni esempi sono: la osteoartrite, la fibromialgia, l'artrite reumatoide e la spondilite anchilosante.

In particolare evidenziamo l'osteoartrite, dovuta a microlesioni della cartilagine, legata al normale invecchiamento del soggetto, soprattutto se ha svolto uno sport o un lavoro molto intenso e protratto nel tempo, ma anche a questioni ereditarie e coinvolge soprattutto articolazioni quali il ginocchio, l'anca e le vertebre lombari e cervicali.

Le fratture ossee coinvolgono per l'appunto il sistema scheletrico e possono essere causate da traumi quali incidenti sul lavoro o nel tempo libero, cadute accidentali, traumi sportivi e molte altre situazioni che portano a rottura di una o più ossa. Oltre ai traumi citati può incidere sulla patologia l'osteoporosi che è una malattia che causa il deterioramento del tessuto osseo rendendolo più fragile ed esposto a rottura, soprattutto in parti del corpo come l'anca, la colonna vertebrale e i polsi e che si aggrava con l'avanzare dell'età del soggetto, in soggetti femminili,

in coloro che fanno abuso di alcol o con stili di vita sedentari che fanno sì che in modo più o meno diretto l'organismo ottimizzi e vada al risparmio portando a un riassorbimento osseo, acuitizzato nei soggetti anziani a causa della consueta riduzione del processo di rimodellamento osseo.

2.2_Articolazione del ginocchio

Particolarmente importante per tale studio è l'articolazione del ginocchio (Fig. 2.3) ed i traumi legati alla rottura o lesione dei suoi legamenti.

E' l'articolazione più grande e complessa del corpo umano: collega la parte dell'arto inferiore composta da coscia e gamba coinvolgendo ossa importanti come femore e tibia.

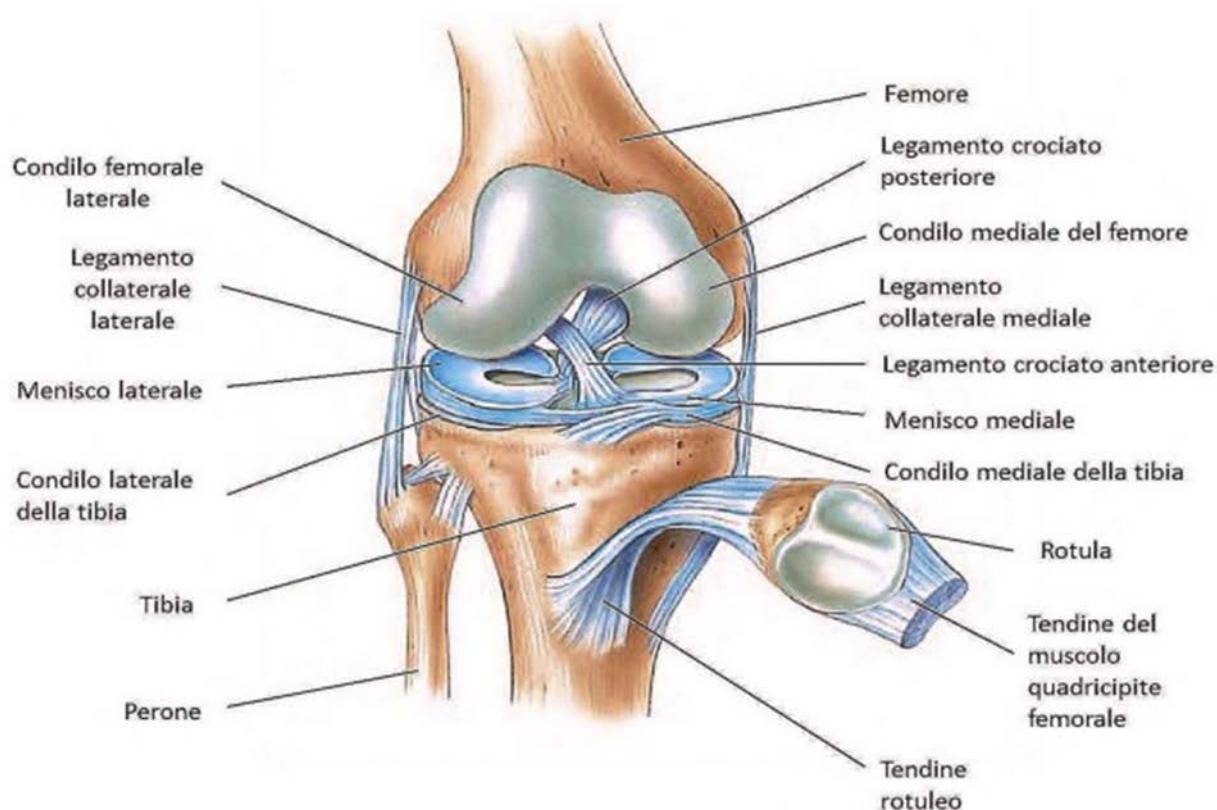


Fig. 2.3 Anatomia articolazione del ginocchio

Nello specifico, si distingue una doppia articolazione condiloidea, unita ad una troclea; diversamente parlando si possono definire due articolazioni femoro-tibiali e una femoro-patellare.

Il femore, l'osso più lungo e resistente del corpo, si trova nella coscia ed alle sue due estremità, epifisi, si collega in quella prossimale con l'anca per formare l'articolazione coxofemorale e in

quella distale con la rotula e tibia per formare quella del ginocchio.

L'epifisi distale del femore è caratterizzata da due condili femorali, mediale e laterale, separati tra loro dalla superficie patellare nella zona anteriore e da una fossa intercondiloidea posteriormente.

La rotula, o patella, è un osso sesamoide di piccole dimensioni ma di grande importanza nell'azione di rinforzo della struttura del tendine poiché permette di aumentarne la resistenza in trazione; essa risiede su un cuscinetto adiposo, corpo o batuffolo di Hoffa, che le consente di attutire gli urti e di scorrere con minor attrito sulle altre strutture mantenendo il tendine separato dall'osso.

Essa svolge quindi un'azione di puleggia aumentando il braccio di leva del muscolo quadricipite che può quindi esercitare una forza maggiore del 50% e contemporaneamente offre un'area di contatto più estesa tra il tendine quadricipitale e il quadricipite stesso.

La tibia insieme al perone costituisce la struttura dello scheletro della gamba ed è un osso lungo pari: tali ossa consentono funzioni vitali e basilari quali camminata, corsa e sono sede di inserzione di muscoli e legamenti indispensabili per il corretto funzionamento delle articolazioni e del moto; la tibia inoltre svolge il compito di sostenere il corpo in quanto direttamente a contatto con il femore.

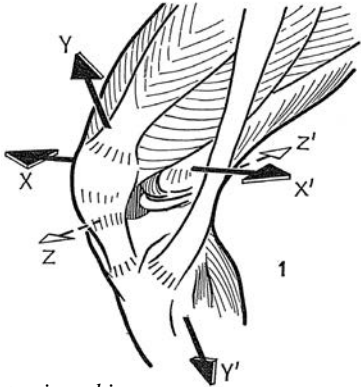
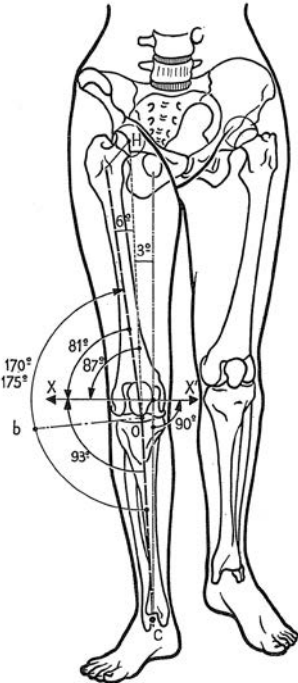


Fig. 2.4
Assi movimento ginocchio
con angoli di orientazione (Kapandij, 1983)

Alla sua estremità prossimale, più spessa e ampia della distale, si individuano due condili, mediale e laterale, il piatto tibiale che si trova al di sopra di tali condili e che presenta al suo interno i tubercoli intercondiloidei che servono per fissare i menischi dell'articolazione del ginocchio, la tuberosità tibiale e la zampa d'oca.

Il piatto tibiale presenta inoltre due fosse intercondiloidee, anteriore e posteriore, che fungono da inserzione rispettivamente per il legamento crociato anteriore e posteriore; la zampa d'oca invece è sede di inserzione di muscoli quali sartorio, gracile e semitendinoso.

Il principale movimento del ginocchio è la flessione-estensione sul piano sagittale attorno all'asse XX' (vedi Fig. 2.4, zoom a destra), a cui è legato il suo grado di libertà; ma non bisogna trascurare la possibilità di rotazione lungo l'asse longitudinale YY' in posizione di flessione del ginocchio.

La flessione-estensione avviene rispetto a un asse XX' nel piano frontale che attraversa i condili orizzontalmente; l'asse della diafisi femorale e l'asse della gamba non sono l'uno sul prolungamento dell'altro ma formano un angolo di 170-175° (vedi Fig. 2.4) che attribuisce il valgismo fisiologico del ginocchio; inoltre per conformazione anatomica che prevede le anche più distanziate rispetto alle caviglie l'asse meccanico dell'arto inferiore è leggermente obliquo in basso e in dentro formando un angolo di 3° con la verticale e tale angolo aumenta nel caso di una donna e di conseguenza pure il valgismo è accentuato nel sesso femminile.

Il valgismo può essere, oltre che fisiologico, anche patologico e si possono evidenziare due casi opposti: ginocchio varo, in cui l'angolo di valgismo si inverte, e il ginocchio valgo, dove le ginocchia vanno inverosimilmente anche a contatto tra loro ed è una patologia tipica negli adolescenti che però con la crescita tende a normalizzarsi autonomamente.

L'estensione è il movimento che dalla posizione di riferimento con l'arto inferiore completamente esteso, dritto, porta ad allontanare la superficie posteriore della gamba da quella della coscia e può raggiungere i 5-10° se è una estensione passiva dalla posizione di riferimento che in soggetti patologici può accentuarsi ottenendo il ginocchio recurvato; con estensione attiva invece si ha maggior efficacia in posizione di anca estesa che permette al retto femorale una maggiore incisività.

La flessione viceversa avvicina la faccia posteriore della gamba a quella della coscia e la sua estensione dipende dalla posizione iniziale dell'anca nel gesto: con anca flessa una flessione attiva può raggiungere i 140° mentre se l'anca è estesa può arrivare solo fino a 120° poiché i muscoli posteriori risultano meno efficaci in tale posizione, a meno che non si contraggano in modo brusco e improvviso permettendo agli ischio-crurali di effettuare una maggior flessione che si completa con una flessione passiva. (Fig. 2.5, prime due posizioni)

La flessione prettamente passiva invece (Fig. 2.5, posizione a destra) tollera fino a 160° dove il tallone va in contatto col gluteo, se ciò non avviene può essere per un fattore di masse muscolari di polpaccio e coscia oppure per fattori patologici quali la retrazione dell'apparato estensore, principalmente del quadricipite, o le retrazioni della capsula articolare.

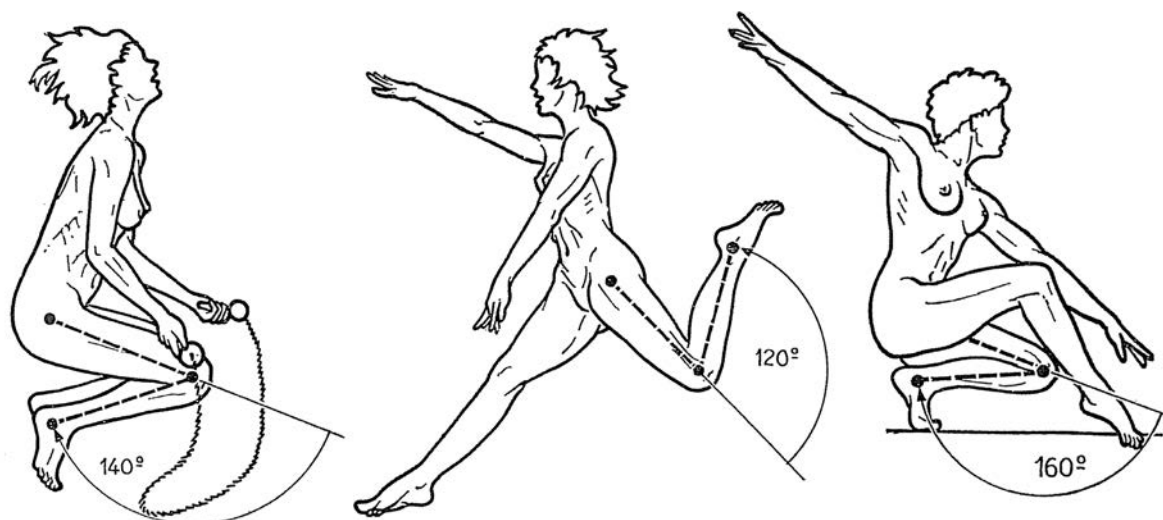


Fig. 2.5 Movimenti di flessione attiva e passiva (Kapandij, 1983)

A ginocchio flesso, quando l'asse della gamba non combacia con l'asse meccanico dell'arto inferiore, è possibile avere un secondo grado di libertà al ginocchio che permette la rotazione, movimento impossibile a gamba tesa poiché gli assi si allineano e la rotazione assiale avviene sull'anca anziché sul ginocchio.

La rotazione interna ed esterna con ampiezze massime di circa 40° e 30°, che aumentano di alcuni gradi se effettuate passivamente, giocano rispettivamente un ruolo importante per la adduzione e abduzione del piede.

Inoltre si può considerare un terzo movimento possibile lungo l'asse ZZ' antero-posteriore che, a ginocchio flesso, concede dei piccoli movimenti laterali di 1-2cm alla caviglia, il quale non possiede però un vero e proprio grado di libertà proprio.

In aggiunta, nel movimento di flessione-estensione del ginocchio, si ha una ulteriore rotazione assiale automatica di circa 20° che porta il piede a ruotare esternamente nel momento di massima estensione quando si inizia a flettere o quando si sta terminando l'estensione.

Femore e tibia hanno conformazioni invertite tra loro per permettere tutti i momenti necessari all'articolazione e nei punti più delicati, dove c'è minor quantità di osso, subentra la forza muscolare per proteggere e mantenere forte il sistema.

A livello dei condili si può evidenziare un movimento di rotolamento e scivolamento combinati per permettere il completo range di spostamento dei condili in uno spazio ristretto quale è la superficie articolare tibiale. I condili infatti, come hanno dimostrato i fratelli Weber nel 1836 con la loro esperienza (Fig. 2.6) e successivamente confermato da Strasser nel 1917, nella prima fase a partire dalla massima estensione iniziano con un perfetto rotolamento per proseguire poi con uno scivolamento prevalente sul rotolamento e nella fase terminale della flessione con un

puro scivolamento. Dalla figura si può notare, a conferma di tale comportamento, che il punto di contatto con la tibia durante la flessione si porta all'indietro.

Il movimento dei condili, nella rotazione assiale, determina il movimento in avanti del menisco esterno e indietro del menisco interno nella rotazione esterna e viceversa in quella interna; in flessione invece il comportamento dei condili è strettamente legato al movimento della rotula anteriormente e ai legamenti crociati posteriormente.

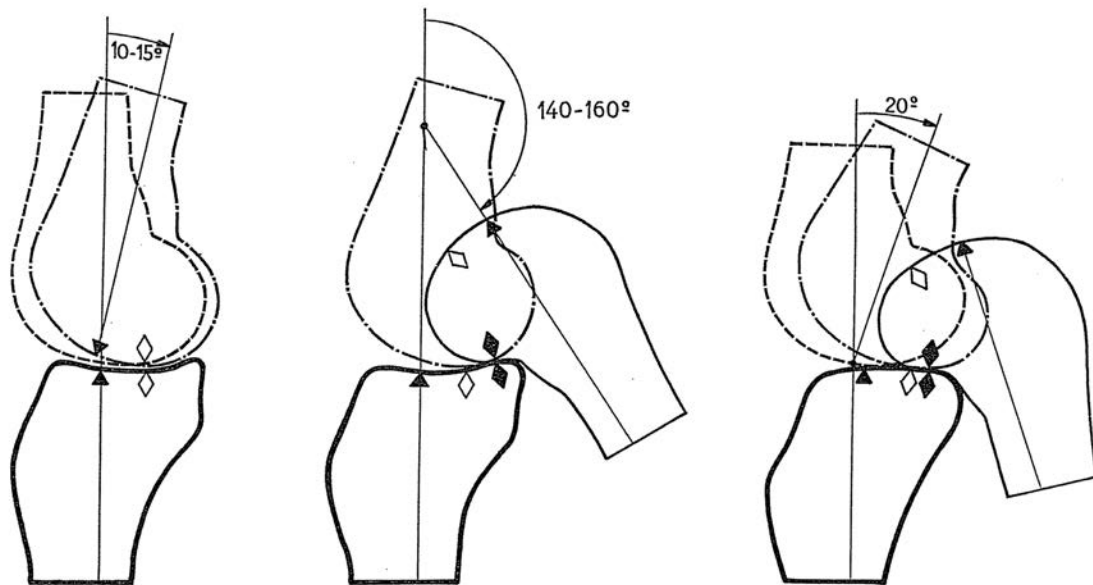


Fig. 2.6 Esperienza fratelli Weber 1836

2.2.1_Muscoli e legamenti

Le ossa danno forma e solidità alla struttura ma ciò che rende ancora più resistente e stabile tale imponente articolazione sono i legamenti e i muscoli.

Tra i legamenti presenti quattro sono i più rilevanti: i due legamenti crociati, anteriore e posteriore, e i due collaterali, mediale e laterale (Fig. 2.7).

I legamenti crociati, collocati al centro dell'articolazione nella fossa intercondiloidea, sono a contatto tra loro e ricoperti dalla capsula sinoviale della quale si possono dire essere dei suoi inspessimenti.

Le fibre di tali legamenti non hanno tutte la stessa lunghezza e direzione permettendo quindi, durante diversi movimenti, la loro tensione non simultanea.

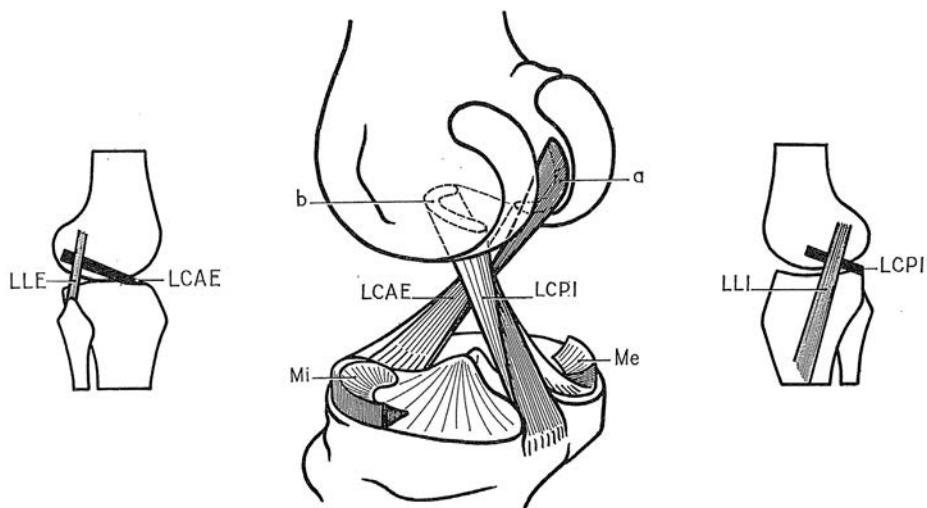


Fig. 2.7 Legamenti articolazione del ginocchio

Come si può dedurre dal loro nome, i crociati si incrociano nel piano sagittale e frontale tra loro ma anche con i collaterali; in estensione del ginocchio il crociato anteriore è più verticale mentre il posteriore è più orizzontale e mediamente le loro lunghezze stanno in un rapporto di cinque terzi tra anteriore e posteriore.

I crociati danno stabilità al ginocchio nel piano antero-posteriore concedendo i movimenti a cerniera senza distaccamento delle superfici articolari.

Il rotolamento combinato con lo scivolamento sono permessi da fattori attivi, quali gli estensori che spostano la tibia in avanti nella fase di estensione e i flessori che fanno scivolare il piatto tibiale indietro nella flessione, e fattori passivi, quali i legamenti crociati che richiamano i condili facendoli scivolare sulle superfici articolari in verso opposto rispetto al loro rotolamento. Infatti, durante la flessione, il crociato anteriore permette al condilo di scivolare in avanti insieme ad un rotolamento verso dietro, viceversa accade nella estensione ad opera del crociato posteriore, tali movimenti danno vita ad un alternarsi di tensionamento e detensionamento dei legamenti crociati

Se uno dei due crociati subisce una rottura, in aggiunta a tali movimenti, risulterà possibile un movimento a cassetto anteriore o posteriore che renderà evidente il danno ai legamenti.

A ginocchio flesso sono possibili le rotazioni esterne ed interne, in tali movimenti i crociati vanno rispettivamente a detendersi allontanandosi tra loro ed a tendersi arrotolandosi a vicenda e avvicinando così la tibia al femore essendo in tale situazione più corti rispetto alla posizione di riferimento.

I collaterali (Fig. 2.8) invece rinforzano la capsula articolare e durante l'estensione del ginocchio

ne assicurano la stabilità estendendosi, mentre si detendono durante la flessione.

Nei movimenti di rotazione del ginocchio collaborano con i crociati per mantenere salda l'articolazione tendendosi durante la rotazione esterna e detendendosi in quella interna divenendo così più verticali e allontanando la tibia dal femore; tale processo è inverso rispetto ai crociati ma impedisce la rotazione esterna del ginocchio quando esso è esteso.

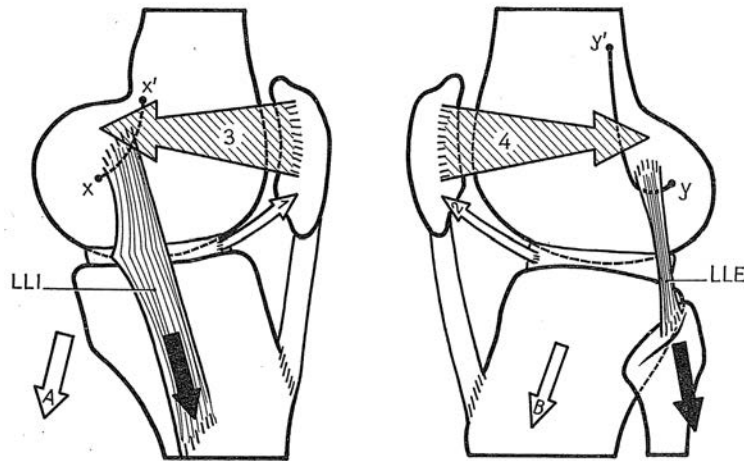


Fig. 2.8 Legamenti collaterali articolazione ginocchio

Il collaterale interno, o mediale (Fig. 2.8 disegno sinistro), ha inserzione superiormente nell'epicondilo mediale e inferiormente sulla tibia dietro l'inserzione dei muscoli della zampa d'oca, ha una direzione obliqua verso il basso e avanti, incrociandosi con il collaterale laterale esterno (Fig. 2.8 disegno destro) che invece ha inserzione sull'epicondilo laterale sopra e sotto sulla testa del perone, nell'inserzione del muscolo bicipite, con direzione obliqua in basso e in dietro.

La stabilità laterale del ginocchio è data, oltre che dai legamenti collaterali, anche da alcuni muscoli: la bandelletta di Maissiat tensionata dal tensore della fascia lata collabora con il collaterale laterale mentre i muscoli della zampa d'oca (sartorio, semitendinoso e retto interno) aiutano il collaterale mediale.

Anche il quadricipite femorale riveste un ruolo importante nella stabilità laterale, in particolare i vasti, ma ha un ruolo fondamentale per la posizione eretta quando l'arto inferiore è leggermente flessa mentre quando è iperesteso subentrano i legamenti posteriori.

Il quadricipite femorale è infatti un muscolo estensore del ginocchio, tre volte più potente dei muscoli flessori in quanto esso deve opporsi costantemente alla forza di gravità.

I muscoli che lo compongono sono ovviamente quattro: vasto intermedio, esterno e interno ed il retto anteriore, quest'ultimo biarticolare mentre i primi tre monoarticolari con la sola funzione di estensori del ginocchio.

Il retto non è molto potente di per sé ma essendo biarticolare è un muscolo flessore di anca ed allo stesso tempo estensore di ginocchio, azioni influenzate reciprocamente dalla posizione del ginocchio rispetto all'anca.

Quando l'anca è estesa rispetto alla posizione di riferimento il retto va maggiormente in tensione e la sua efficacia aumenta poiché le sue inserzioni si allontanano, condizione che si ha nella fase della corsa o camminata in cui è l'arto posteriore che deve spingere per procedere o quando si deve richiamare l'arto oscillante in avanti; quando invece l'anca è flessa l'efficacia del retto diminuisce e sono più potenti i vasti.

A ginocchio flesso il retto favorisce la flessione dell'anca come avviene in un salto partendo da ginocchia flesse.

Altro muscolo molto importante in tale studio è il grande gluteo che si comporta da antagonista sull'anca ed è sinergico sul ginocchio rispetto al retto.

Tra i muscoli flessori del ginocchio ve ne sono di bi-articolari quali gli ischio-crurali, bicipite femorale e semitendinoso, i muscoli già citati della zampa d'oca, retto interno (o gracile) sartorio e semitendinoso, che sono allo stesso tempo anche estensori dell'anca e la loro efficacia dipende dalle posizioni stesse di anca e ginocchio; con la flessione dell'anca in particolare si ha un aumento dell'efficacia di tali muscoli come flessori del ginocchio.

Il sartorio ed il retto interno sono anche rispettivamente abductore e adduttore dell'anca e ne deriva il fatto che tali flessori sono anche rotatori interni o esterni di anca e ginocchio.

Tra i rotatori esterni, i quali originano al di fuori dell'asse verticale di rotazione del ginocchio, vi sono anche bicipite e tensore della fascia lata, quest'ultimo opera come flessore-rotatore esterno quando il ginocchio è flesso mentre a ginocchio esteso diviene estensore bloccando la estensione.

Tra i rotatori interni, che originano da dietro l'asse verticale di rotazione, vi sono i già citati sartorio, semitendinoso, semimembranoso, gracile e popliteo che fanno leggermente ruotare la punta del piede in dentro quando tirano a sé il piatto tibiale nella loro contrazione e fungono da freni della rotazione esterna a ginocchio flesso prevenendo lesioni alle componenti capsulo-legamentose se sollecitate troppo bruscamente.

Il lavoro simultaneo di vasto esterno ed interno impedisce uno spostamento anomalo laterale della rotula che potrebbe portare alla sua lussazione insieme ad altri fattori.

2.2.2_Patologie

La mobilità articolare del ginocchio può evidenziare eventuali lesioni o patologie se comparata con i gradi di libertà secondari poiché si può vedere che la stabilità conferita dalle strutture legamentose cambia e si possono notare movimenti anomali.

Ad esempio, in posizione di iperestensione del ginocchio, se è possibile portare la gamba in fuori o in dentro, si può rilevare una lesione del collaterale mediale o laterale e del guscio condiloideo interno o esterno.

La rotazione esterna porta i legamenti crociati a tendersi maggiormente e questo movimento, se fatto scorrettamente e su una articolazione già lesa, può agevolare la rottura dei crociati.

Il legamento collaterale mediale si oppone al valgismo, fisiologico e non, e nel caso tale patologia si accentui troppo c'è il rischio che il legamento si laceri dando distorsione che può giungere a rottura nel caso di un trauma violento; in generale uno scompenso interno o esterno sul ginocchio durante l'attività fisica può portare rispettivamente a un peggioramento o miglioramento del valgismo fisiologico e ad una eventuale rottura o lesione dei collaterali.

Le patologie più frequenti a livello dell'articolazione del ginocchio possono essere suddivise in due macro categorie: croniche degenerative ed acute.

Le croniche degenerative, provocate da una degenerazione o da una infiammazione acuta, persistono nel tempo e si possono aggravare nel giro di mesi o anni a seguito di uno sforzo maggiore durante l'attività fisica o un gesto quotidiano; tra le più comuni vi sono: artrite reumatoide, spondiloartrite anchilosante, osteoartrite, artrosi, condrosi femoro rotulea, degenerazione della cartilagine della capsula.

L'osteoartrite è legata all'usura della cartilagine a seguito di una lesione ai legamenti della capsula o per un mal posizionamento assiale e porta ad un continuo contatto tra le ossa che le usura con conseguenze quali versamento articolare, dolore, blocco dell'articolazione fino a rigidità e ridotta mobilità.

L'artrite reumatoide, i cui sintomi sono febbre, perdita di peso e stanchezza, è sempre legata alla cartilagine e alla sua degenerazione che porta a rigidità e dolore uniti ad arrossamento e gonfiore.

La condrosi femoro rotulea, che colpisce soprattutto donne giovani e sportive ma anche anziani e sedentari, è anch'essa legata al deterioramento della cartilagine che impedisce così il normale passaggio della rotula sulla troclea limitando i movimenti del ginocchio ed aggravandosi può portare anche ad una gonartrosi precoce. Essa può essere causata da postura scorretta o alterazioni strutturali dovute al piede piatto, a una muscolatura anteriore della coscia debole, al valgismo o varismo del ginocchio; inizialmente i sintomi sono quasi assenti se non per piccoli

crepitii al ginocchio senza dolore mentre in stato avanzato si ha dolore al ginocchio soprattutto dopo movimenti come fare le scale, correre, camminare molto o in discesa, accovacciarsi o mantenere la stessa posizione da seduti a lungo tempo.

Le patologie acute invece, che possono esser di tipo infiammatorio o traumatico, sono causate da cadute o impatti che provocano un immediato dolore ed una contusione esterna che può essere visibile per il suo colore bluastro.

L'artrite è una di queste patologie ed è una infiammazione delle articolazioni che provoca dolore e rigidità unita a sensazione di calore ed arrossamento; può esser trattata con ghiaccio e antidolorifici.

La condrite ha gli stessi sintomi e trattamenti dell'artrite ma coinvolge la rotula ed è un deterioramento della cartilagine attorno all'osso a causa di un sovraccarico dell'articolazione o di un movimento troppo brusco.

Muscoli e tendini possono subire strappi o rotture anche e soprattutto in soggetti sani e sportivi che mettono a dura prova le strutture articolari durante le loro attività.

I legamenti del ginocchio, in particolare il crociato, sono predisposti alle lesioni in seguito a movimenti torsionali che possono avvenire durante una corsa in cui si effettua un brusco cambio di direzione o un bloccaggio non idoneo con successive gravi limitazioni funzionali e una mancanza di stabilità.

Le distorsioni al ginocchio fanno parte sempre delle patologie acute e possono presentarsi in forme più o meno gravi suddivise in primo, secondo e terzo grado e coinvolgono principalmente i legamenti, collaterali e crociati, causando un distacco dei capi articolari in cui la tibia si sposta molto rispetto al femore lesionando i legamenti deputati alla stabilizzazione passiva dell'articolazione.

La distorsione di primo grado provoca una distensione dei legamenti, quella di secondo grado li lacera parzialmente mentre quella di terzo grado li lacera completamente provocandone il distaccamento dalla loro inserzione dando forte instabilità; all'aumentare del danno aumenta pure l'instabilità, l'intensità del dolore percepito e la velocità con cui il ginocchio si gonfia.

Il menisco invece può rompersi a causa di movimenti combinati di flessione e rotazione al ginocchio con conseguente dolore e versamento di sangue nell'articolazione oltre alla possibile dispersione di frammenti di menisco che possono recare disturbo e limitare il movimento del ginocchio.

3_Biomeccanica degli infortuni nello sport

Lo sport è il miglior modo, insieme ad una alimentazione corretta, per mantenere uno stile di vita sano ed equilibrato, ma il rischio di infortuni è sempre presente e bisogna porre particolare attenzione cercando di svolgerlo in modo appropriato e sicuro per se e per gli altri.

Un adeguato svolgimento della fase di riscaldamento e defaticamento aiuta a limitare infortuni futili ed a prevenirne di peggiori predisponendo il corpo alla attività sportiva e rendendolo più adatto a sopportare carichi maggiori o più intensi.

La maggior parte degli infortuni nello sport avviene però in modo improvviso e a prescindere dalla volontà dell'atleta; colpisce muscoli, tendini, legamenti e articolazioni e, in modo più contenuto, anche ossa e organi interni.

Gli sport più a rischio infortunio sono: rugby, calcio, corsa, pallacanestro e ginnastica dove l'intensità delle azioni è elevata e il numero di muscoli e elementi strutturali coinvolti è ampio. Se si valuta la distribuzione dell'infortunio a livello del corpo si può notare, Fig. 3.1, che la zona maggiormente affetta è l'arto inferiore, sia durante la competizione che nell'allenamento, con percentuali molto importanti del 53.8% e 53.7% che risaltano la sua fragilità e l'importanza di uno studio più approfondito e mirato per migliorare le prestazioni fisiche degli atleti.

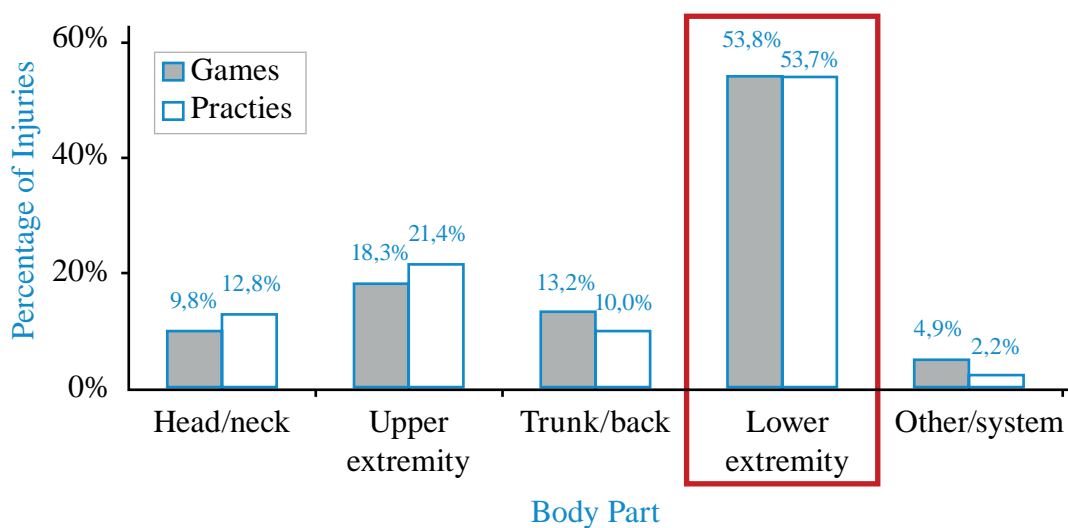


Fig. 3.1 Distribuzione percentuale di infortuni durante una competizione e l'allenamento per 15 sport (Hootman JM et al, 2007)

3.1_Infortuni nello sport

Gli infortuni sono specifici di ogni sport e, all'interno di sport di squadra, si possono distinguere infortuni propri di ogni ruolo in base al tipo di sforzo e di azione che deve sostenere il corpo.

Nel tennis si può evidenziare il classico 'gomito del tennista', nei corridori problemi a ginocchio e tibia con fratture dovute a torsioni o stress, nei ginnasti il danno maggiore si evidenzia a livello dei legamenti; in sport di squadra come il calcio invece si può notare che gli infortuni in

generale affliggono maggiormente i centrocampisti e in minor parte i difensori e per ultimi gli attaccanti, allo stesso modo avviene nel rugby dove il ruolo svolto espone o meno a maggiori e differenti infortuni che possono essere di tipo acuto o cronico e da contatto o meno.

I fattori legati agli infortuni sono molteplici: età dell'atleta, eventuali infortuni precedenti e successivo grado di recupero, tipologia di allenamento e caratteristiche biologiche, squilibri a carico dell'apparato muscolo-scheletrico, stress emotivi, stile di vita più o meno salutare.

In aggiunta a tali fattori intrinseci dello specifico atleta vi sono anche fattori estrinseci quali: condizioni metereologiche e superficie di lavoro, tipo di calzature utilizzate in base al terreno e sport praticato.

A prescindere dallo sport però l'incidenza di infortuni è elevata e differenziata tra maschio e femmina: una donna su 29 e un uomo su 50 si rompono il legamento crociato durante la loro carriera sportiva, come evidenziato dallo studio di Montalvo AM et al (2019) Br J Sports Med. Nella tabella Tab. 3.1 viene mostrato un dato negativo a sostegno di tale lavoro: la possibilità di rottura del legamento crociato anteriore, ACL, a seguito del primo infortunio è ampiamente maggiore rispetto al pre infortunio, sintomo di un inadeguato trattamento post operatorio o di un precoce rientro in campo.

| Summary of Incidence Rate of ACL Injuries | | | |
|---|----|--------|-----------------------|
| Injury Type | n | Total | |
| | | AEs | Rate |
| Second ACL injury in ACLR group | 23 | 16,537 | 1.39 |
| Initial ACL injury in control group | 4 | 16,431 | 0.24 |
| Rate ratio in ACLR/control groups | | | 5.71 |
| 95% CI | | | 2.0-22.7 ^c |

Tab. 3.1 Tasso di infortunio ACL (Paterno MV et al, 2014)

3.1.1_infortuni nel rugby

Le lesioni nel rugby sono abbastanza assidue e diffuse soprattutto durante un match (fig. 3.2), rispetto all'allenamento, e dovute ai fattori menzionati precedentemente; tra quelle acute vi sono: ferite lacero-contuse da contatto, distorsione e lussazione del ginocchio e della spalla, traumi del capo; le croniche più comuni sono invece: tendiniti a carico del tendine d'Achille, lesioni degenerative della cartilagine, metatarsalagia e tenosinoviti.

Durante un match vi sono numerosi placcaggi e mischie in cui il pericolo di infortunarsi è molto elevato; di particolare interesse sono gli infortuni relativi al ginocchio ed ai suoi legamenti: la lesione del menisco, del legamento crociato anteriore e del collaterale mediale.



Fig. 3.2 Match rugby All Blacks, New Zealand

La lesione alla cartilagine può essere meniscale o della cartilagine articolare, principalmente causata da una brusca caduta sul ginocchio correlata ad una torsione causando dolore e gonfiore ed una rigidità al movimento oppure da usura e degenerazione dei tessuti con l'avanzare del tempo.

Il menisco in tali movimenti repentini può essere danneggiato in modo più o meno severo in base allo strappo subito ed alla posizione della frattura e, in casi molto gravi, vi possono essere danni anche ai legamenti.

Si possono individuare tre tipi di lesione al menisco: radiale, che si propaga dal bordo del piatto tibiale in direzione del centro del menisco, longitudinale, che corre parallelamente alla mezzaluna formata dal menisco, ed 'a flap', che scaturisce come quella radiale ma si espande in direzione longitudinale e se arriva al lato opposto diviene una lesione a 'manico di secchio' che può portare al blocco dell'articolazione.

Il legamento crociato può subire dei danni sempre a seguito di traumi distorsivi del ginocchio in cui il piede rimane fisso a terra mentre il ginocchio deve prendersi carico di tutto il peso del corpo nella torsione; il primo sintomo è un distinto 'crack' e una percezione di cedimento seguita da dolore e incapacità di muovere l'arto.

Tramite una risonanza magnetica si può comprendere il danno subito ed eventuali altri elementi articolari coinvolti come il legamento collaterale.

Il collaterale mediale, e pure il laterale, quando l'arto inferiore viene sollecitato verso l'interno o l'esterno può subire rottura di diverso grado di intensità come definito precedentemente e,

parallelamente, di norma si hanno problemi ai crociati o al menisco.

Per tali problematiche, se necessaria, viene effettuata una risonanza magnetica nucleare che permette di rilevare eventuali danni ai tessuti molli quali nervi, muscoli, legamenti e vasi sanguigni e ai tessuti duri quali ossa e cartilagini.

E' un esame che dura non più di 30 minuti, ha il vantaggio di poter essere effettuato senza incisioni chirurgiche, non ha effetti collaterali, le sue controindicazioni sono pressoché inesistenti ma ha costi elevati a livello di apparecchiature utilizzate.

Una recente innovazione, ad opera del centro D-Lab di Bologna, consente inoltre di svolgere la risonanza magnetica in piedi permettendo di evidenziare più agevolmente molte problematiche poiché, in tale posizione, l'articolazione è soggetta al carico fisiologico del peso corporeo, circostanza che non avviene dalla usuale posizione sdraiata.

3.2_Prevenzione

Tornare a praticare sport il prima possibile è l'obiettivo di ognuno ma bisogna essere cauti e seguire tempi e modi adeguati per non incorrere nuovamente in un infortunio.

La prevenzione gioca in questo un ruolo molto importante, soprattutto quando si parla di lesione ai legamenti che comportano tempi lunghi di recupero e il più delle volte operazioni chirurgiche per tornare in campo.

A tale scopo vengono effettuati test isocinetici, LESS (Landing Error Scoring System) al fine di individuare e studiare alcune variabili biomeccaniche significative per riconoscere tali patologie. I test isocinetici, tramite l'utilizzo di dinamometri isocinetici computerizzati, permettono di misurare la forza dei muscoli coinvolti nel movimento e di comparare il lavoro effettuato da entrambi gli arti, sano e infortunato, per evidenziare l'eventuale deficit.

Il LESS è uno strumento, semplice e più economico, utilizzato per valutare la biomeccanica del jump-landing al fine di individuare gli atleti esposti a rischio lesione ed avviene tramite la tracciatura video frontale e laterale di un salto a caduta verticale (DVJ, Drop Vertical Jump), tenendo conto di angoli e posizioni relative di tronco e arti inferiori nel salto in discesa a partire da uno step alto circa 30cm e nel successivo salto verticale sul posto.

Tale test sembra non essere troppo affidabile, lasciando un margine di errore che può influire sulla salute dei pazienti che, in caso di diagnosi errata, tornando allo sport rischiano di infortunarsi.



Fig. 3.3 test LESS (Padua et al., 2009)

Ci sono quindi da tenere in considerazione variabili biomeccaniche significative per la prevenzione e che sono valutabili attraverso la strumentazione descritta precedentemente, stereofotogrammetria, pedane di forza, etc.

Per valutarle posso quindi avvalermi di specifici gesti funzionali, scelti in base al tipo di sport e infortunio da analizzare; tramite la gate analysis, ovvero camminata semplice in ambienti controllati, posso ricavare informazioni utili per i pazienti clinici, con muscolatura ridotta o soggetti sedentari ma nel caso di atleti professionisti, quali i giocatori di rugby analizzati, la muscolatura è ben sviluppata e durante il gesto elementare della camminata l'atleta riesce a compensare l'eventuale disturbo con la massa muscolare.

Servono quindi gesti funzionali che permettano di mettere il soggetto sotto stress.

3.3_Gesti atletici funzionali

I gesti atletici funzionali utilizzati sono molteplici: drop, counter movement, squat, squat-jump ma tra questi porremo particolare attenzione sullo squat.

Gesti come il drop necessitano di una fase di volo e di un atterraggio che possono non mostrare nulla nel caso in cui il paziente, per paura di infortunarsi, atterri a gamba tesa o in modo errato. Lo squat invece è un movimento lento e controllato che non prevede salti o fasi di volo che potrebbero mettere a rischio il paziente e permette quindi di vedere se il ginocchio si comporta in modo errato, se si muove troppo lunghi gli assi sbagliati e di calcolare i momenti e le azioni muscolari presenti.

3.3.1_Squat

Lo squat (fig. 3.4) è il movimento adatto per analizzare pazienti con problematiche ai legamenti del ginocchio perché permette di esaminare forze e momenti agenti senza mettere a rischio la salute del paziente.

E' un movimento lento effettuato a partire dalla posizione eretta con le gambe leggermente aperte a larghezza delle spalle, i piedi ben appoggiati a terra con le punte leggermente extra ruotate e busto dritto leggermente iper esteso che porta i glutei indietro.

Da tale posizione, con le braccia tese in avanti, si scende leggermente piegando le gambe e aprendole leggermente verso l'esterno cercando di mantenere la schiena in posizione neutra e di giungere coi glutei al di sotto del livello delle ginocchia.

La risalita deve essere impostata come la discesa e in ogni momento devo avere il peso del corpo che grava al centro del piede.

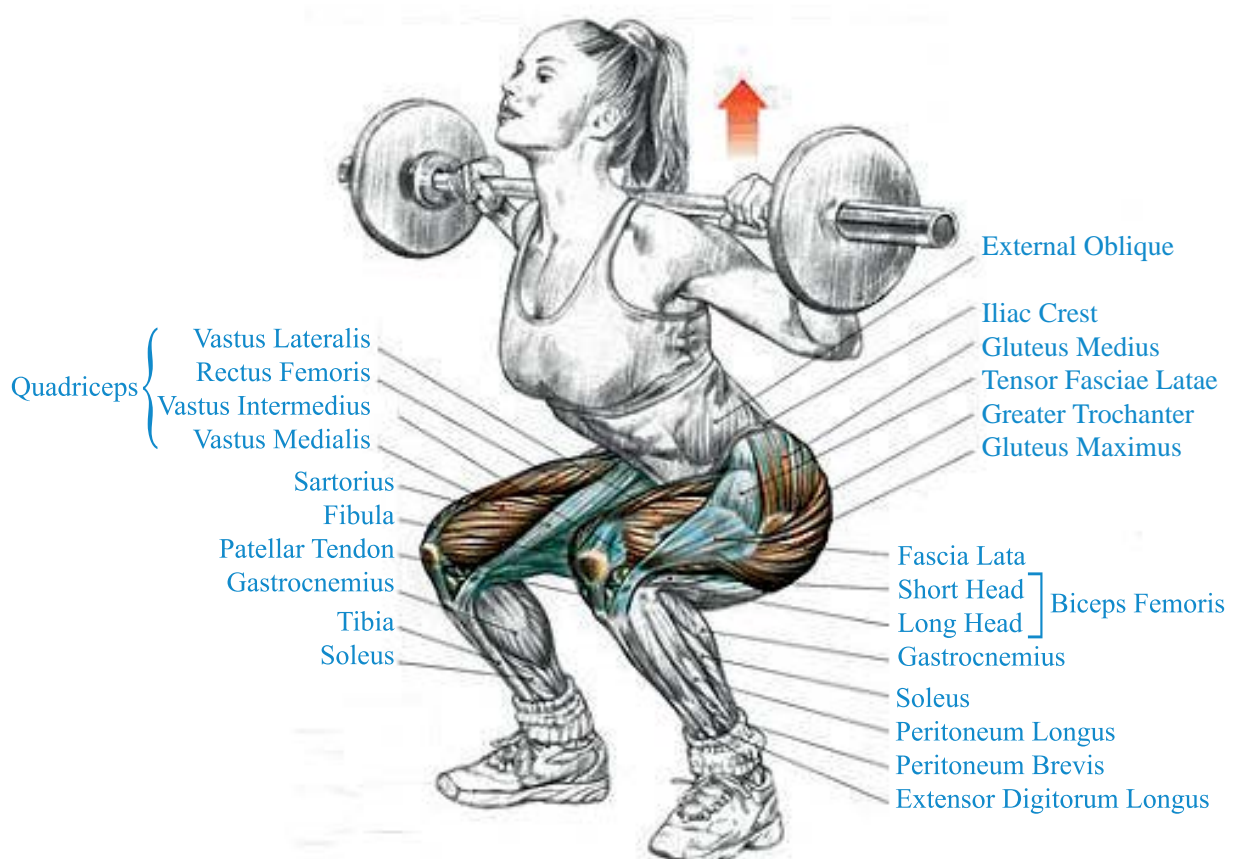


Fig. 3.4 Squat con bilancere

In tale movimento vengono coinvolti principalmente i seguenti muscoli: gluteo massimo e medio, quadricipite (retto femorale, vasto intermedio laterale e mediale), bicipite femorale e gli adduttori.

Di tali muscoli coinvolti, il gluteo è un muscolo che normalmente in un movimento di accosciata

quotidiano non viene attivato ma che per tale gesto viene volontariamente messo in azione per aumentare l'efficacia del gesto funzionale stesso.

Attraverso l'analisi dello squat, grazie all'acquisizione di dati relativi a forze e momenti delle parti coinvolte, si può cercare di capire se l'atleta è a rischio infortunio e a carico di quali elementi strutturali, in particolare modo dei legamenti.

A livello sportivo esistono diverse varianti di tale esercizio, con l'utilizzo ad esempio di bilancieri per incrementare il carico sul soggetto per aumentare l'efficacia dell'esercizio sulla muscolatura, ma per tale analisi si considera lo squat base come descritto precedentemente.

4_Materiali e metodi

Per svolgere tale studio è stato utilizzato il laboratorio di analisi del movimento dell'università di Padova dove, in ambiente controllato, si sono svolte le prove acquisite successivamente tramite la strumentazione in dotazione.

4.1_Motion capture sistemi optoelettronici protocolli

Per l'acquisizione dei task è stato utilizzato il sistema optoelettronico in dotazione nel laboratorio, la tecnologia SMART-DX della BTS Bioengineering già citata nel primo capitolo, con a disposizione 6 telecamere.

Si lavora con marker passivi riflettenti del diametro di 1cm ed il protocollo utilizzato per l'acquisizione dei dati è lo IOR-gait (Leardini et al., 2007) unito al CAST con un marker-set caratterizzato da 54 marker.

Il sistema di pedane di forza utilizzato invece è il Bertec, modello FP4060, che ha una frequenza di campionamento pari a 960 Hz con due pedane poste una di fianco all'altra e coperte dallo stesso materiale della pavimentazione attorno per minimizzare differenze a livello visivo che potrebbero portare il paziente a comportarsi diversamente durante i task richiesti.

Sulla cute dei soggetti di controllo sono stati collegati gli elettrodi degli EMG di superficie non invasivi per rilevare l'attività muscolare, sia per l'arto destro che sinistro, di quattro muscoli: retto femorale, tibiale anteriore, bicipite femorale e gastrocnemio laterale; risulterà di particolare interesse, per lo studio e eventuali sviluppi futuri, l'attività rilevata con EMG sul muscolo retto femorale ma anche sul bicipite femorale.

Sui dati raccolti attraverso il sistema stereofotogrammetrico è stato eseguito il tracking tramite il software SMARTtracker (Fig. 4.1) in dotazione.

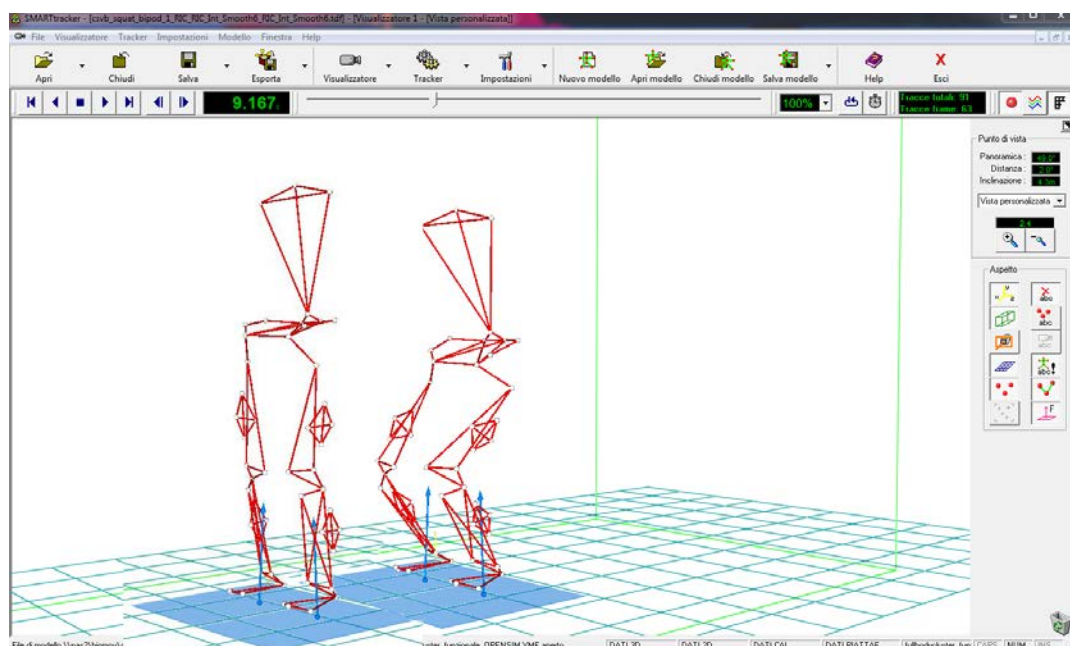


Fig. 4.1 Ambiente di lavoro SMARTtracker

Successivamente sono stati processati in MOtoNMS (Fig. 4.2) tramite filtraggio ed elaborazione dei dati, cambiandone la formattazione da .c3d a .mot e .trc per poter esser utilizzati in seguito in ambiente Opensim.

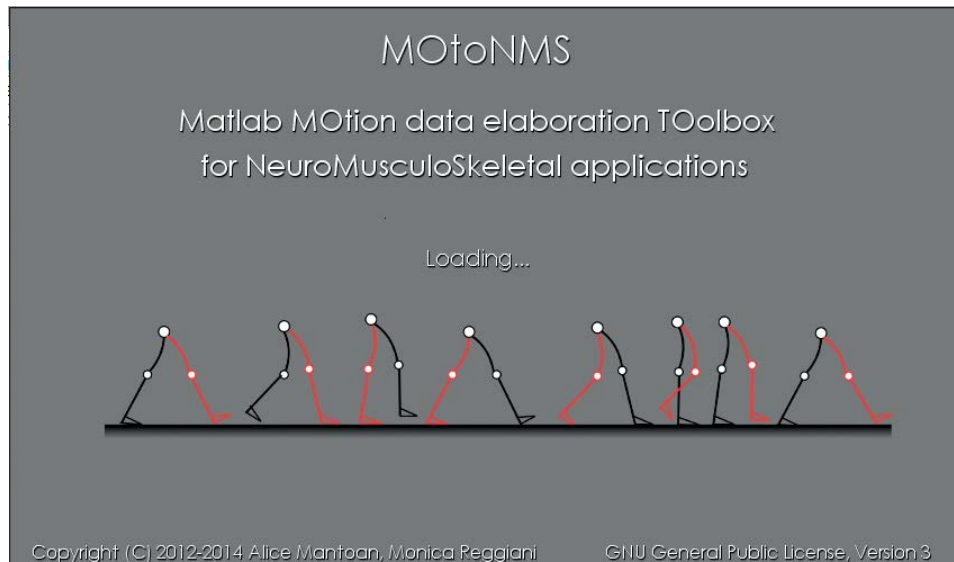


Fig. 4.2 MOtoNMS

4.2_Opensim

Per la successiva fase di analisi dei dati raccolti tramite i sistemi stereofotogrammetrici è stato utilizzato il software Opensim, la versione 3.3, fruibile gratuitamente per tutti gli utenti.

Per ogni modello considerato, dopo aver bloccato il grado di libertà dell'mtp angle, è stato effettuato lo scaling, ottimizzato per ciascun soggetto, conferendo dei pesi diversificati ai marker per ogni soggetto per avere un errore accettabile di RMS entro i 3cm; inoltre si è effettuato il set di misure dei segmenti corporei a partire dalle distanze relative di prescelti marker del set a disposizione (Fig. 4.3).

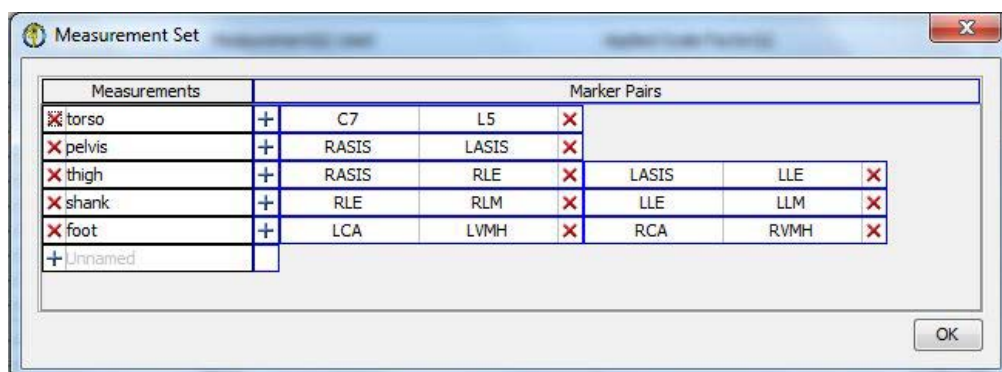


Fig. 4.3 Measurement Set nello Scaling

Si procede poi con le fasi di IK dove il peso dei marker (Fig. 4.4), è stato mantenuto costante nell'elaborazione della dinamica di tutti i soggetti per mantenere coerenza nel calcolo dei risultati, le cui differenze quindi saranno esclusivamente per proprietà intrinseche del modello e non dovute all'assegnazione di pesi diversi tra essi.

| Enabled | Marker Name | Weight |
|-------------------------------------|-------------|--------|
| <input checked="" type="checkbox"/> | RA | 0.2 |
| <input checked="" type="checkbox"/> | LA | 0.2 |
| <input checked="" type="checkbox"/> | RASIS | 0.2 |
| <input checked="" type="checkbox"/> | LASIS | 0.2 |
| <input checked="" type="checkbox"/> | L5 | 1.0 |
| <input checked="" type="checkbox"/> | RLE | 0.9 |
| <input checked="" type="checkbox"/> | RME | 0.01 |
| <input checked="" type="checkbox"/> | RHF | 0.9 |
| <input checked="" type="checkbox"/> | RTT | 1.0 |
| <input checked="" type="checkbox"/> | RLM | 1.0 |
| <input checked="" type="checkbox"/> | RMM | 1.0 |
| <input checked="" type="checkbox"/> | RCA | 1.0 |
| <input checked="" type="checkbox"/> | RVMH | 0.4 |
| <input checked="" type="checkbox"/> | RIMH | 0.4 |
| <input checked="" type="checkbox"/> | RIIT | 1.0 |
| <input checked="" type="checkbox"/> | LLE | 1.0 |
| <input checked="" type="checkbox"/> | LME | 0.01 |
| <input checked="" type="checkbox"/> | LHF | 1.0 |
| <input checked="" type="checkbox"/> | LTT | 1.0 |
| <input checked="" type="checkbox"/> | LLM | 1.0 |
| <input checked="" type="checkbox"/> | LMM | 1.0 |
| <input checked="" type="checkbox"/> | LCA | 1.0 |
| <input checked="" type="checkbox"/> | LVMH | 0.4 |
| <input checked="" type="checkbox"/> | LIMH | 0.4 |
| <input checked="" type="checkbox"/> | LIIT | 1.0 |

| Enabled | Marker Name | Weight |
|-------------------------------------|-------------|--------|
| <input checked="" type="checkbox"/> | C7 | 1.0 |
| <input checked="" type="checkbox"/> | RPSIS | 1.0 |
| <input checked="" type="checkbox"/> | LPSIS | 1.0 |
| <input checked="" type="checkbox"/> | RGT | 0.001 |
| <input checked="" type="checkbox"/> | LGT | 0.001 |
| <input checked="" type="checkbox"/> | CR1 | 0.4 |
| <input checked="" type="checkbox"/> | CR2 | 0.4 |
| <input checked="" type="checkbox"/> | CR3 | 0.8 |
| <input checked="" type="checkbox"/> | CR4 | 0.8 |
| <input checked="" type="checkbox"/> | GR1 | 0.8 |
| <input checked="" type="checkbox"/> | GR2 | 0.2 |
| <input checked="" type="checkbox"/> | GR3 | 0.8 |
| <input checked="" type="checkbox"/> | GR4 | 0.3 |
| <input checked="" type="checkbox"/> | CL1 | 0.4 |
| <input checked="" type="checkbox"/> | CL2 | 0.4 |
| <input checked="" type="checkbox"/> | CL3 | 0.8 |
| <input checked="" type="checkbox"/> | CL4 | 0.8 |
| <input checked="" type="checkbox"/> | GL1 | 0.8 |
| <input checked="" type="checkbox"/> | GL2 | 0.3 |
| <input checked="" type="checkbox"/> | GL3 | 0.4 |
| <input checked="" type="checkbox"/> | GL4 | 0.8 |
| <input checked="" type="checkbox"/> | AR1 | 0.8 |
| <input checked="" type="checkbox"/> | AR2 | 0.4 |
| <input checked="" type="checkbox"/> | AL1 | 0.8 |
| <input checked="" type="checkbox"/> | AL2 | 0.4 |

Fig. 4.4 Assegnazione pesi marker nell'IK

I risultati ottenuti dalla IK sono fondamentali per i passaggi successivi poiché forniscono i dati su cui sviluppare e stimare i parametri necessari per svolgere uno studio.

Infine ID ed SO sono a parametri preimpostati.

4.2.1 Modelli

I modelli considerati sono stati: Delp, Xu54, Xu92 e Catelli, partendo dai modelli presenti in letteratura sono state apportate alcune modifiche ed implementazioni, come lo è Xu92, poiché, durante l'analisi dei risultati, si sono visti dei limiti dei modelli forniti dalla letteratura stessa.

Il modello di Delp e Xu54 sono esattamente quelli descritti nel primo capitolo, il modello Xu92 invece è una modifica, effettuata nel nostro laboratorio di Padova, del modello Xu54 a cui sono stati aggiunti muscoli sino ad un numero pari a 92; dei modelli di Xu è stata considerata

anche la versione modificata con la forza dei muscoli raddoppiata, per ragioni dovute a un modello troppo debole rispetto ai task richiesti partendo dal presupposto che tale modello nasce per l'acquisizione di gesti quali la camminata dove non sussistono grandi forze a carico della muscolatura.

Al modello Catelli invece, nonostante sia stata considerata e utilizzata la versione originale privata delle braccia, sono state apportate varie modifiche creando quindi un ulteriore modello per lo studio: sono stati aggiunti gdl al ginocchio, sono state rimosse le braccia per uniformità con i precedenti modelli, è stato rimosso il walker knee e sono state adattate le spline in conseguenza ai gdl inseriti ed infine aggiunti i legamenti secondo la modellazione di Xu.

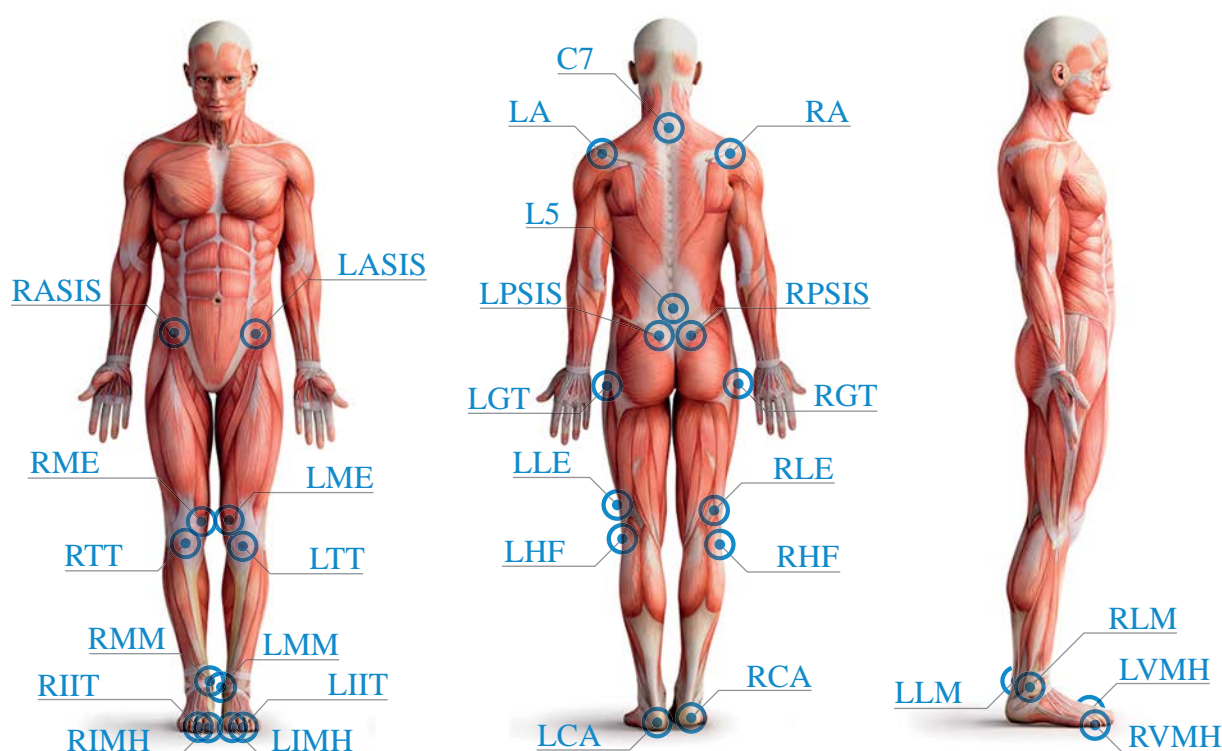


Fig. 4.1 Markerset IORgait + CAST

4.3_Soggetti e task

Per tale studio sono stati presi in considerazione due soggetti patologici, entrambi atleti professionisti del rugby, e due soggetti di controllo, sani, che per questioni di privacy chiameremo con degli acronimi da ora in poi.

Nella Tabella 4.1 sono riportati i dati di maggior importanza dei quattro soggetti; con BMI indichiamo il valore Body Mass Index.

| | peso [kg] | altezza [m] | BMI | età | numero di piede | note |
|-------------|-----------|-------------|-------|------|-----------------|----------------|
| Soggetto1 | 91 | 1.81 | 27.78 | 19 | 44.5 | Rottura ACL dx |
| Soggetto2 | 101 | 1.88 | 28.58 | 26 | 46.5 | Lesione MCL dx |
| valori medi | 96 | 1.85 | 28.18 | 22 | 45.5 | |
| | | | | | | |
| Soggetto3 | 67 | 1.69 | 23.46 | 27 | 39 | Controllo |
| Soggetto4 | 84 | 1.77 | 26.81 | 26 | 42 | Controllo |
| valori medi | 75.5 | 1.73 | 25.14 | 26.5 | 40.5 | |

Tabella 4.1 Dati riassuntivi dei soggetti acquisiti e loro valori medi

Il *Soggetto1* è stato sottoposto ad intervento per il crociato anteriore destro ed ha svolto i test isocinetici a 4 mesi dall'infortunio, presentando problemi ai flessori che forse erano presenti anche prima dell'infortunio; il *Soggetto2* che ha subito una lesione al collaterale mediale destro ha svolto i task a 7 mesi dall'infortunio.

Per i soggetti, sia patologici che di controllo, sono stati acquisiti i dati di: statica, romberg, drop bipodalico, drop monopodalico destro e sinistro, squat bipodalico, squat monopodalico destro e sinistro, countermovement, gait ognuno ripetuto in modo adeguato per tre volte tranne che per la statica.

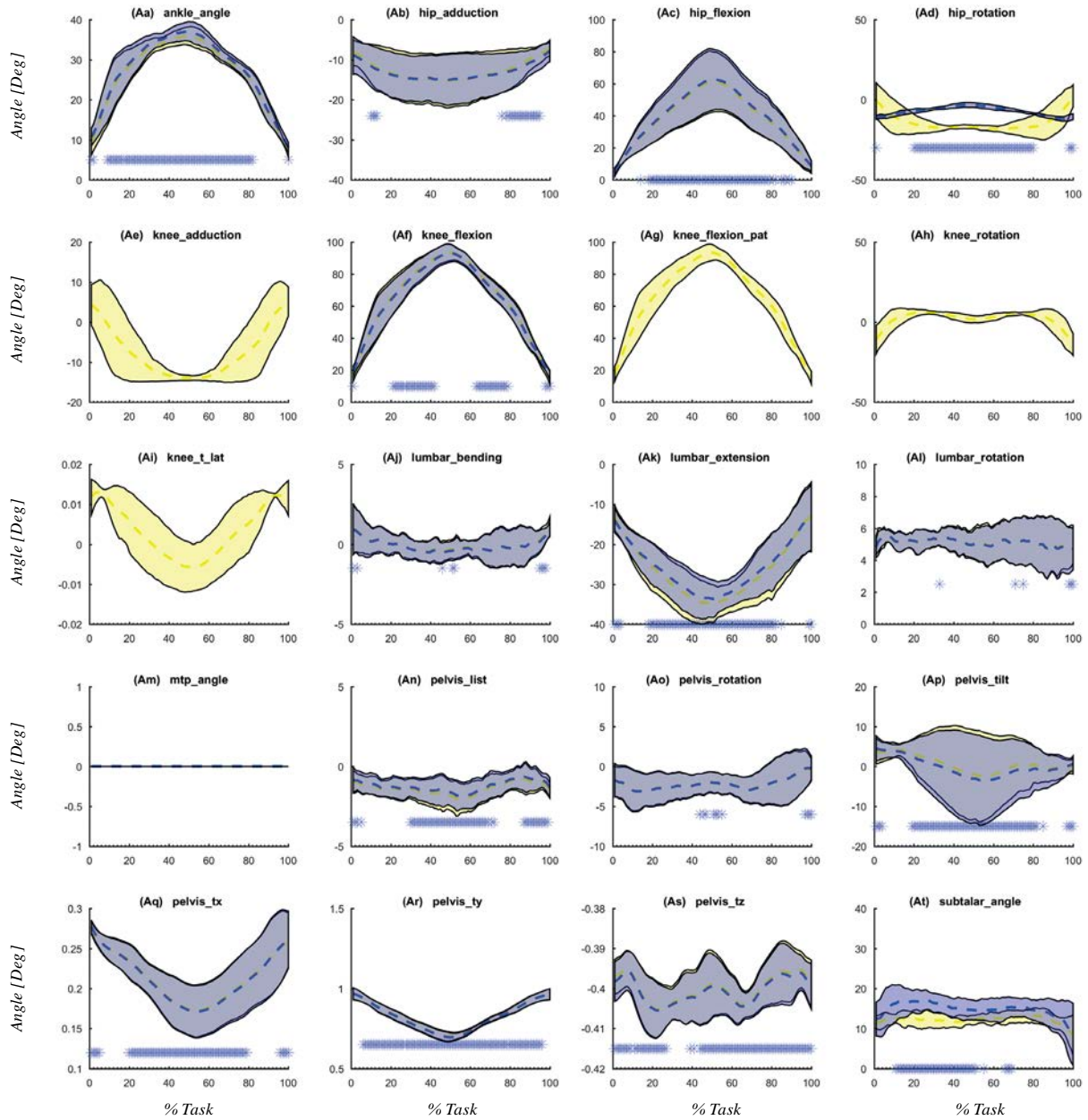
Nel nostro studio però tratteremo solo il gesto funzionale dello squat, tenendo a disposizione gli altri esercizi per possibili sviluppi futuri secondari.

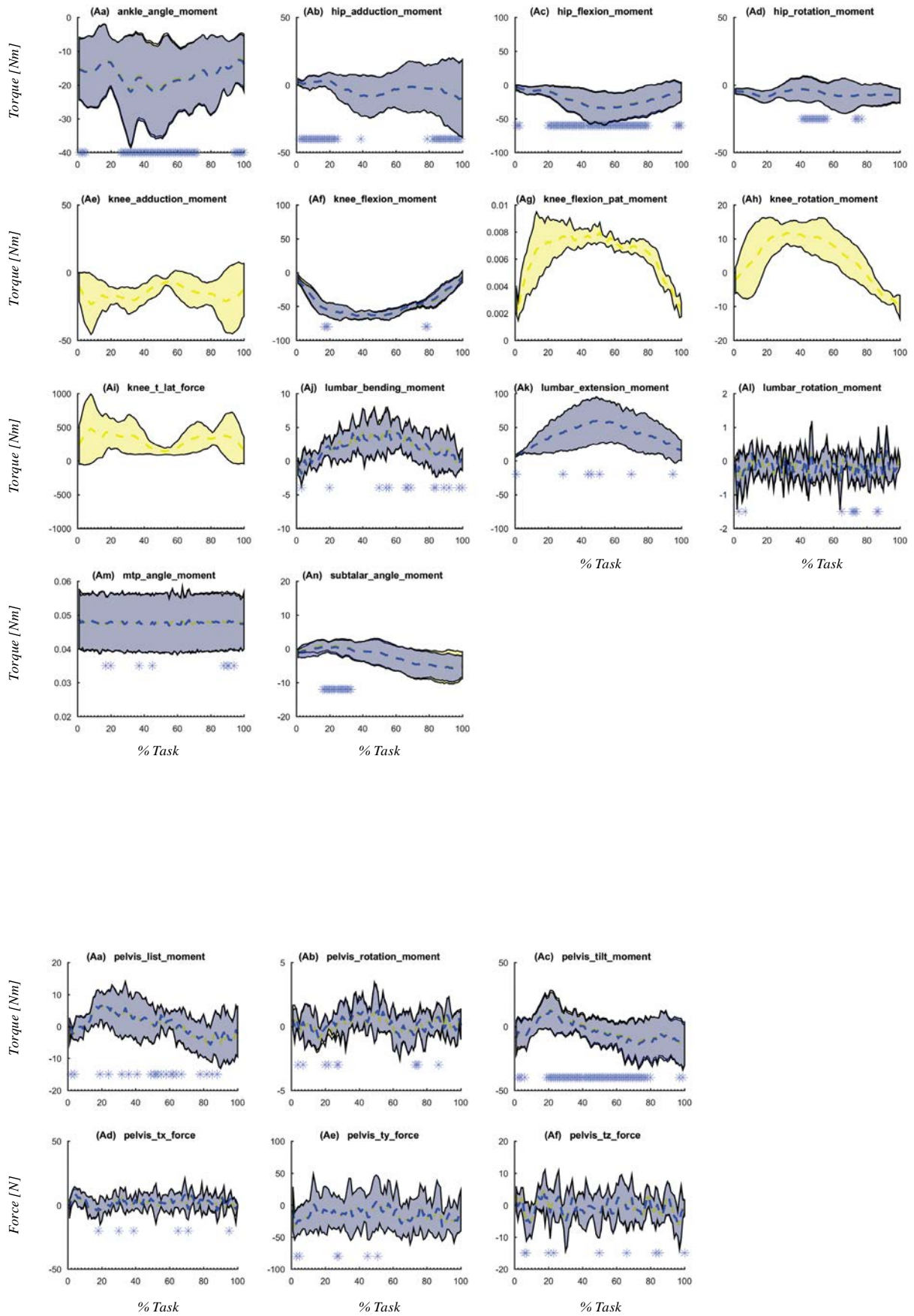
5_Risultati

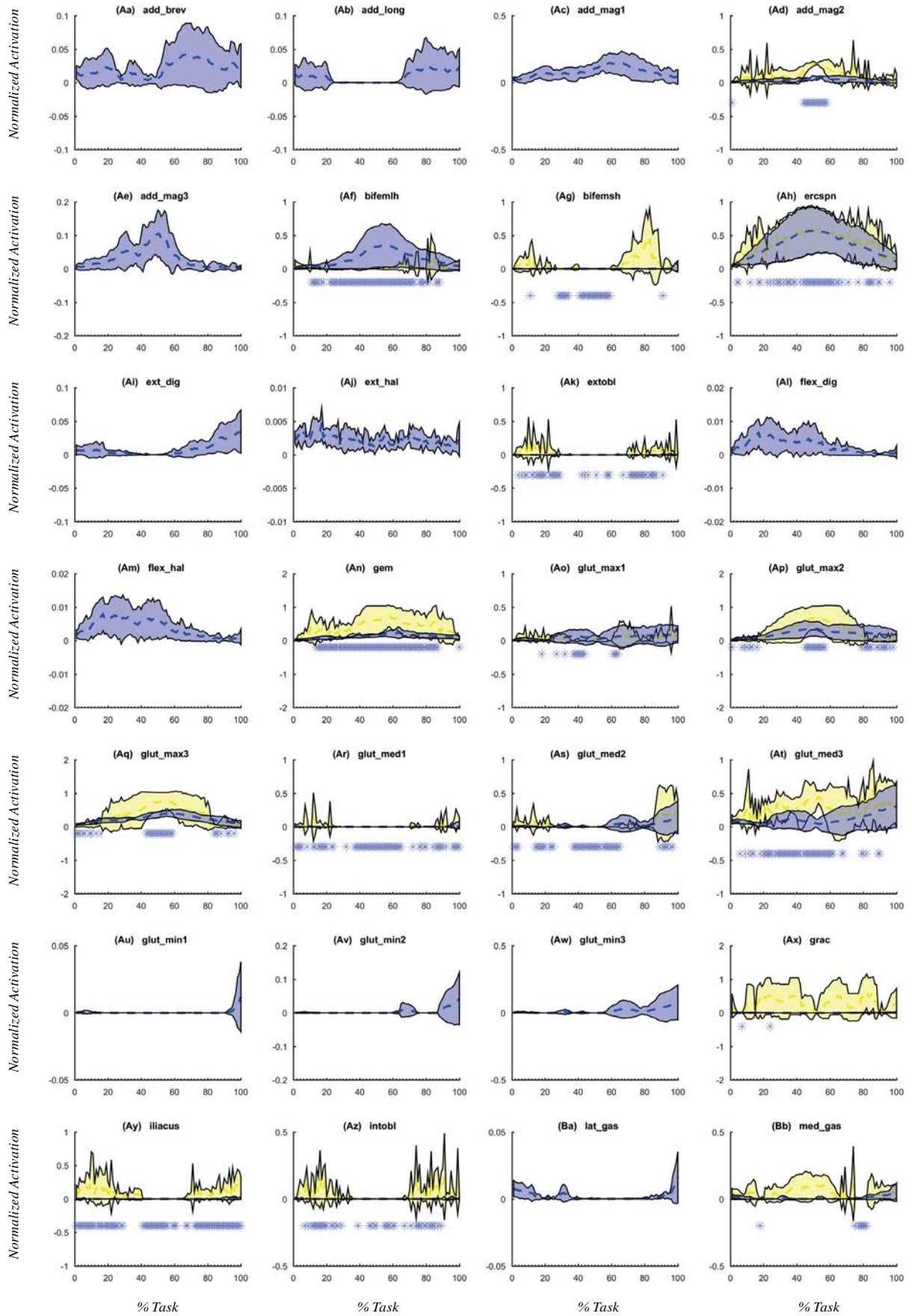
I risultati di seguito proposti sono relativi a due tipi di confronti ritenuti in fase di analisi importanti ai fini dell'obiettivo prefissato: la prima scaletta di risultati è data da un confronto a cascata di tutti i modelli considerati applicati sui soggetti di controllo mentre il secondo confronto è effettuato sul modello ritenuto, per riflessioni che verranno esposte nel capitolo successivo, il più adatto per effettuare valutazioni di prevenzione e trattamento di patologie ai legamenti del ginocchio tramite l'esercizio di squat bipodalico.

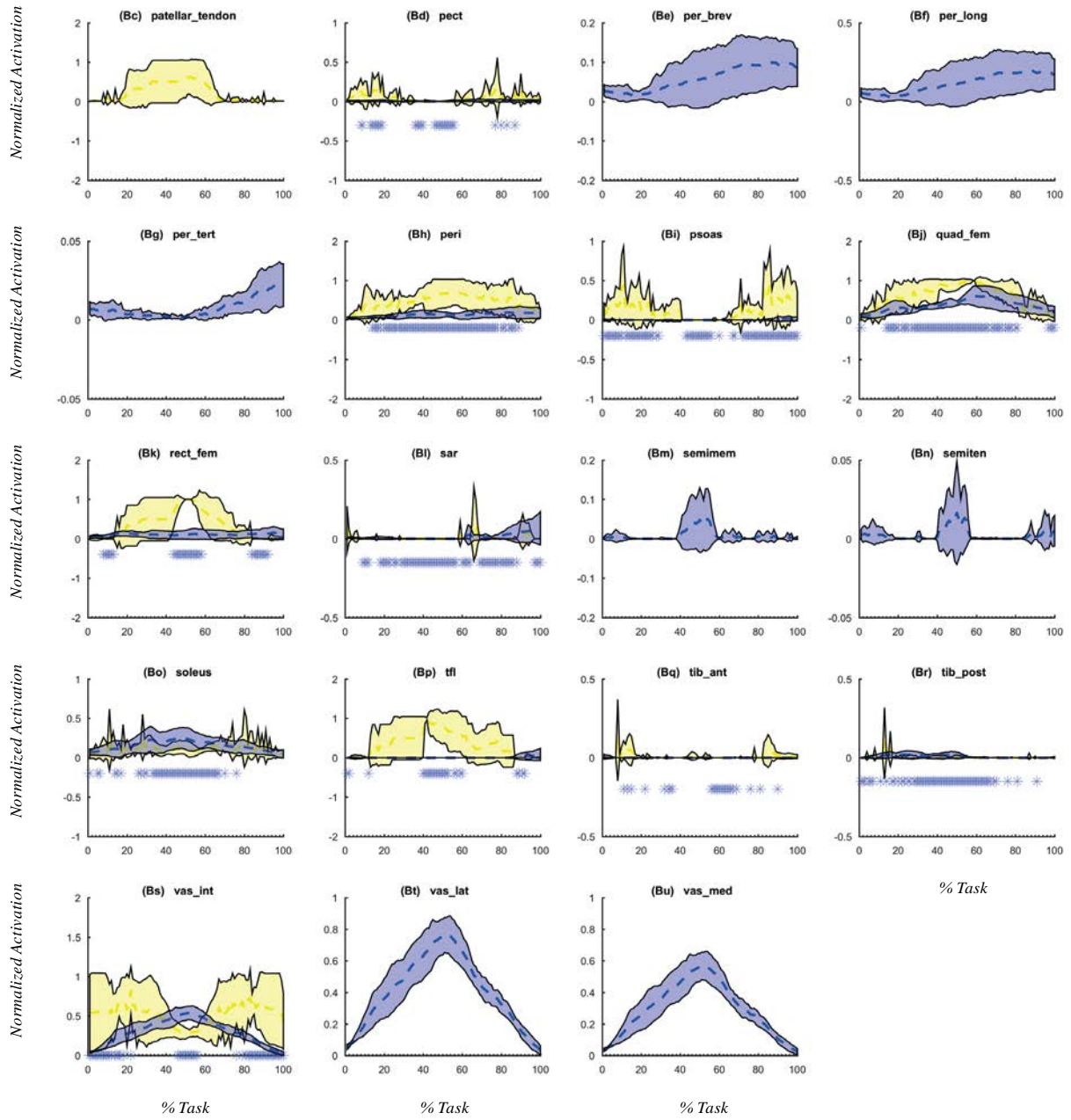
5.1_Confronti a cascata

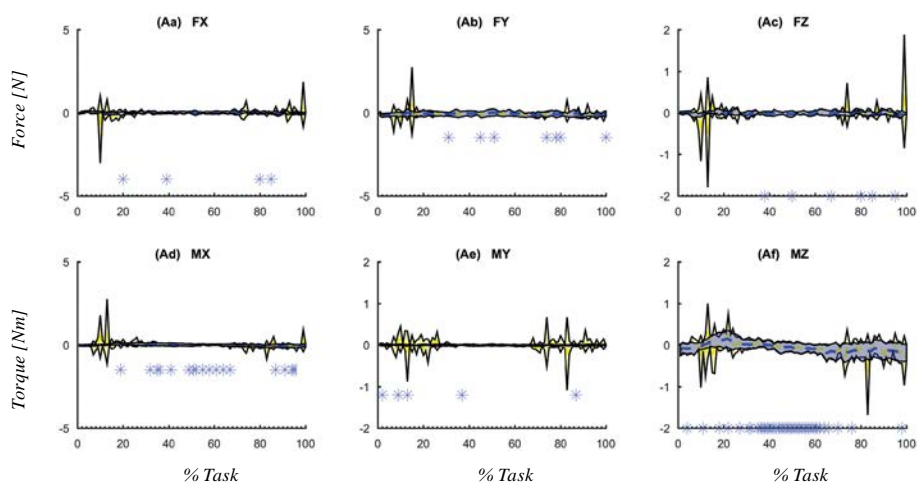
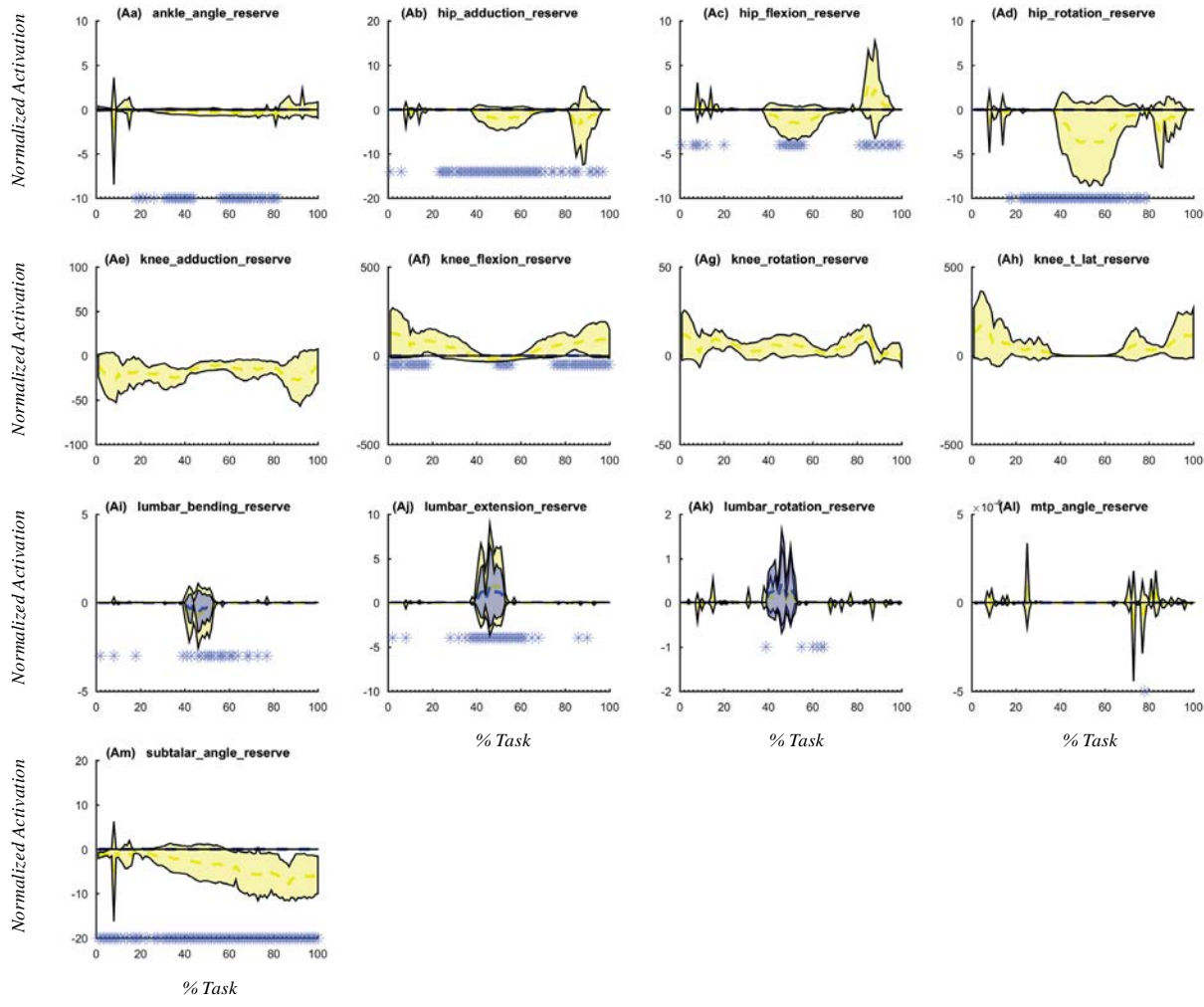
5.1.1_Delp2392 & Xu54

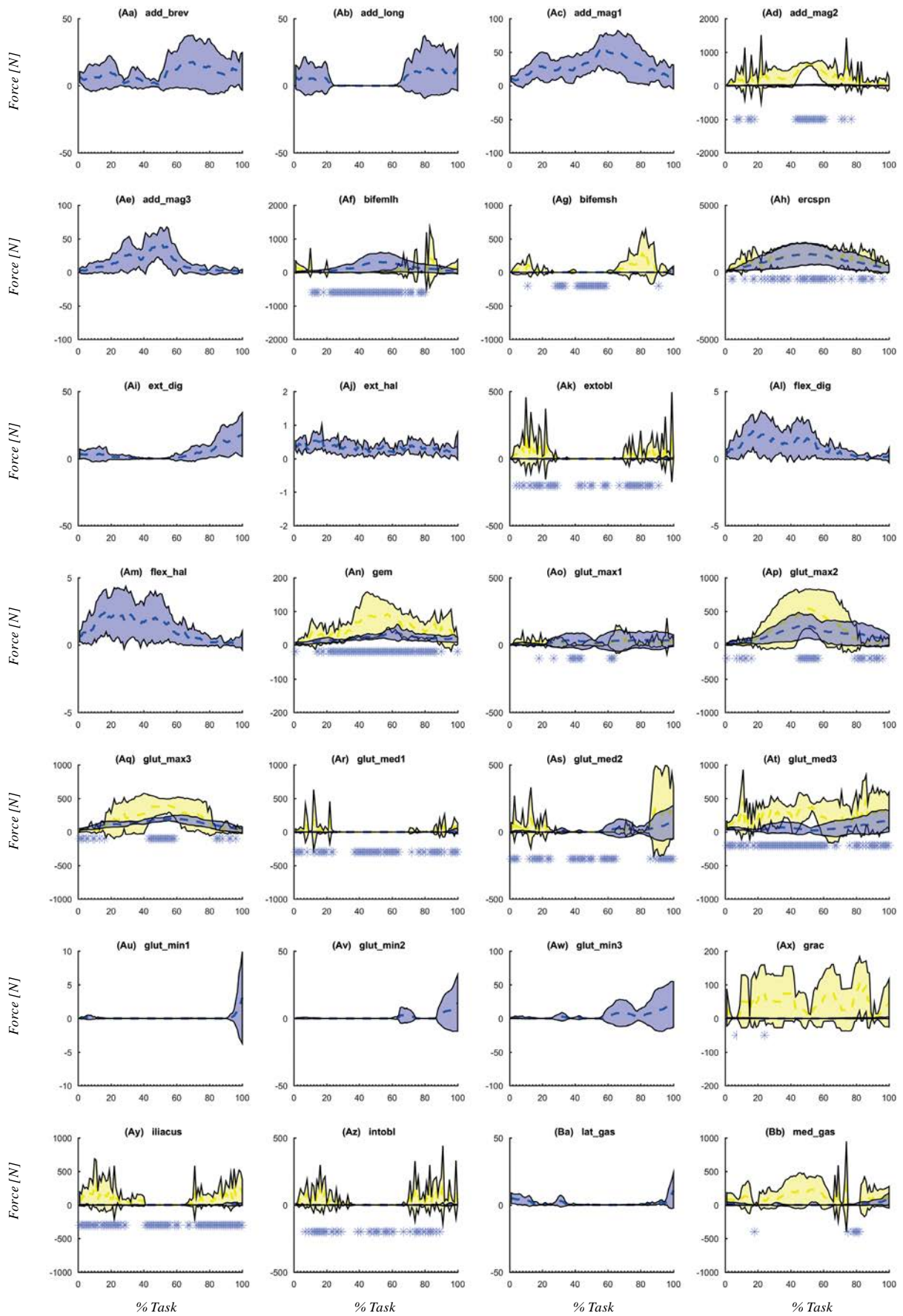


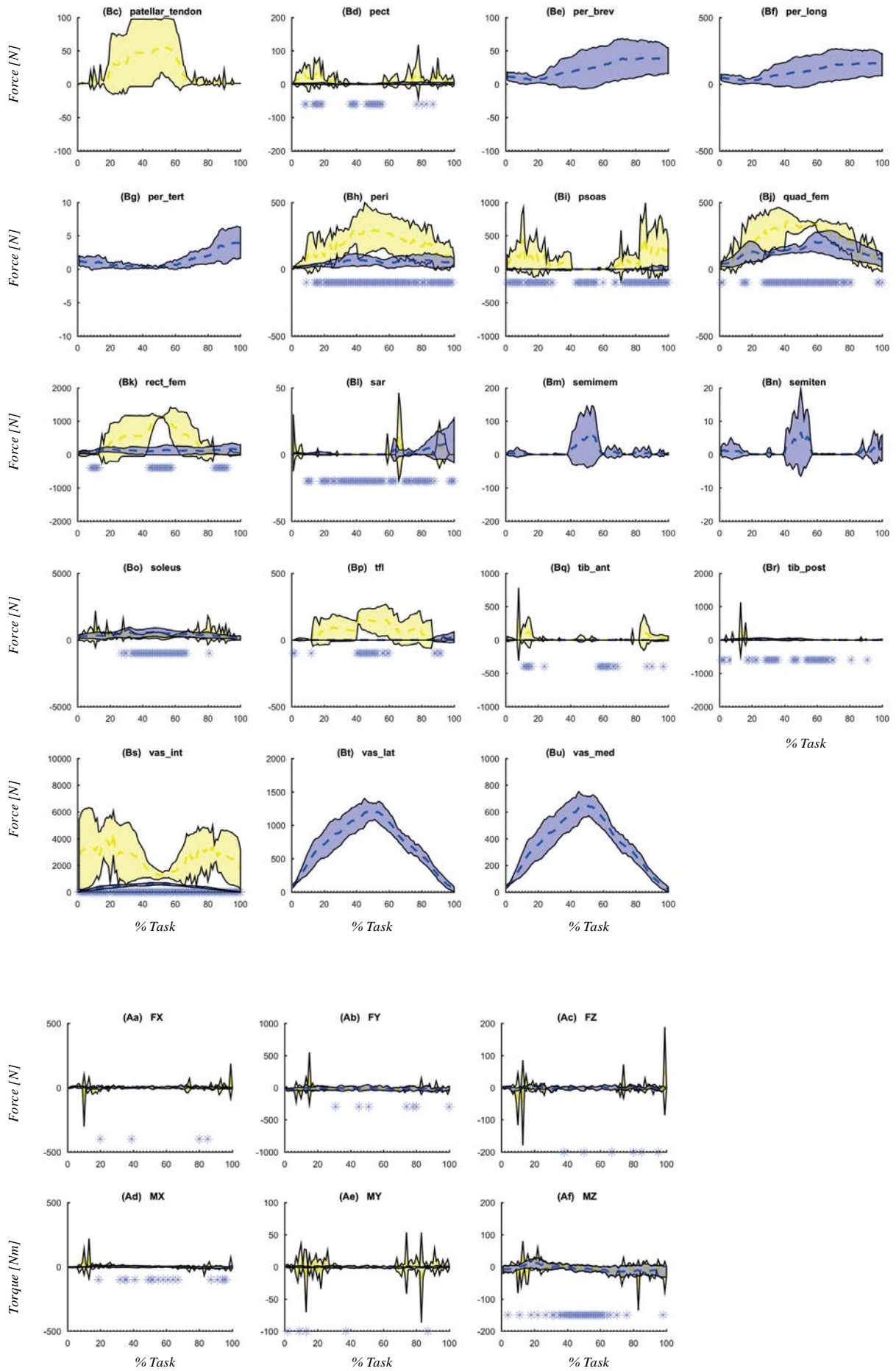


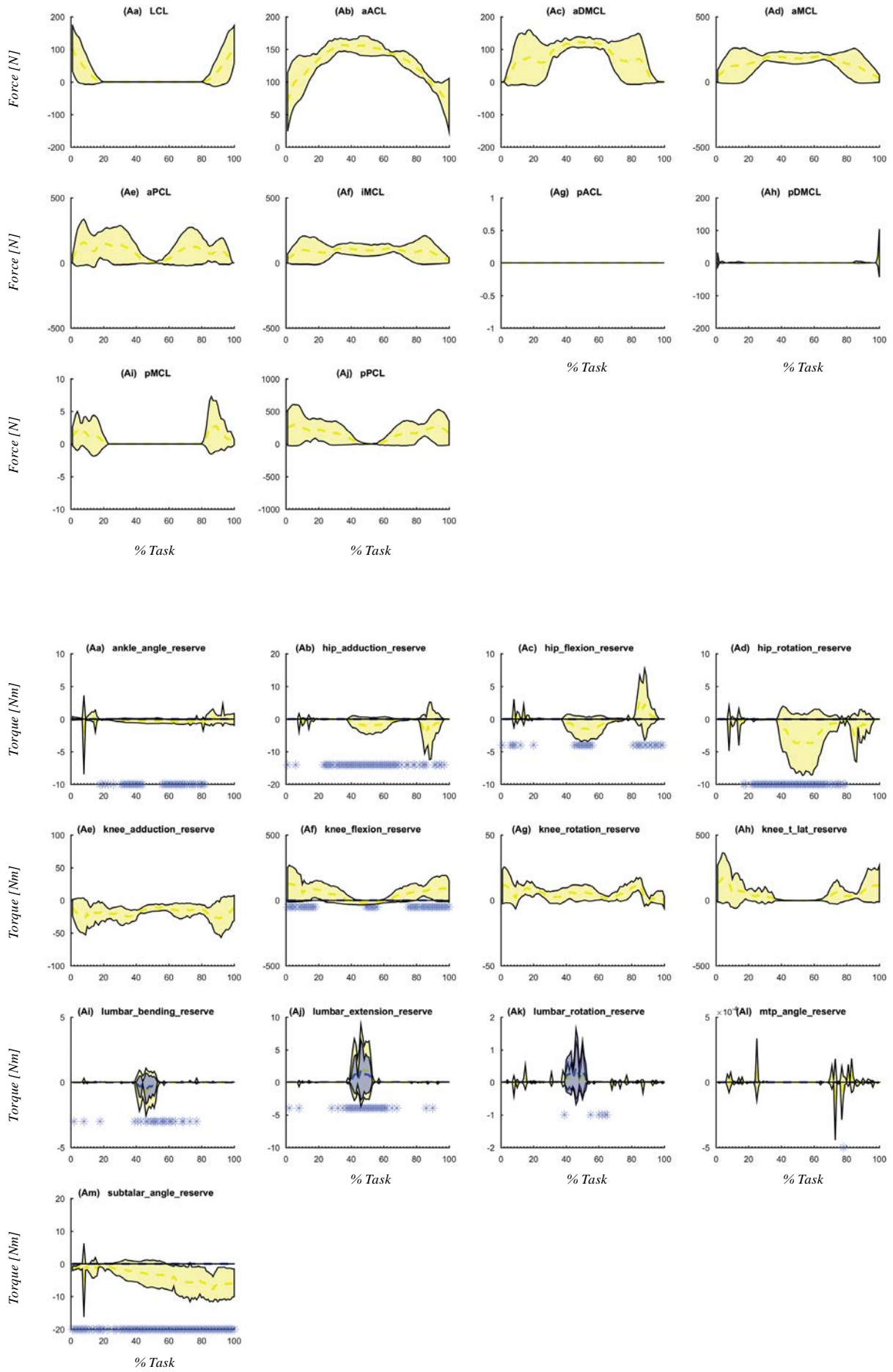




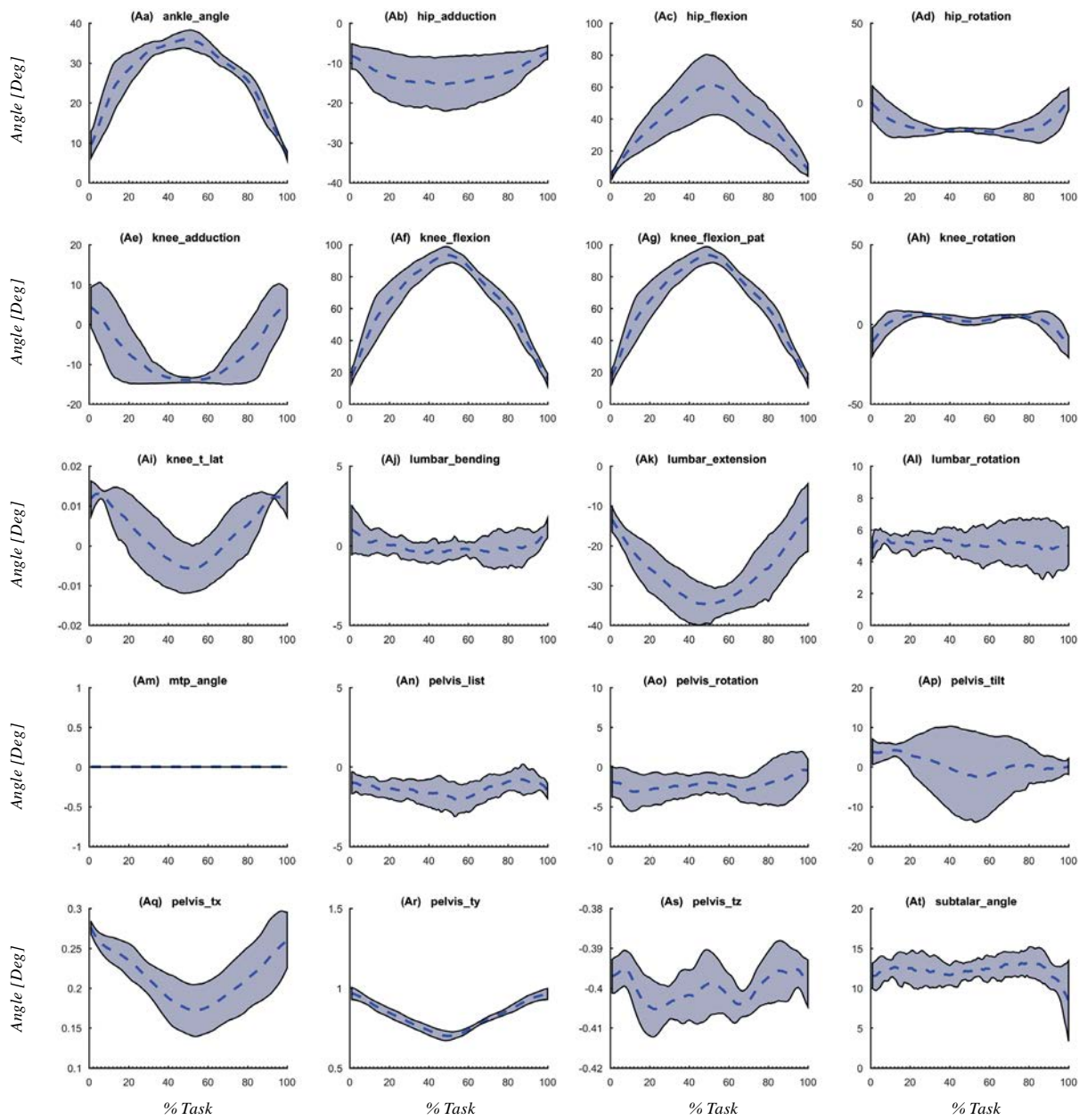


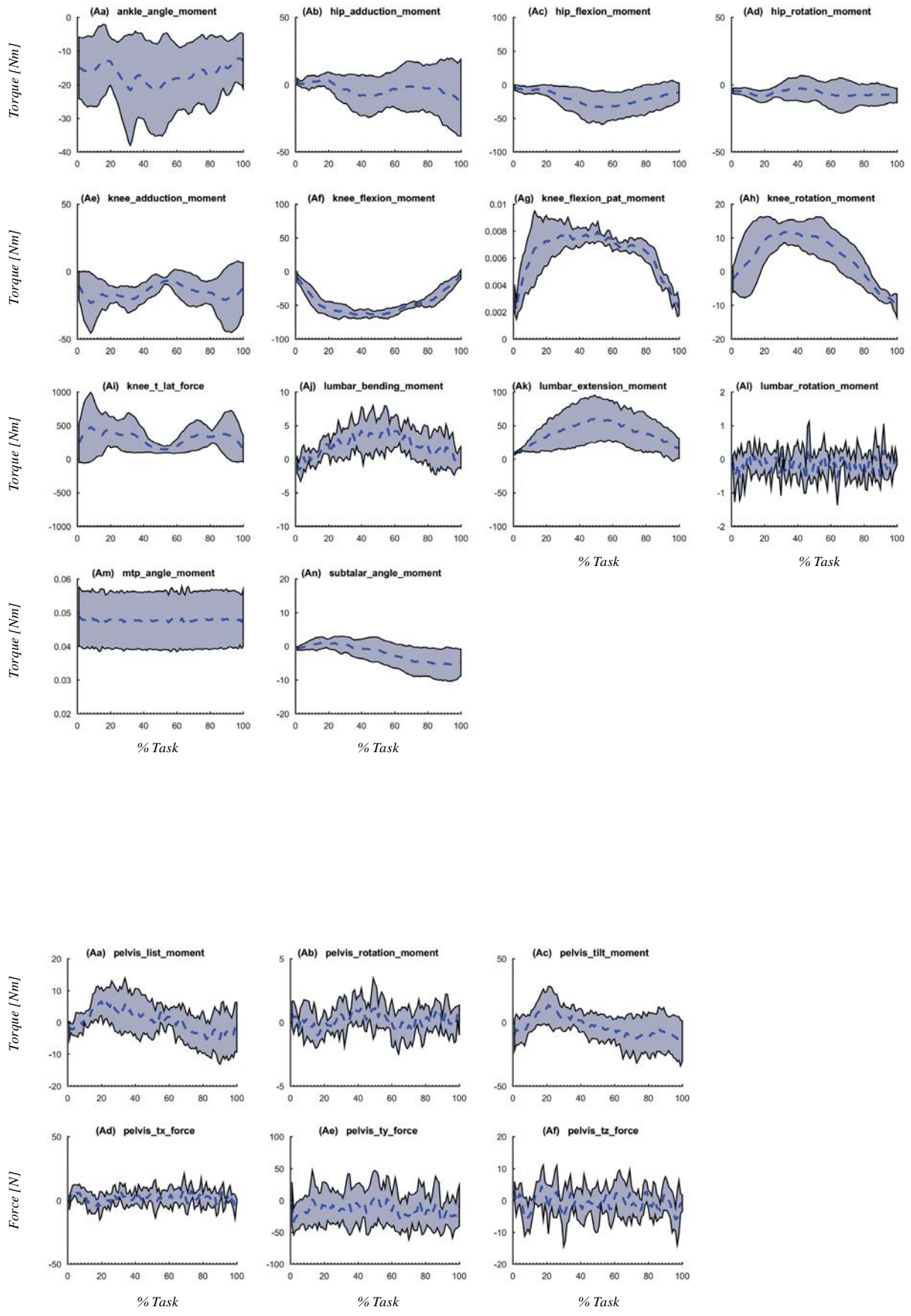


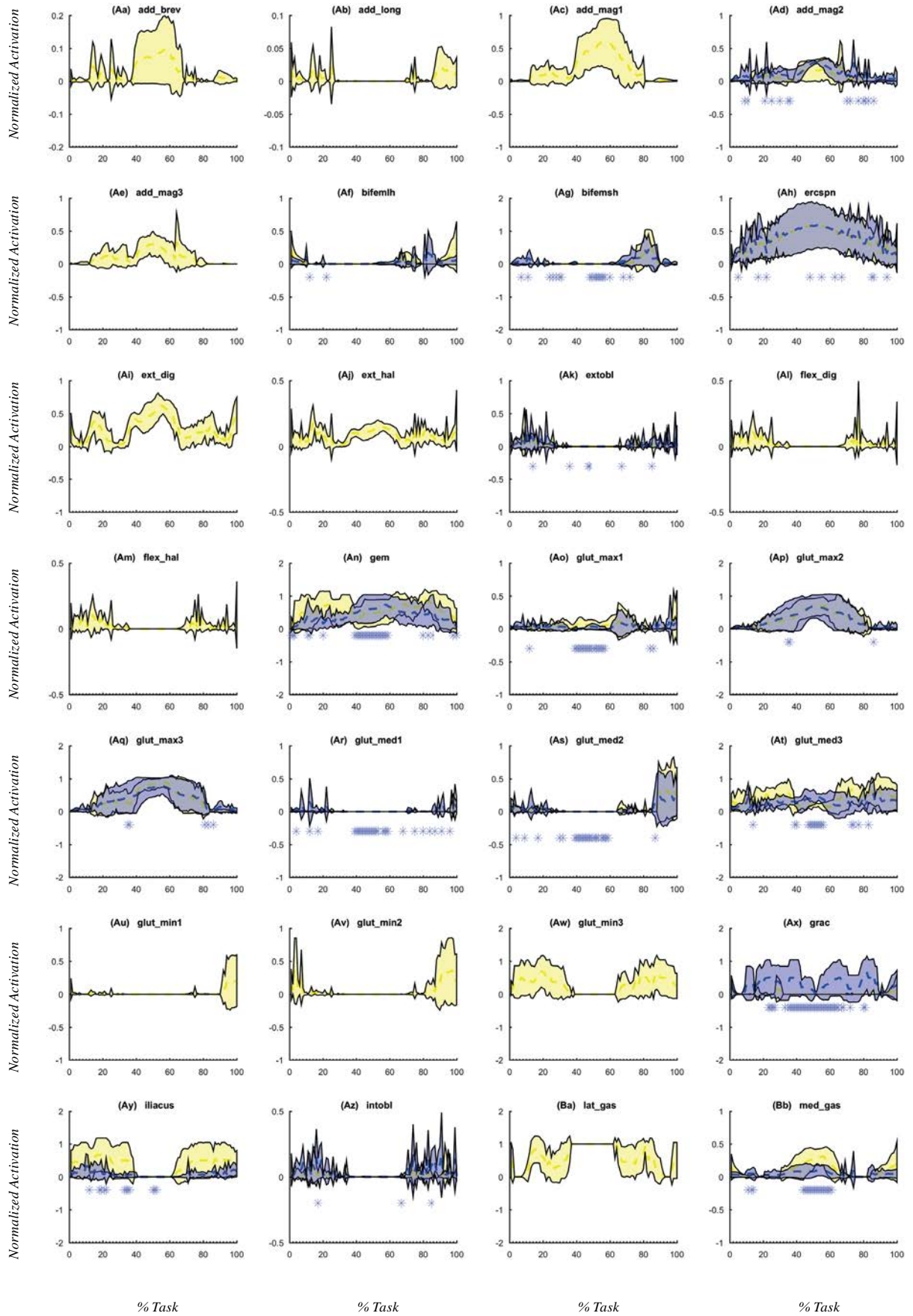


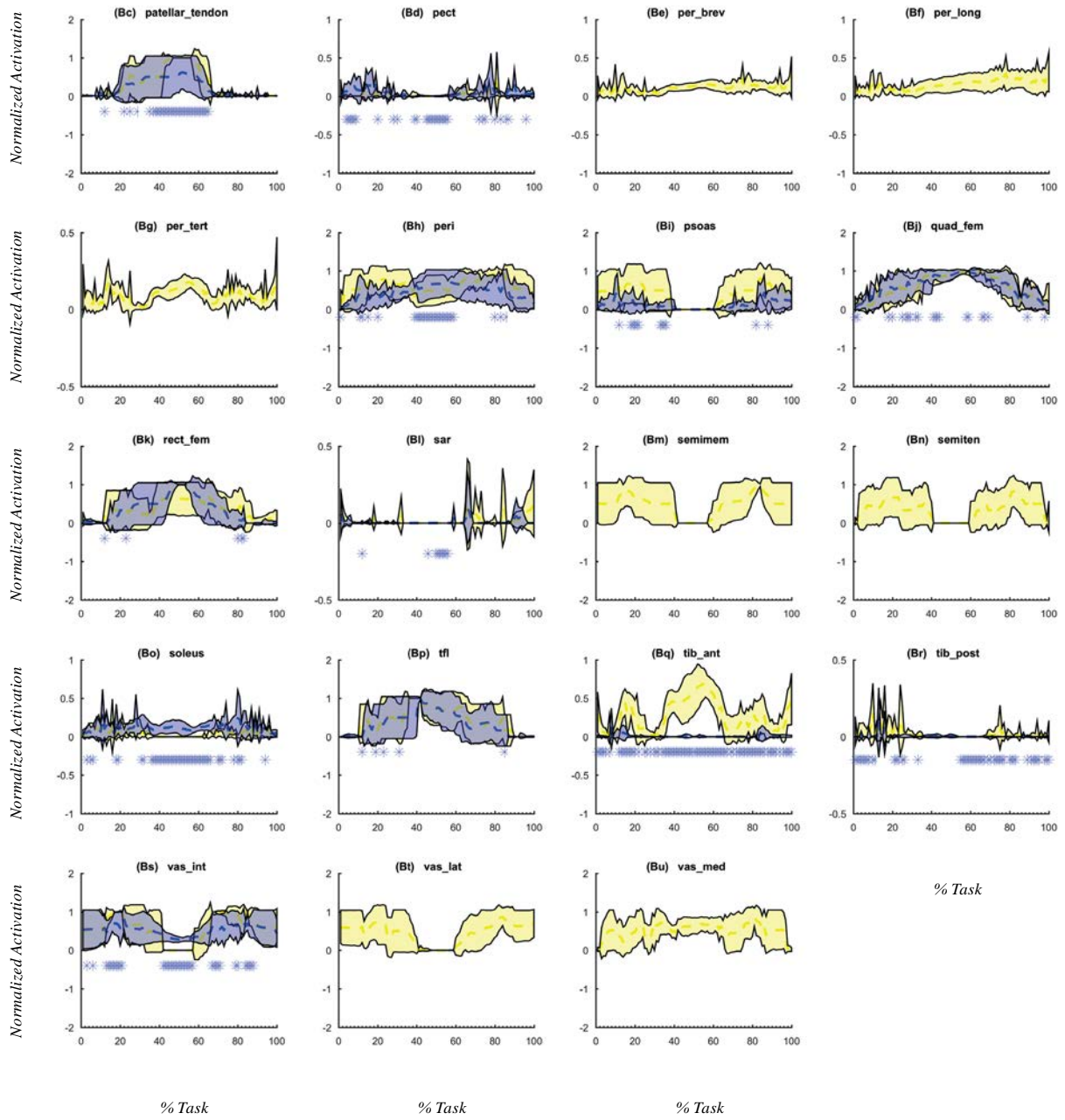


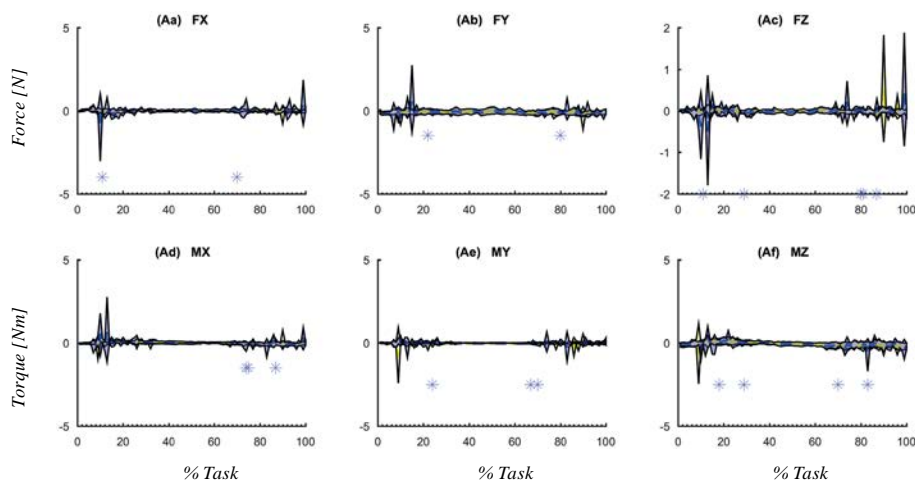
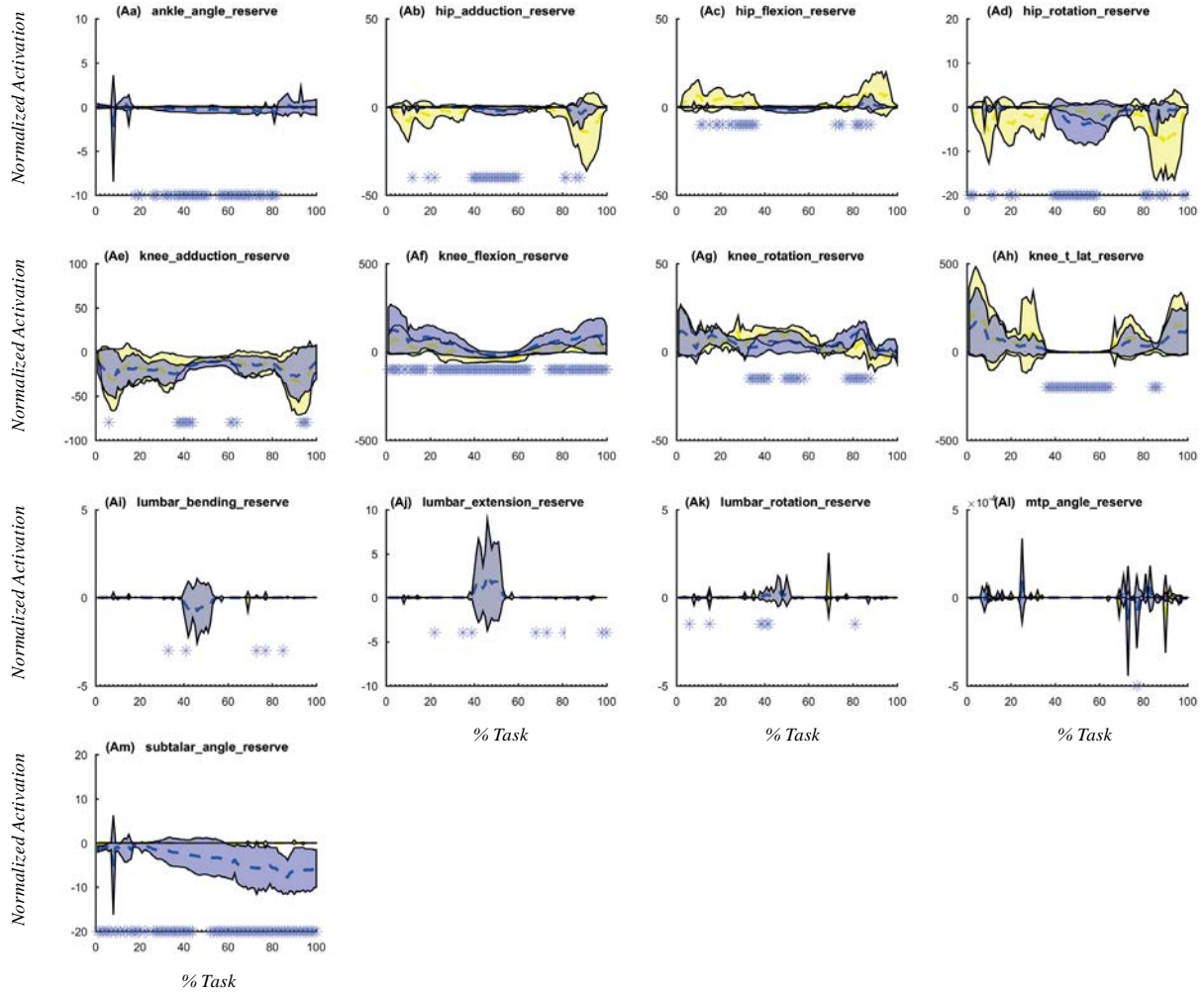
5.1.2_Xu54 & Xu92

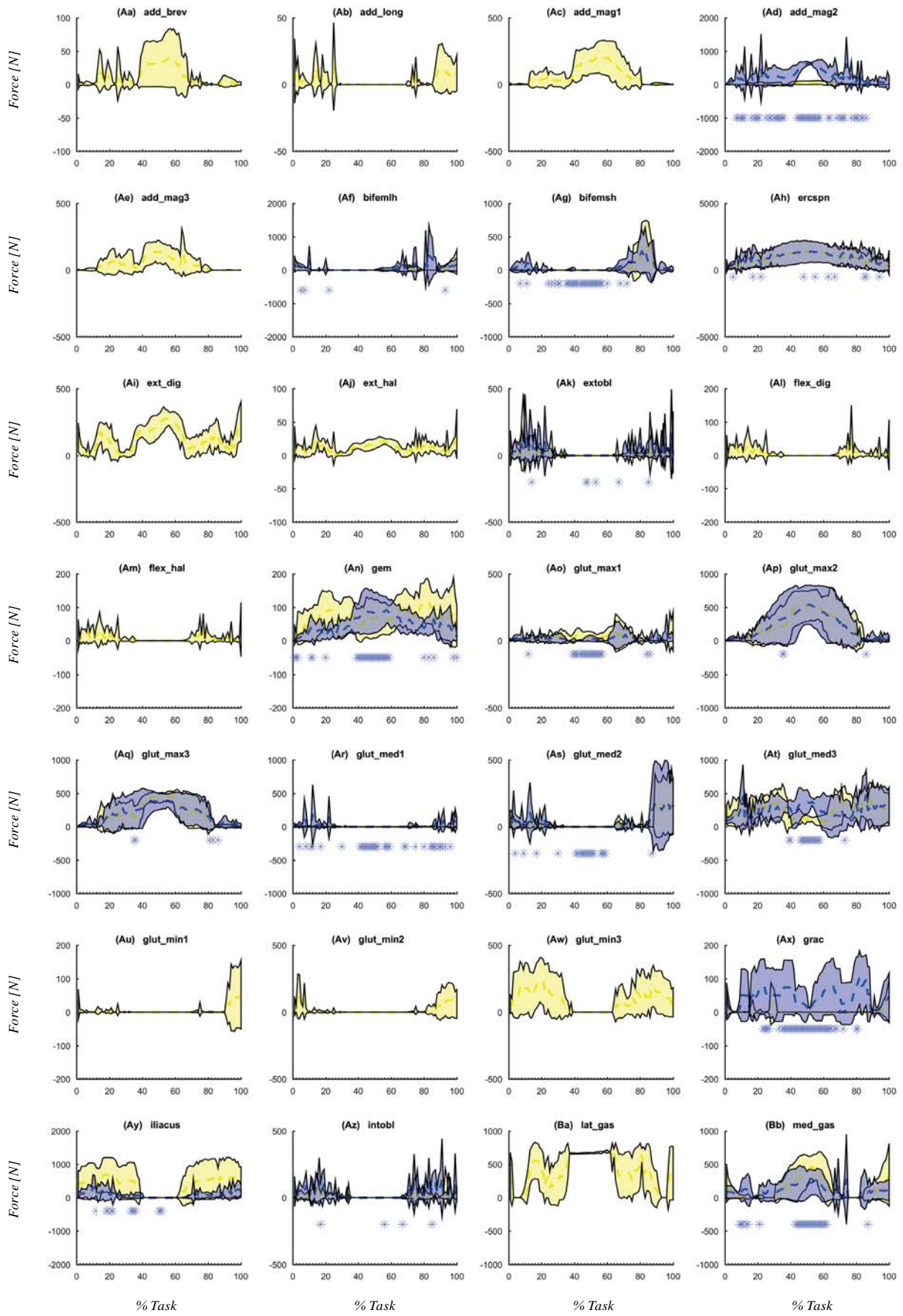


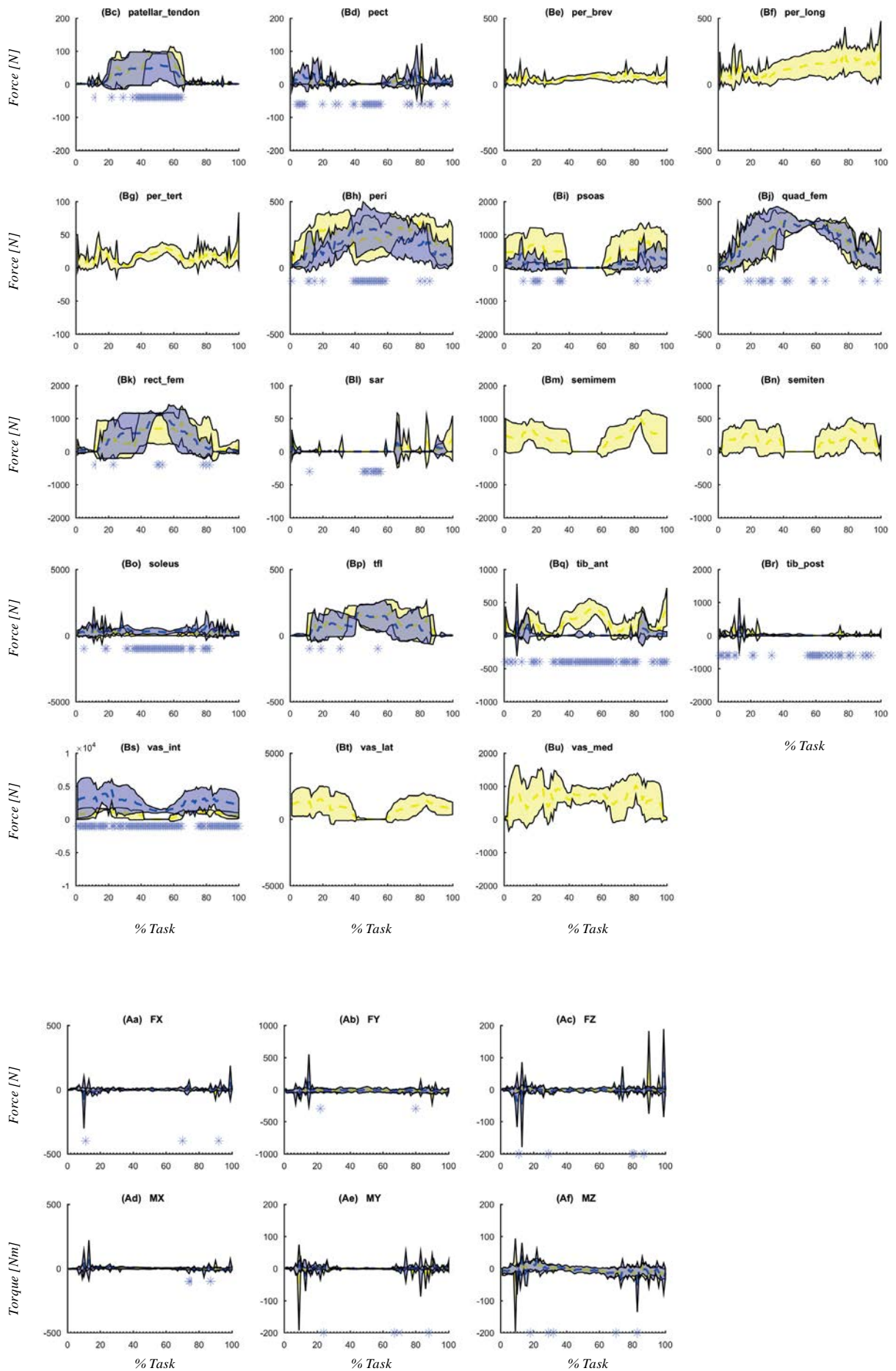


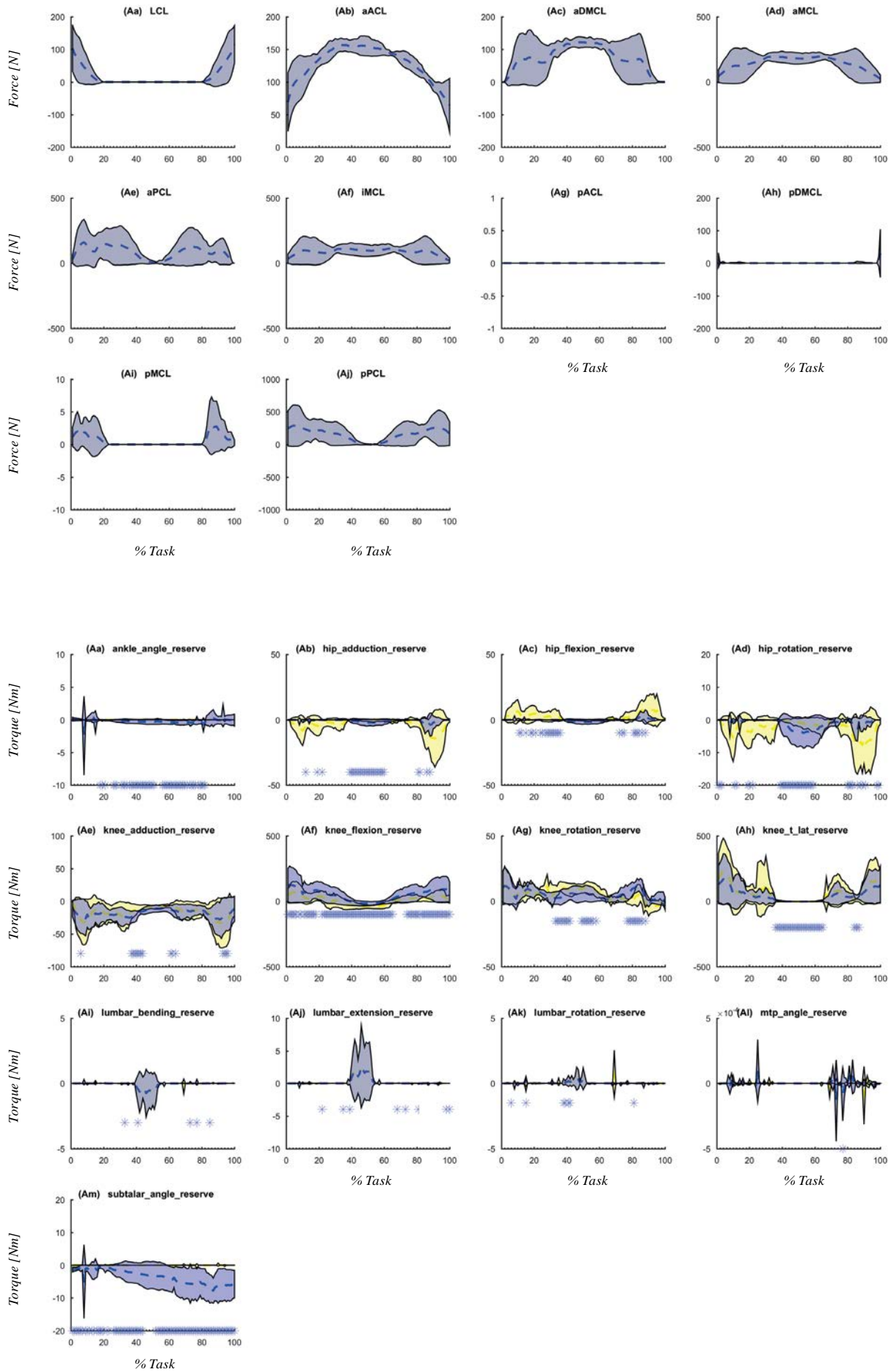




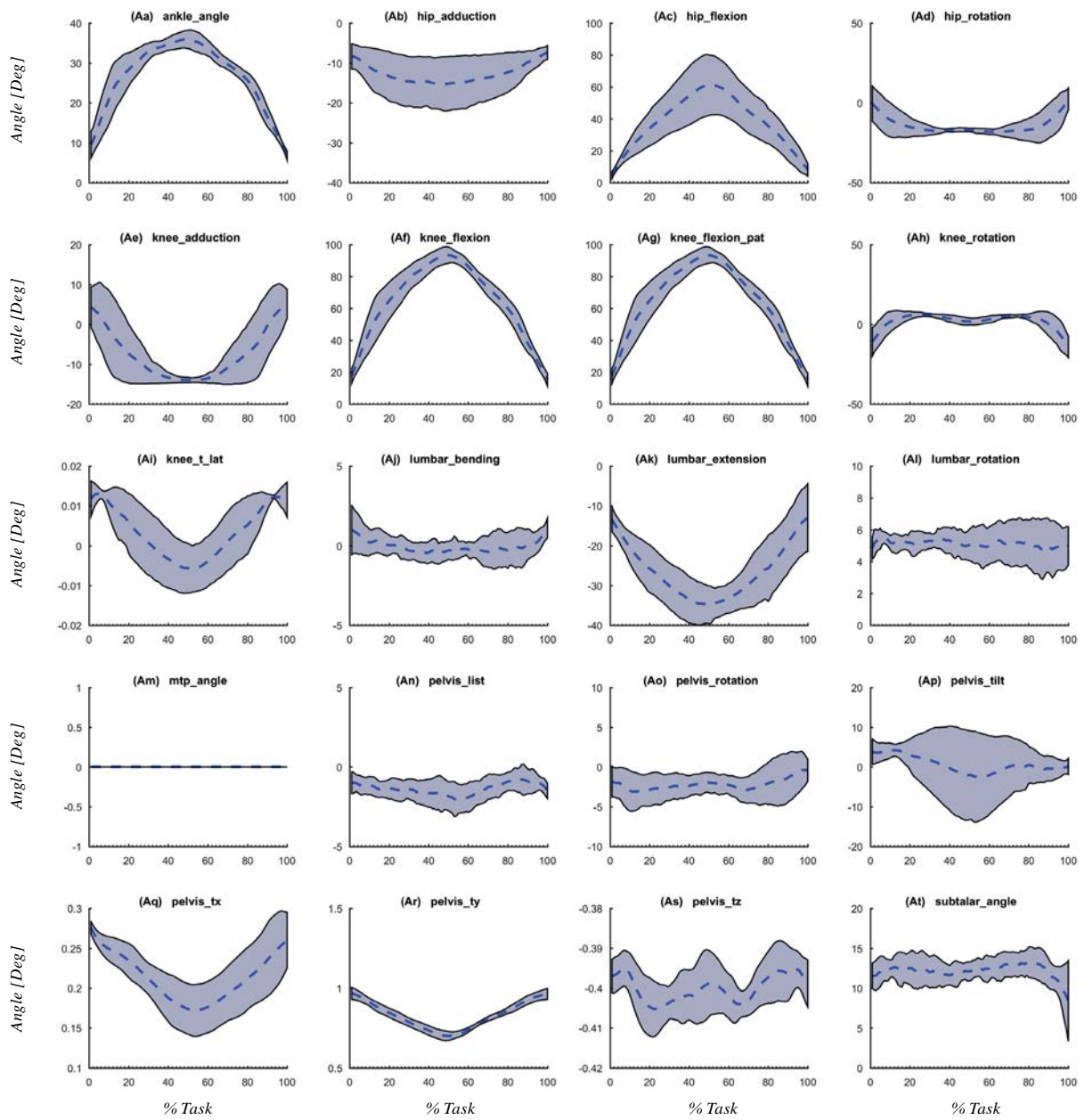


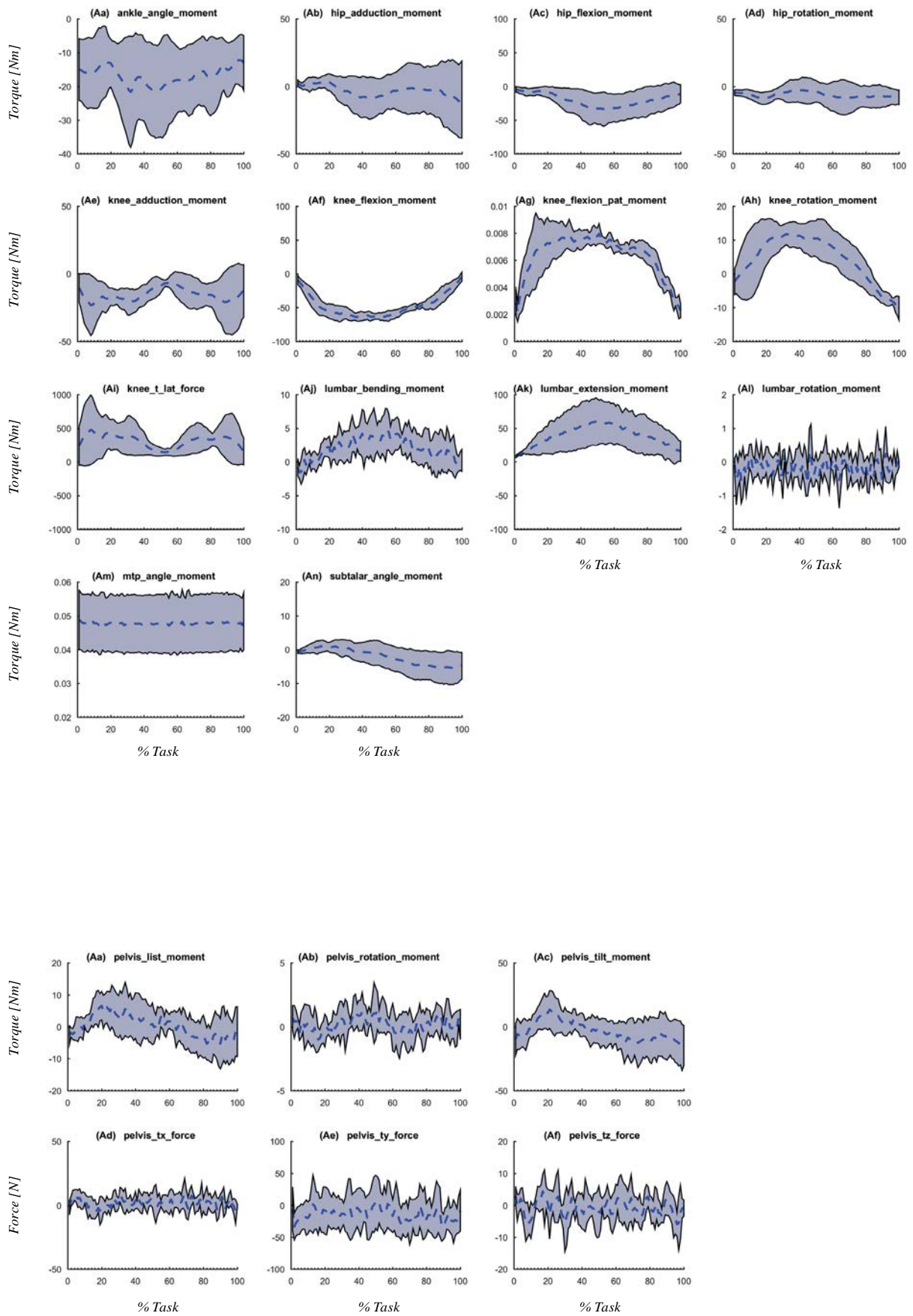


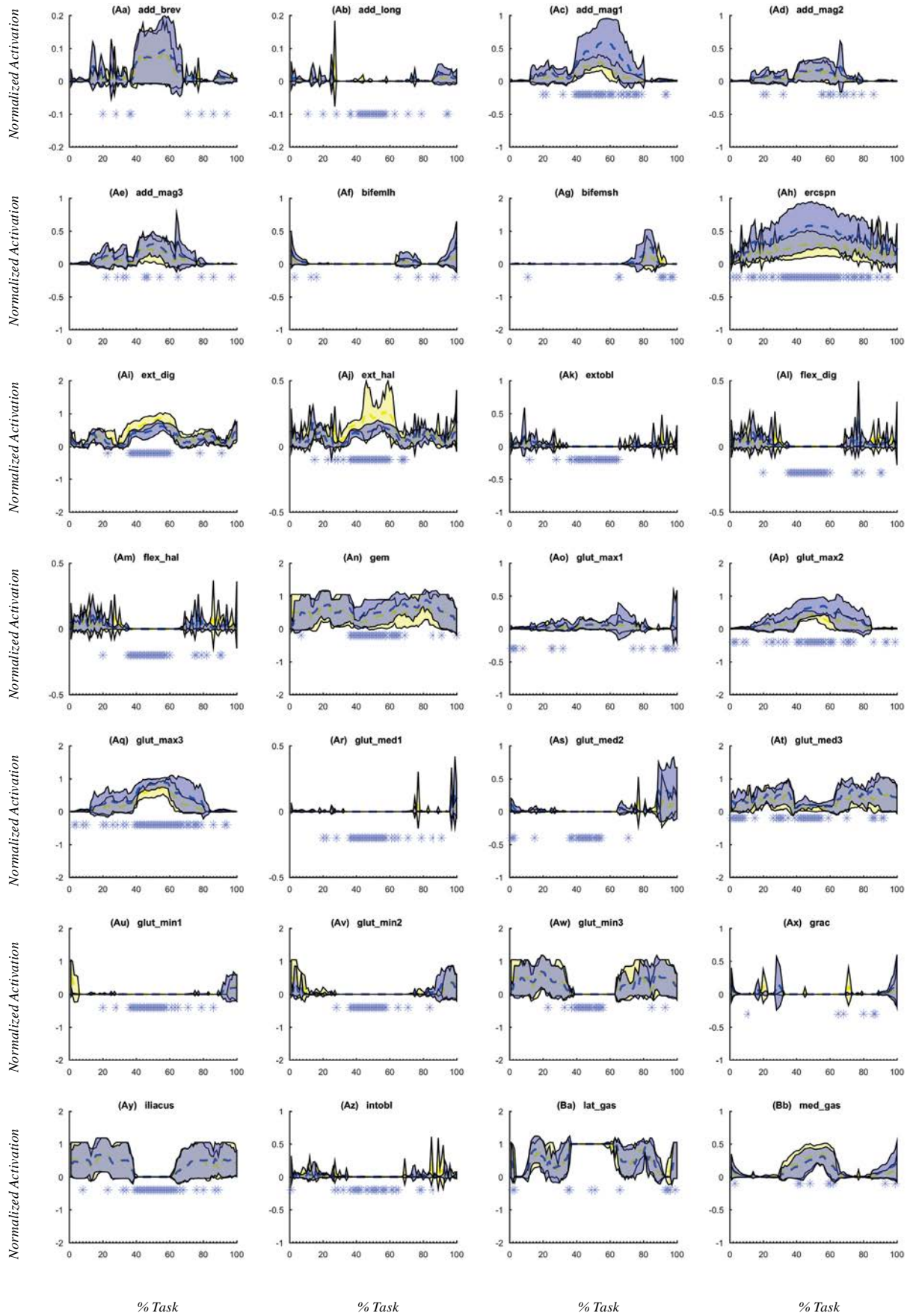


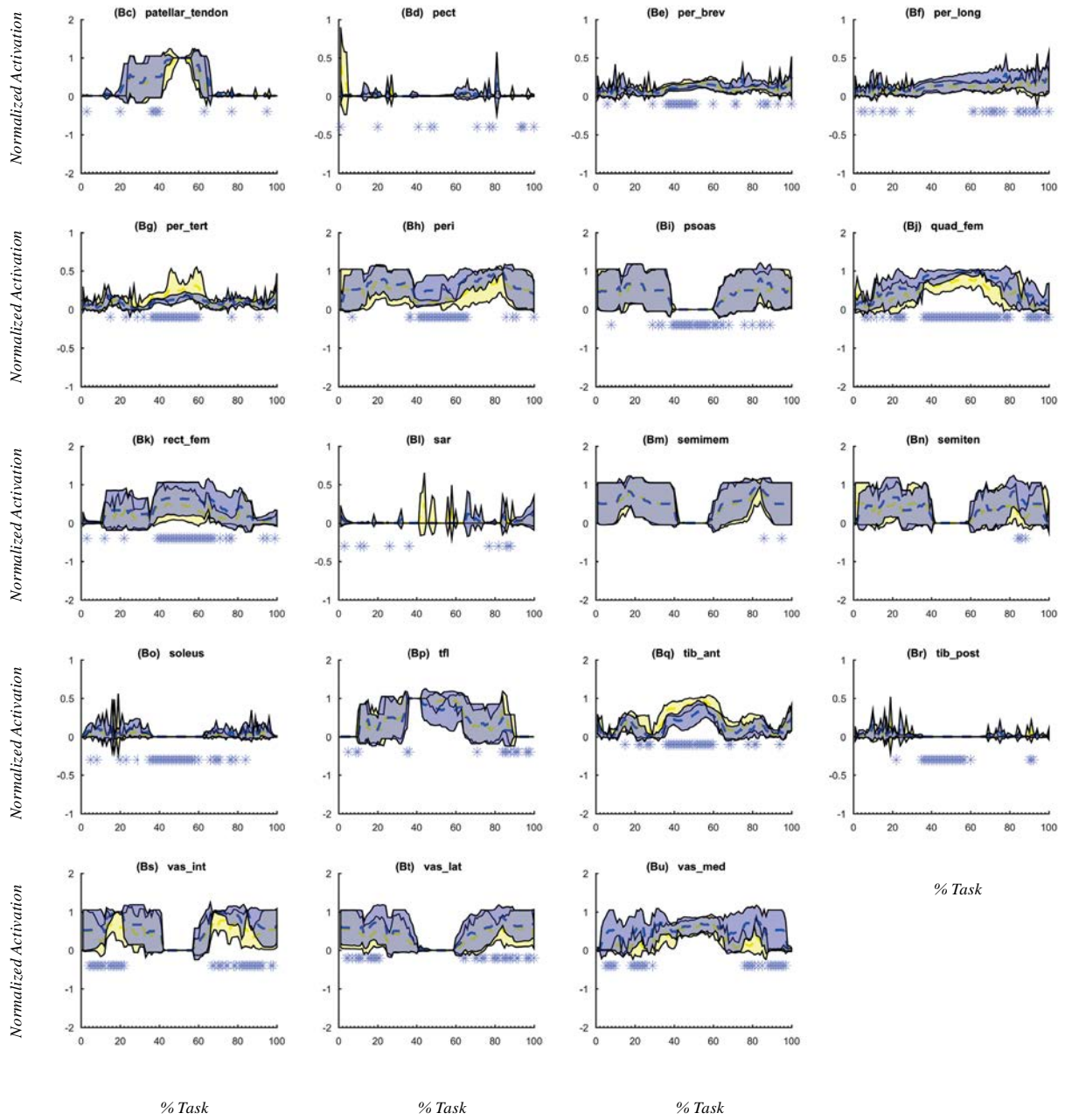


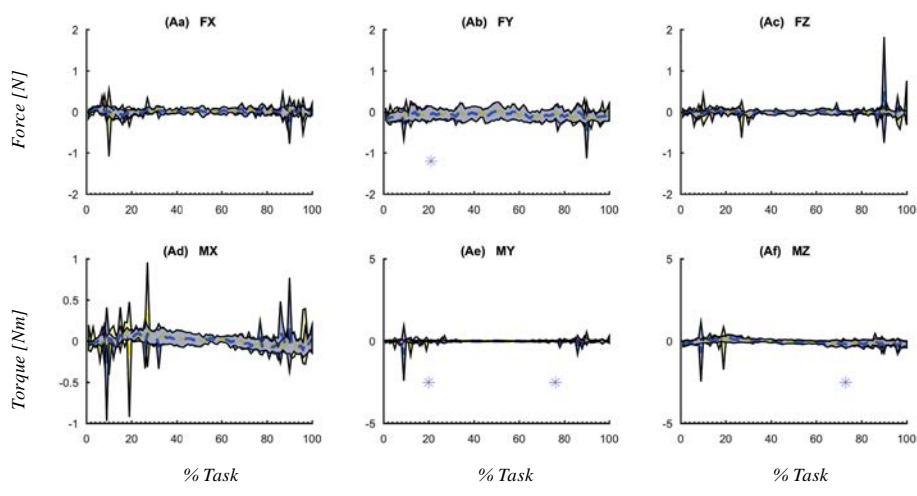
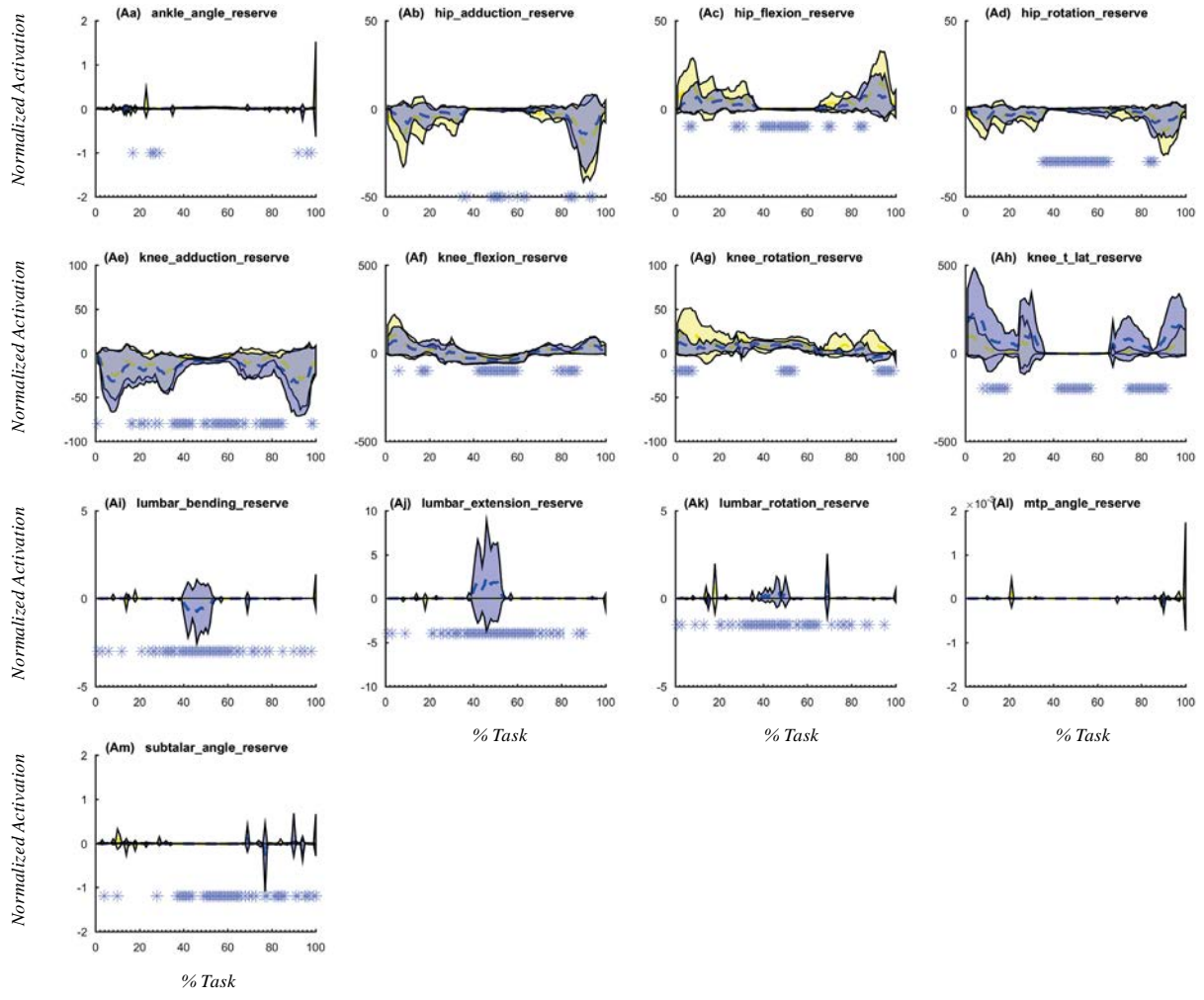
Xu92 & Xu92DoubleForce

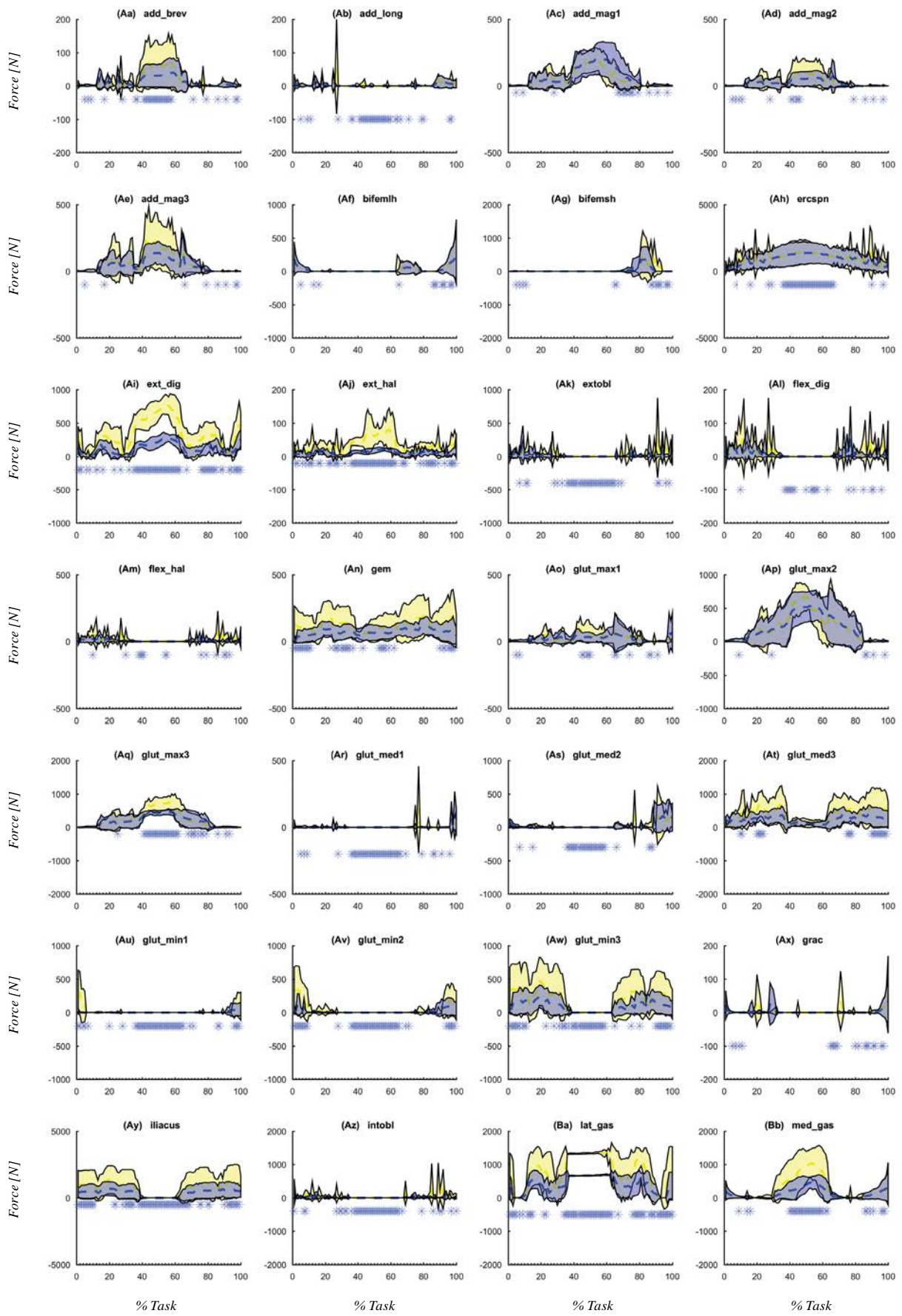


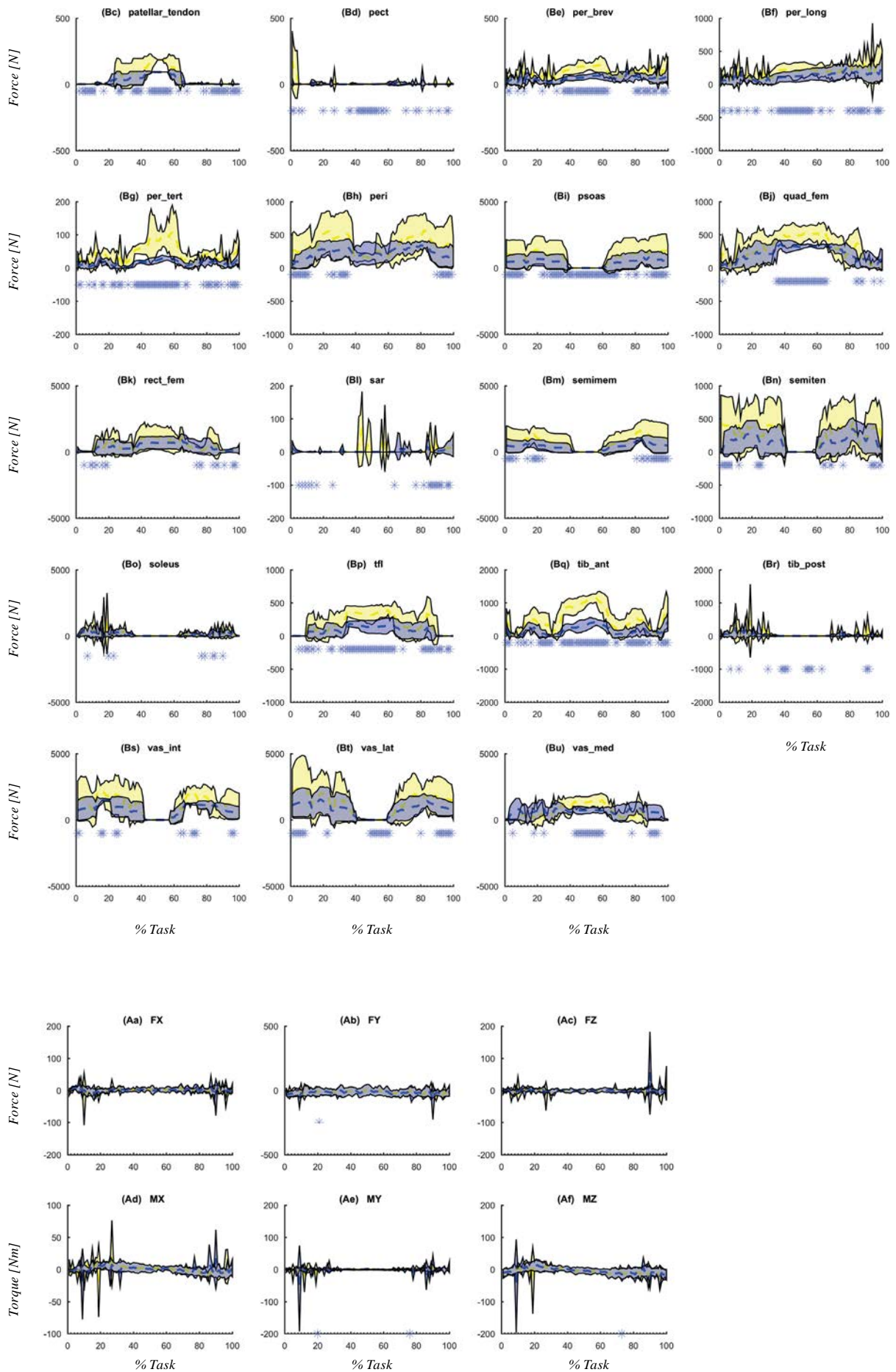


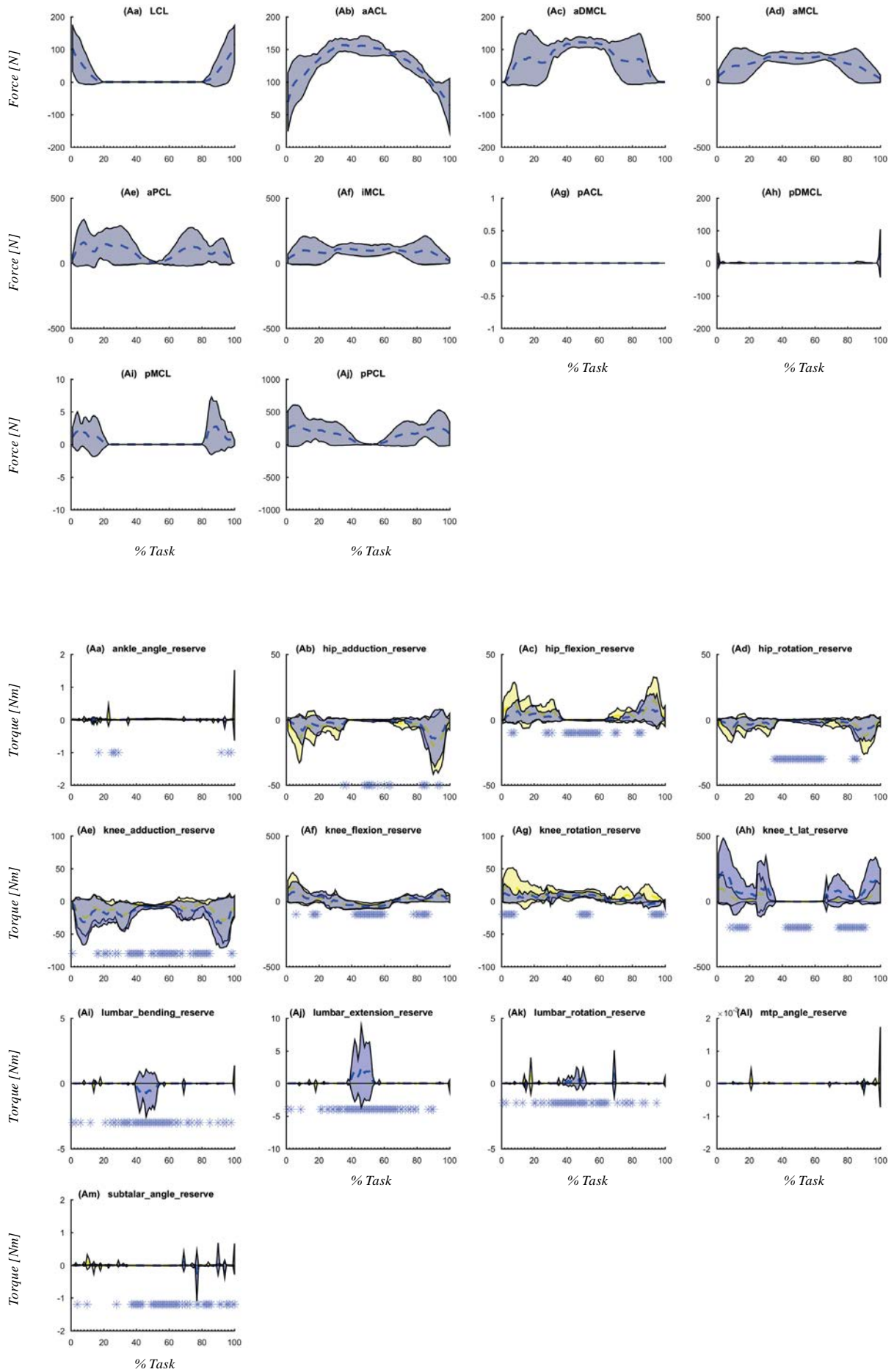




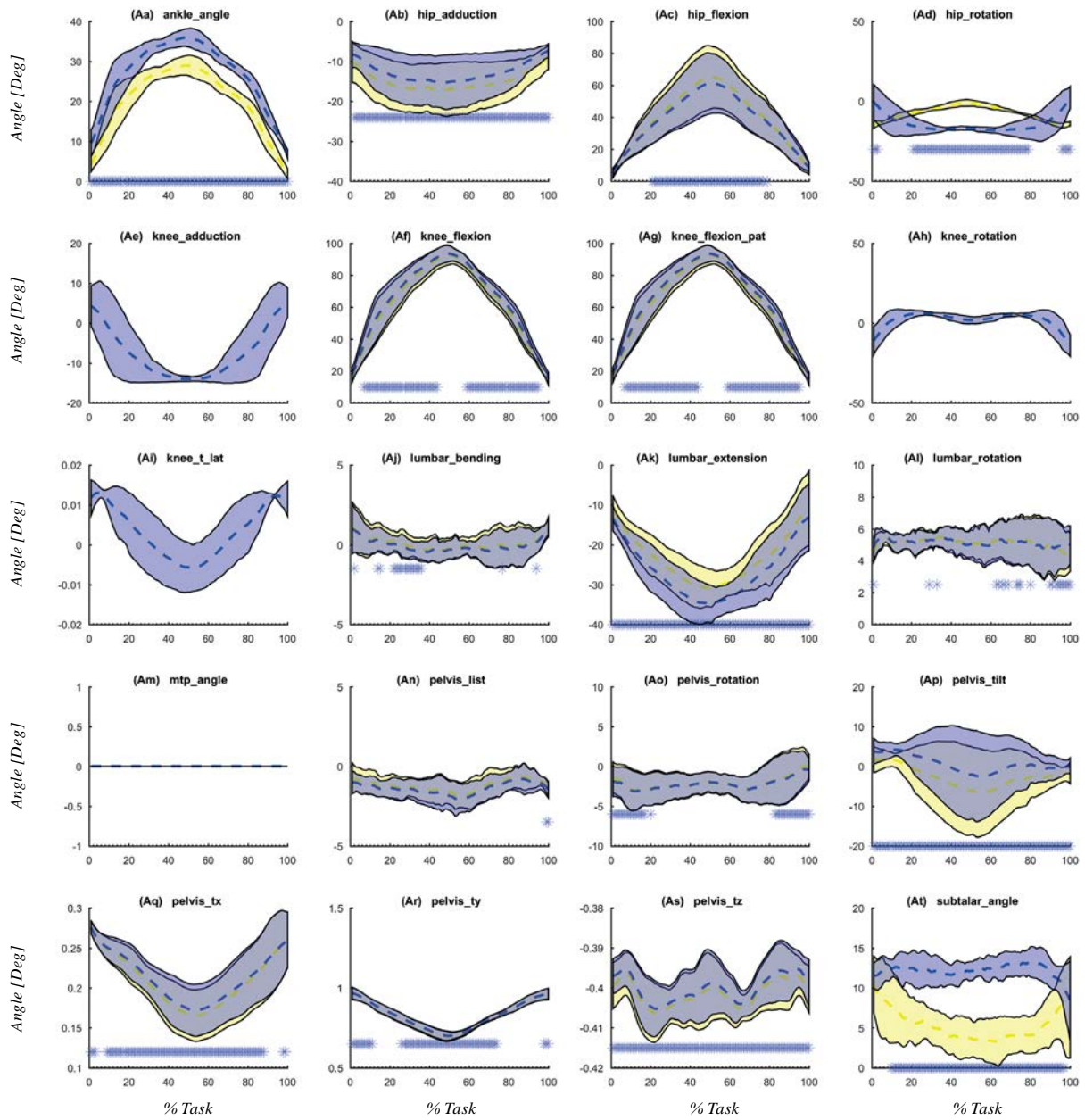


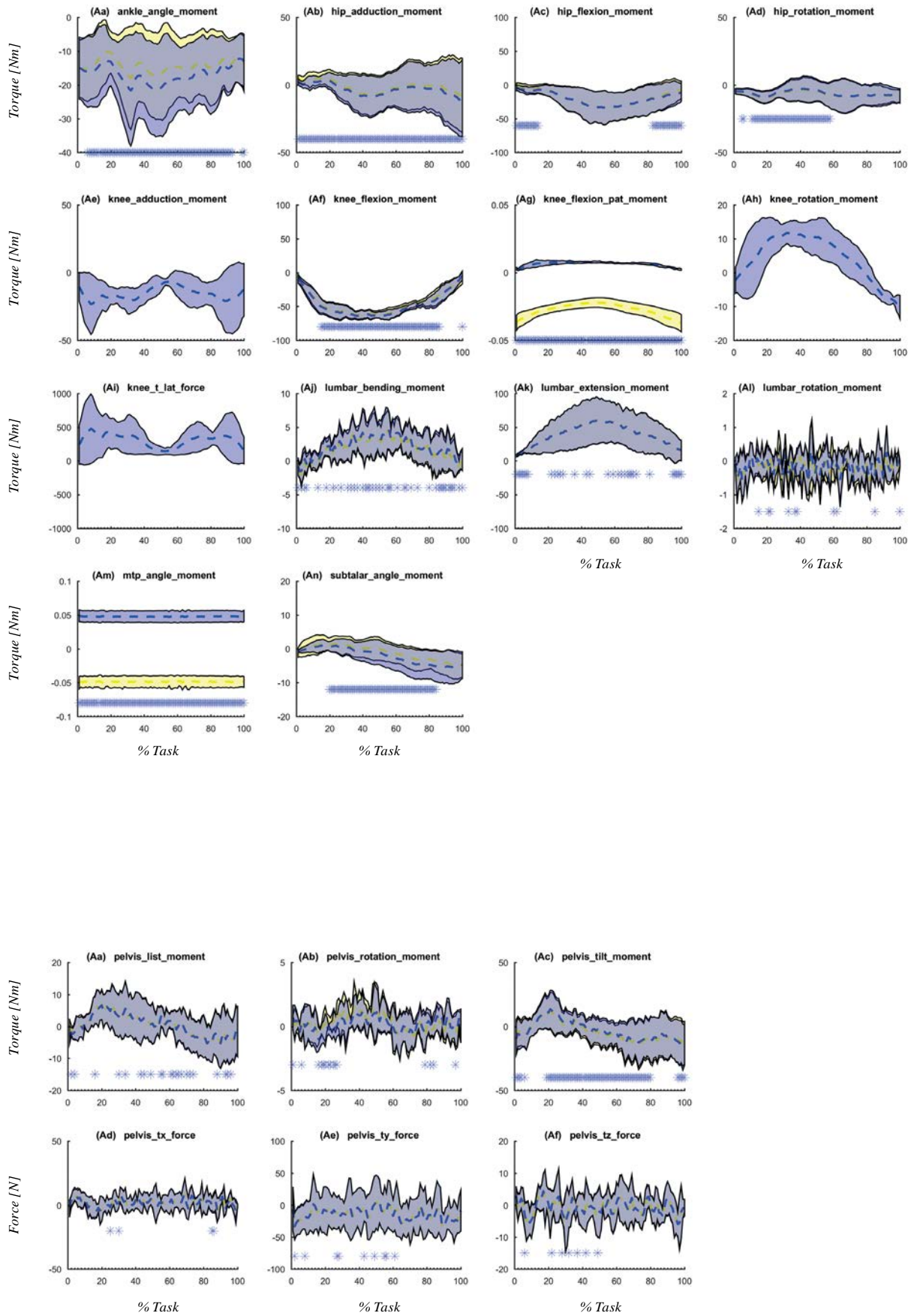


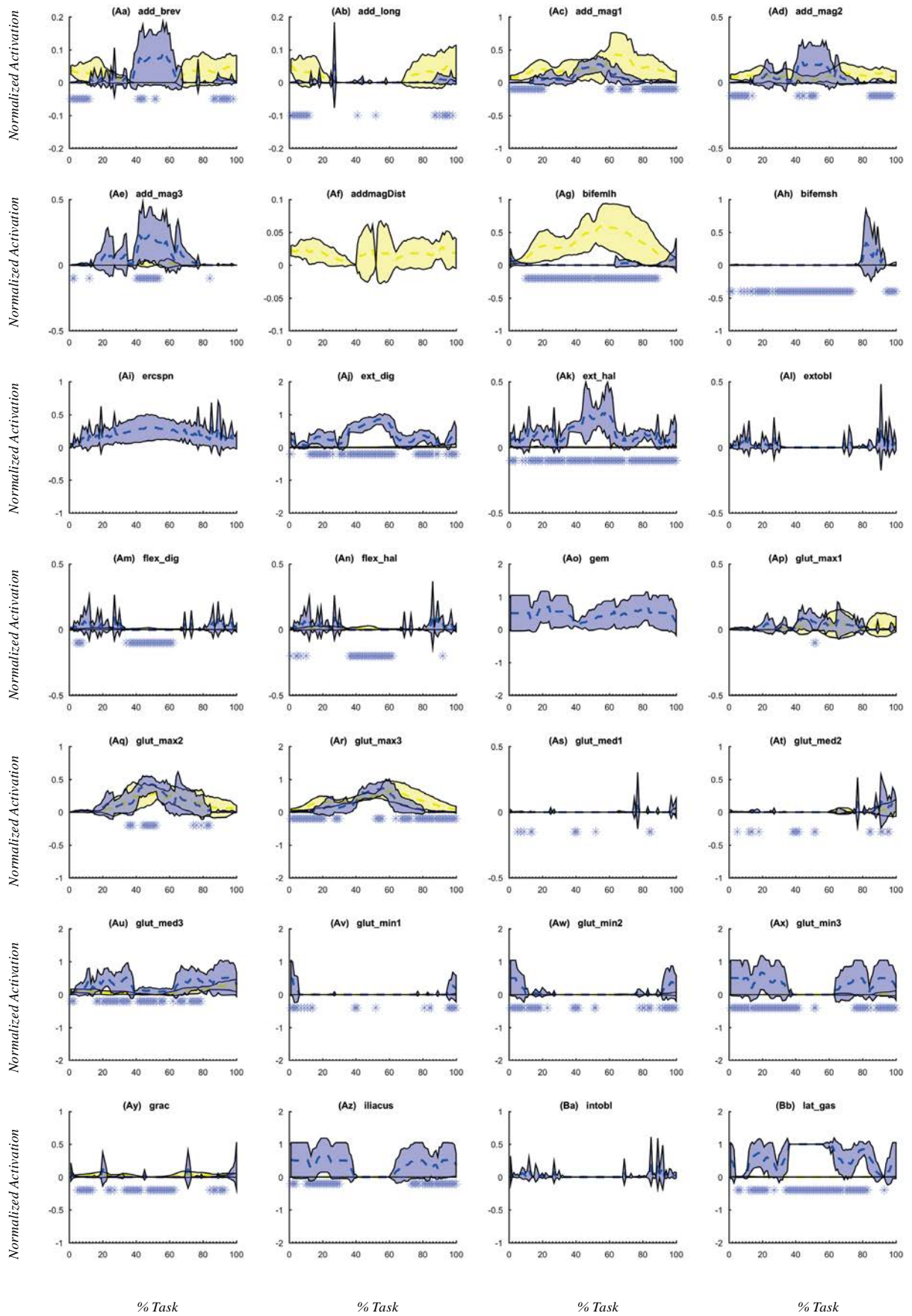


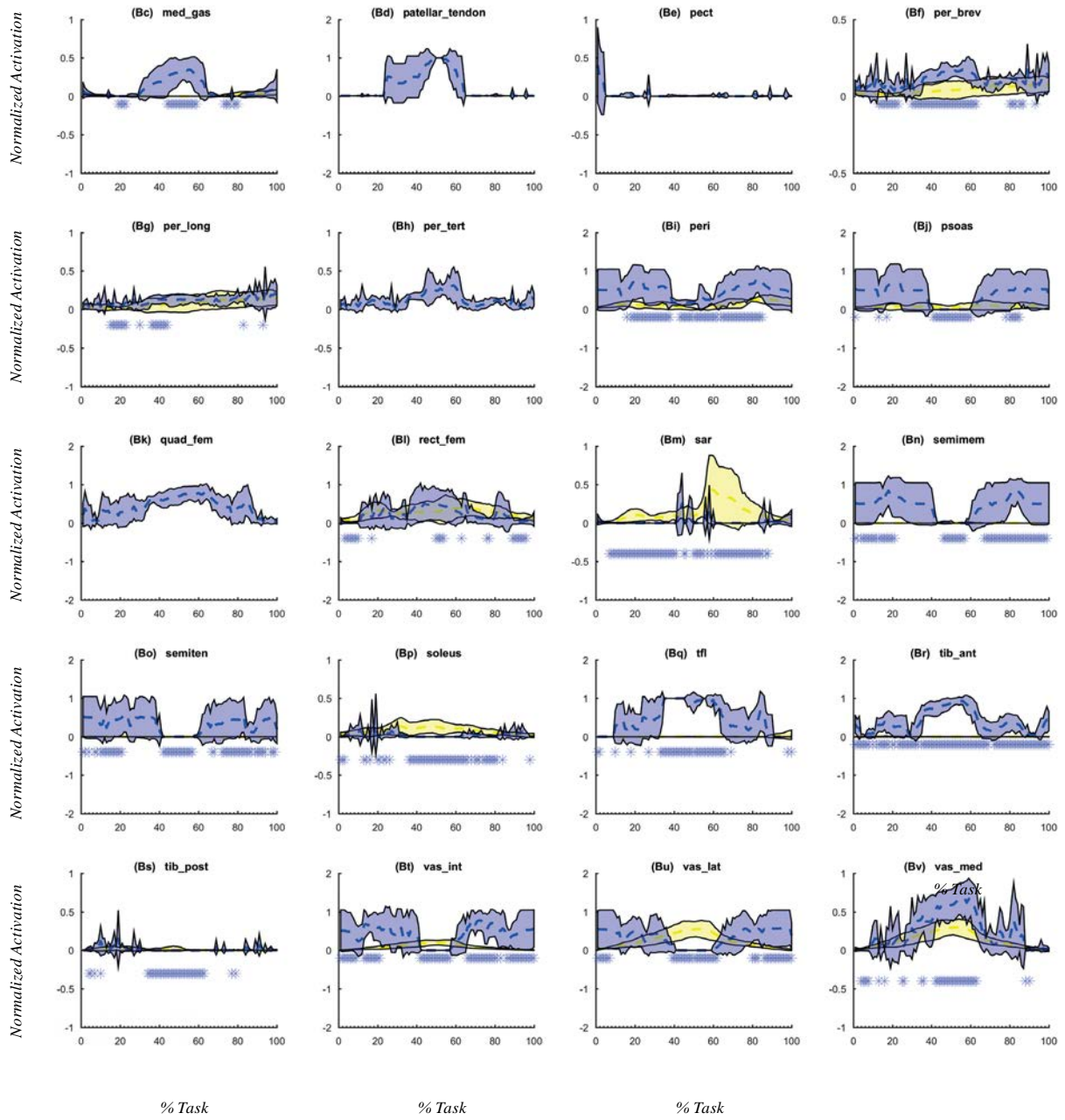


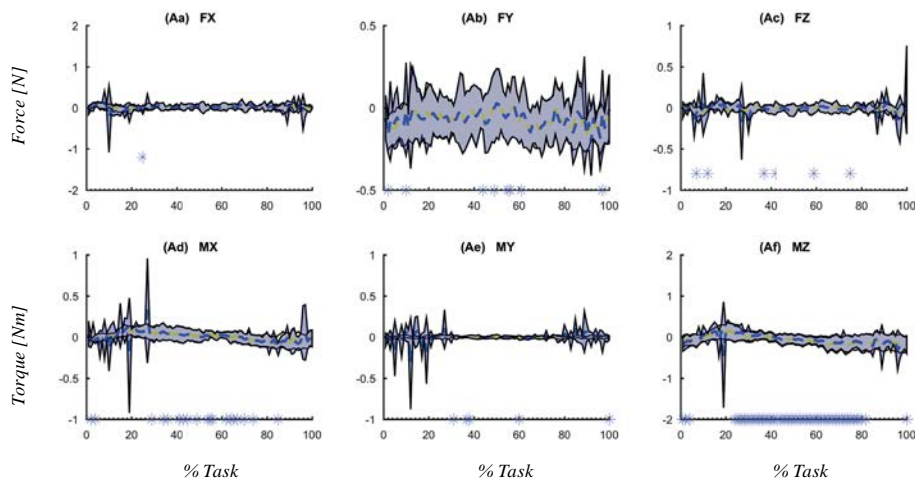
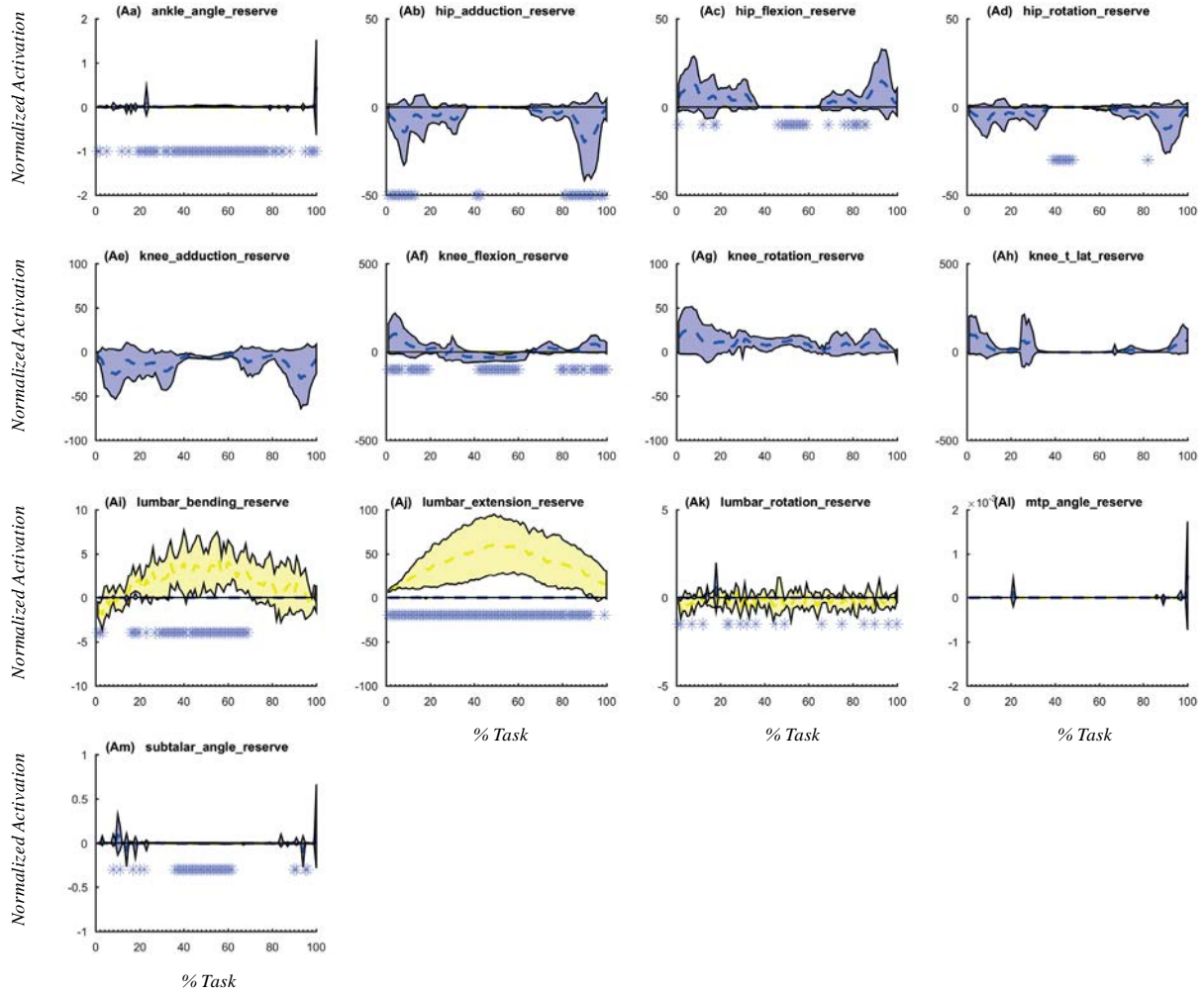
5.1.4_Xu92DoubleForce & Catelli

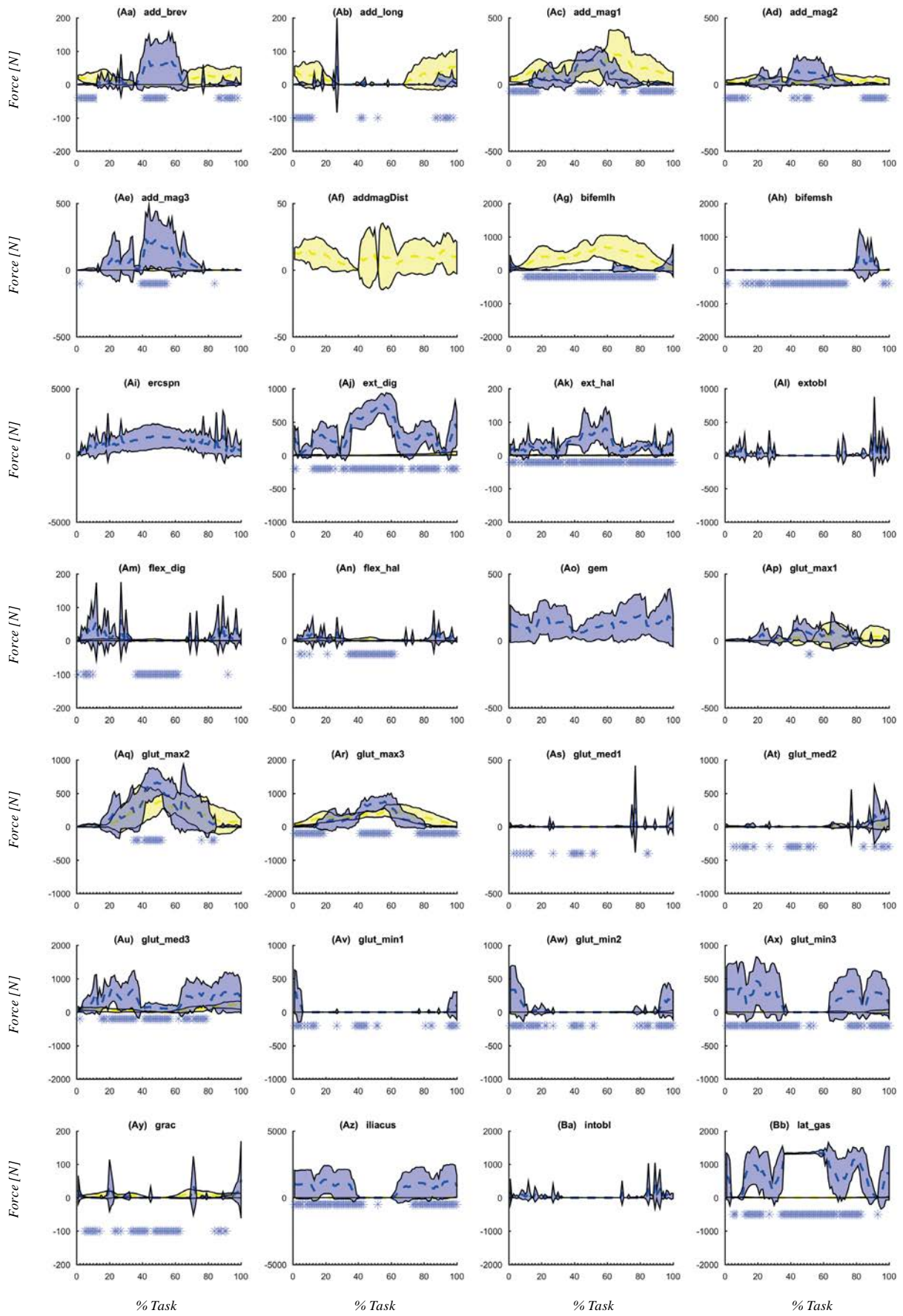


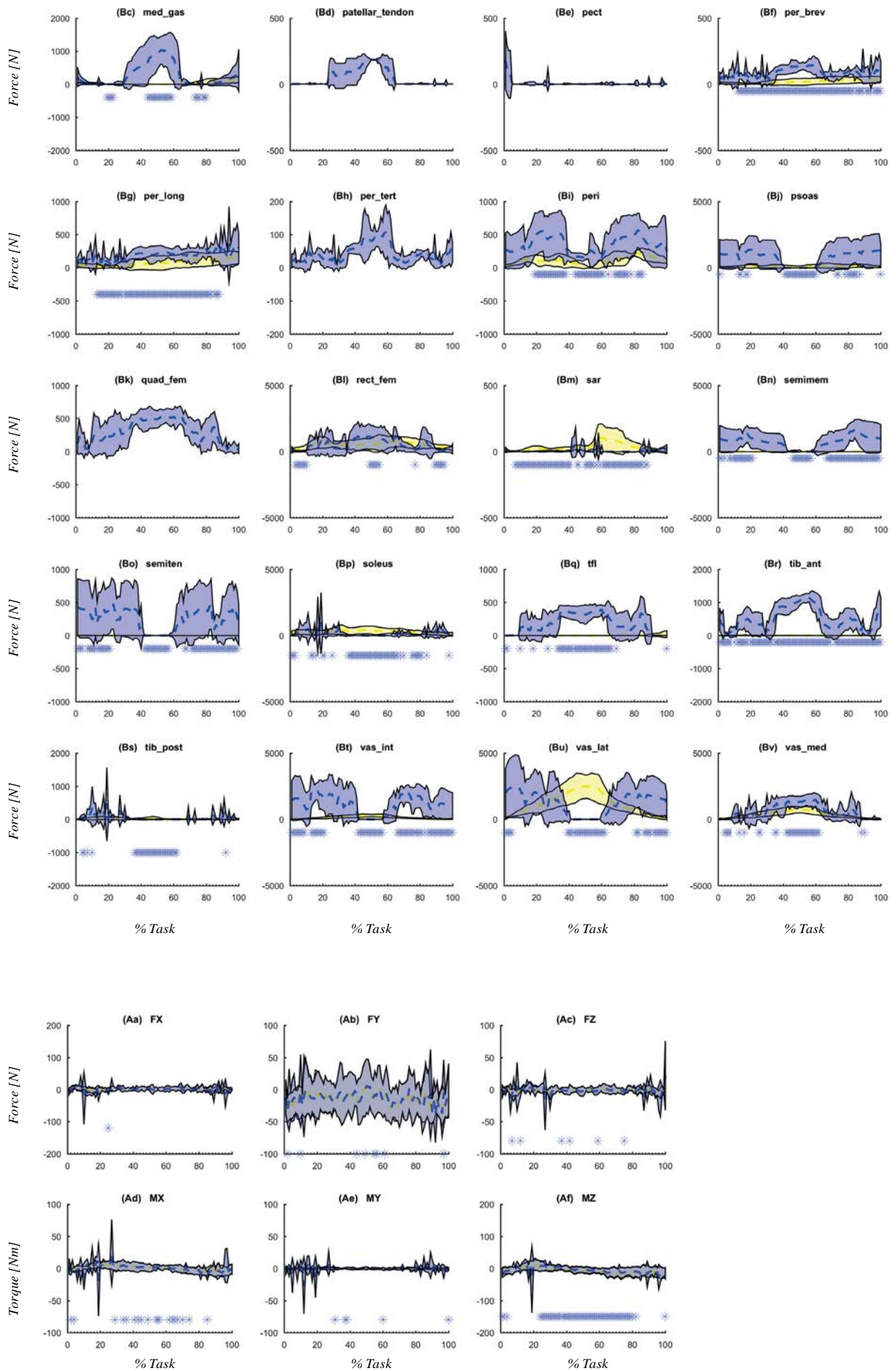


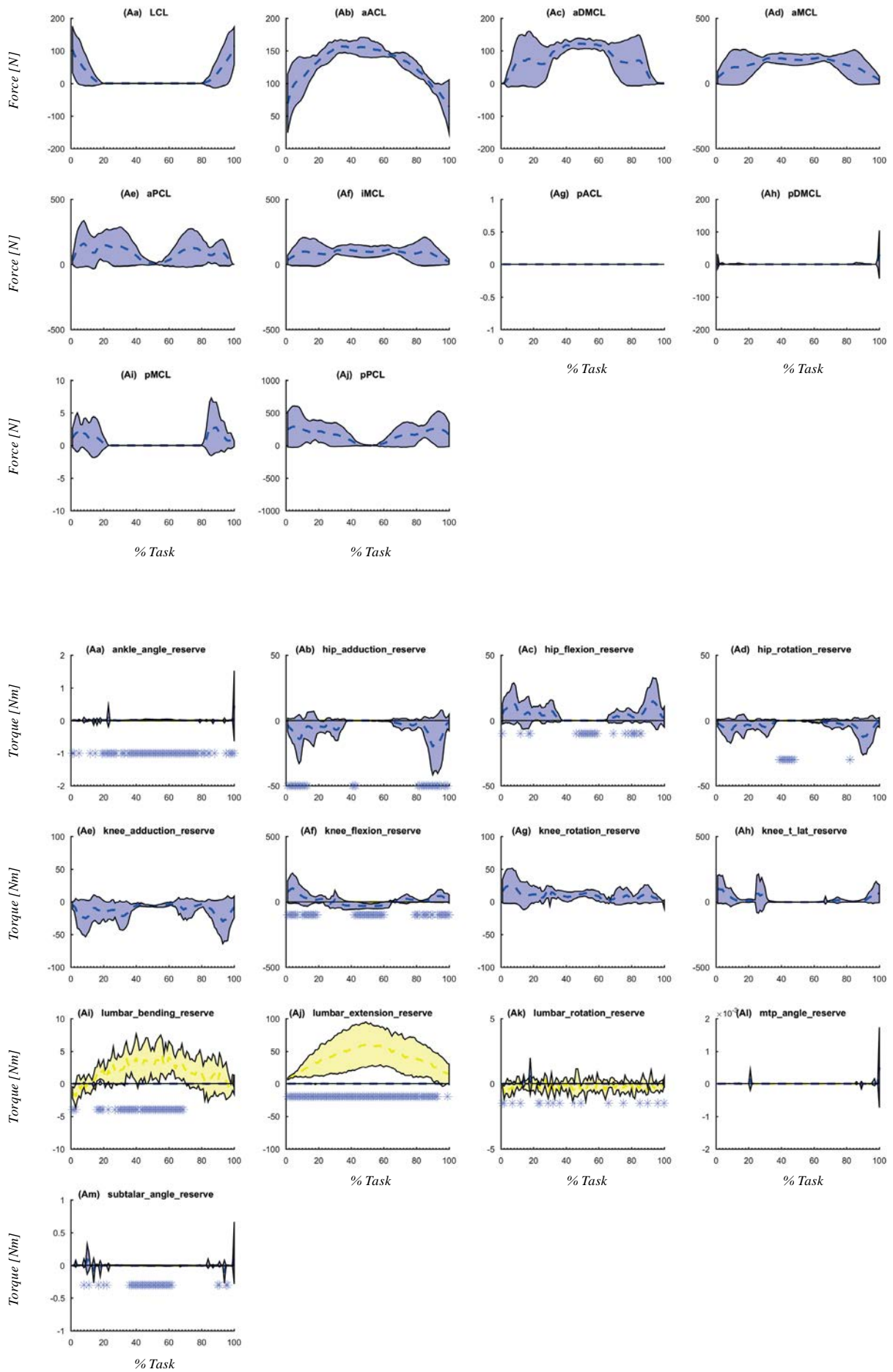




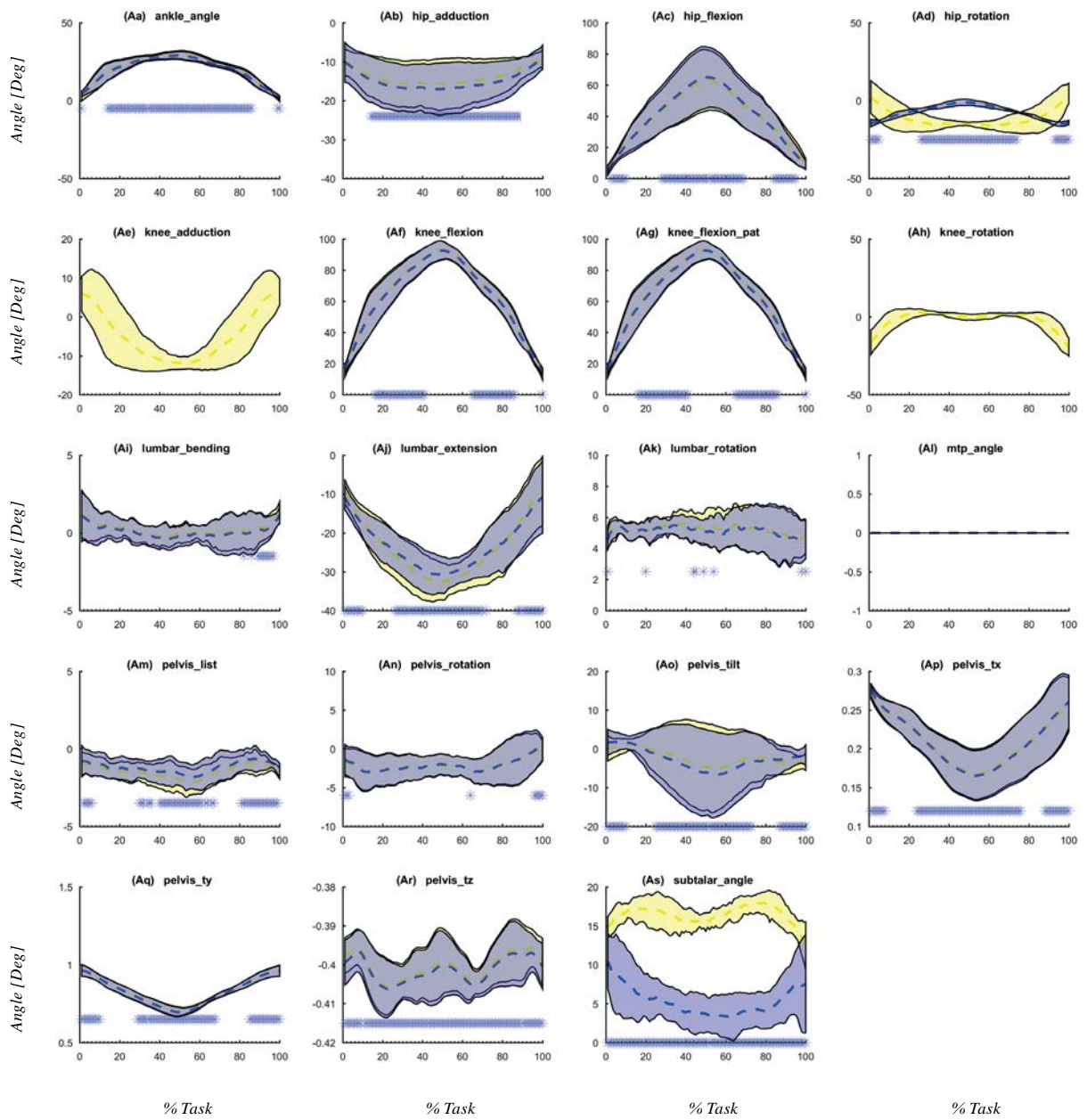


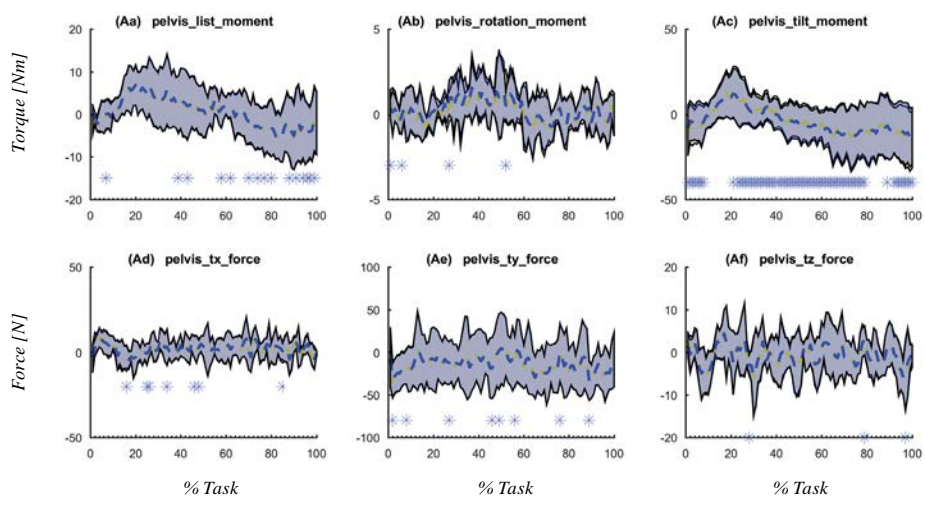
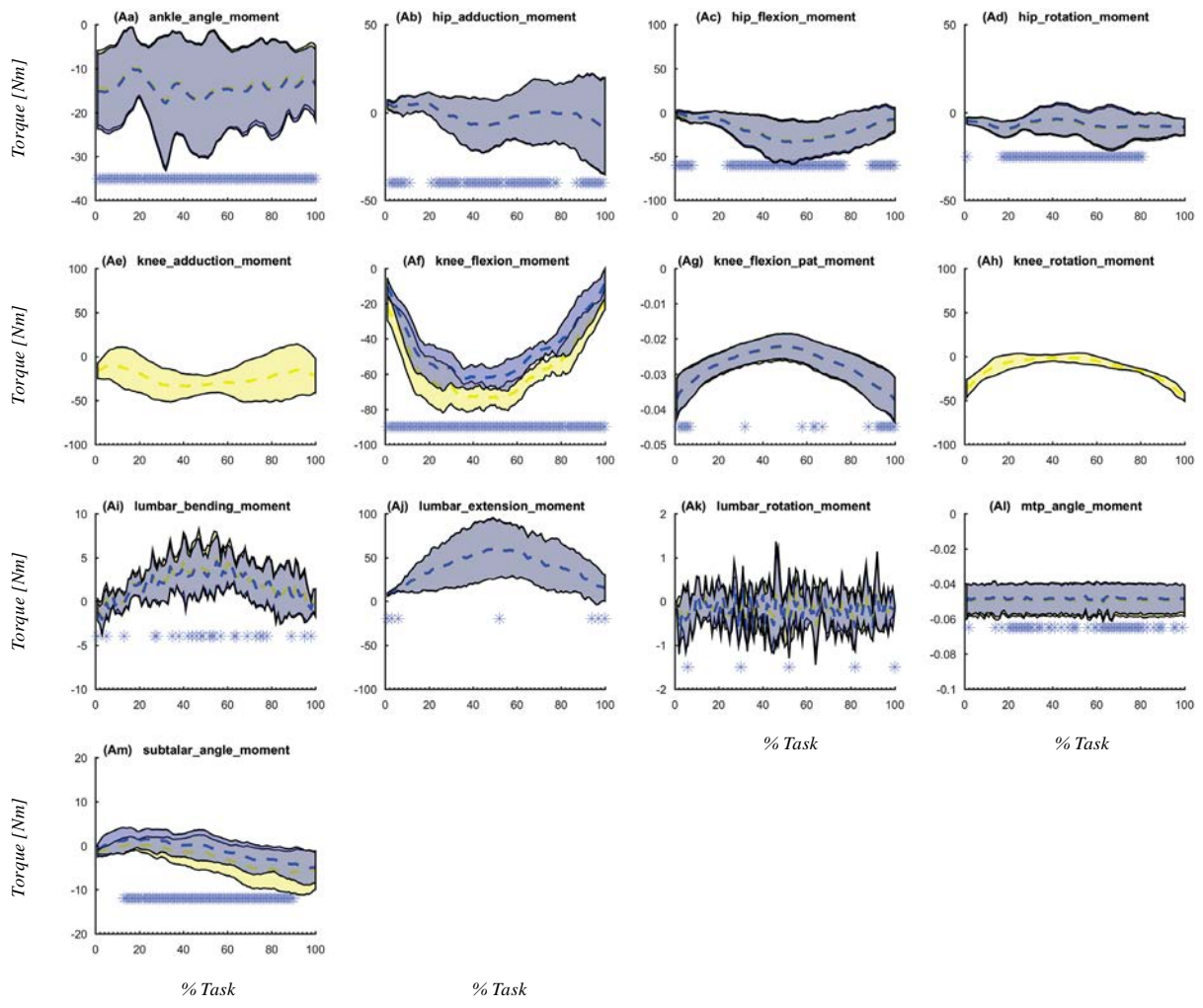


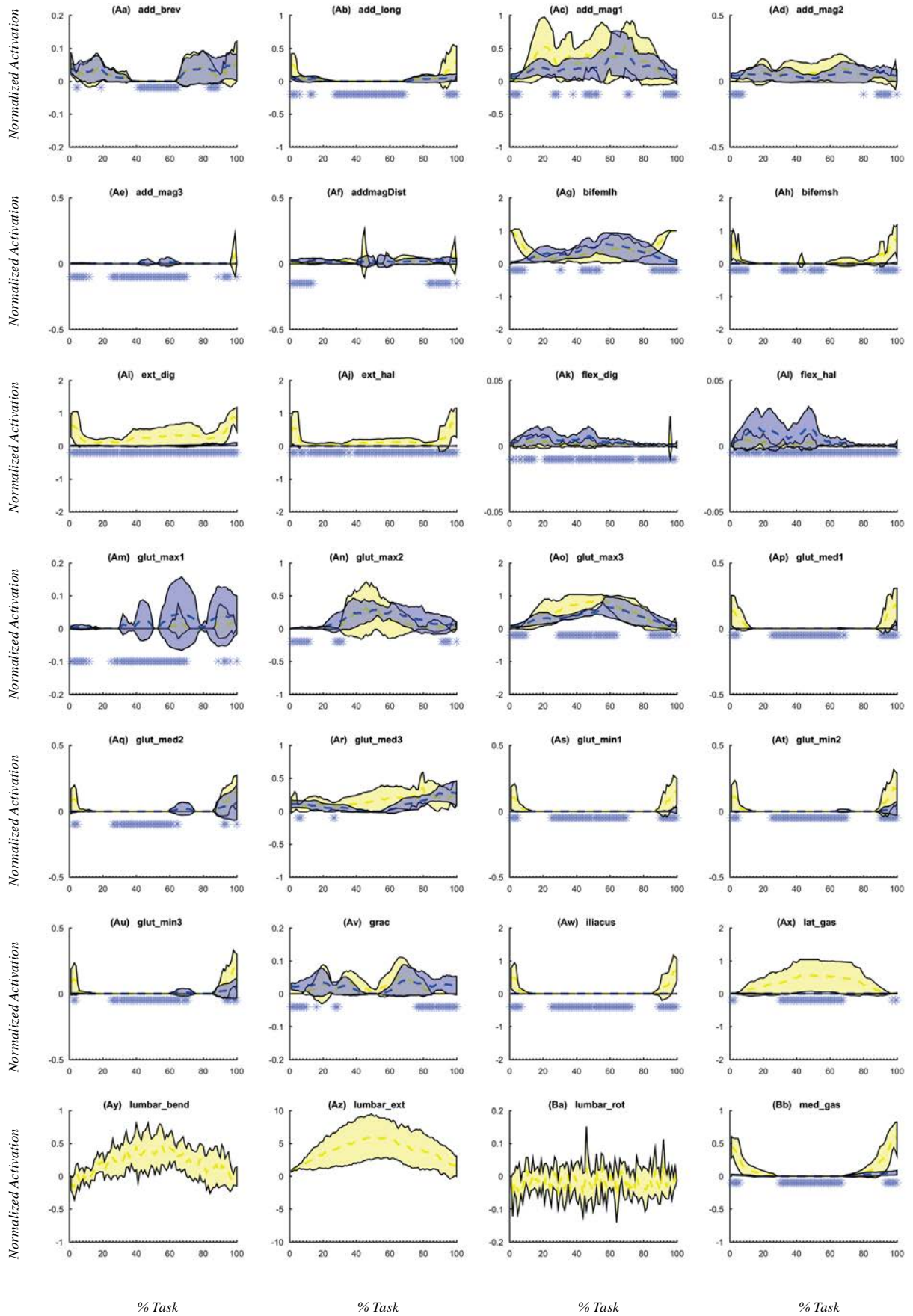


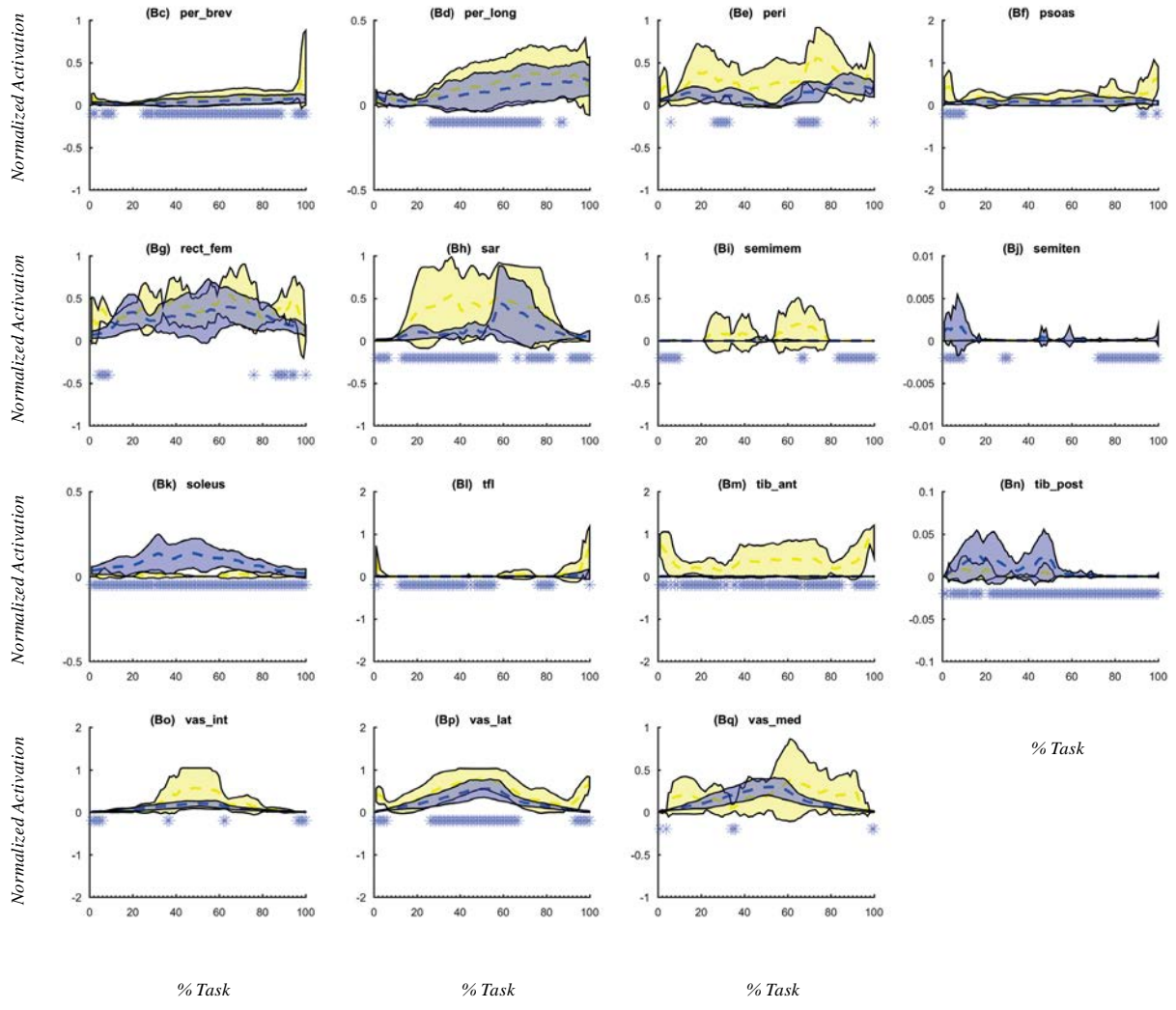


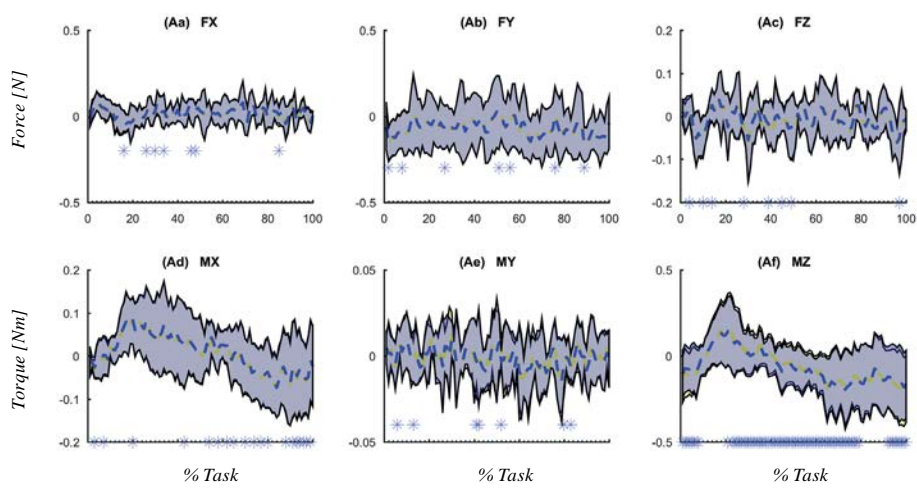
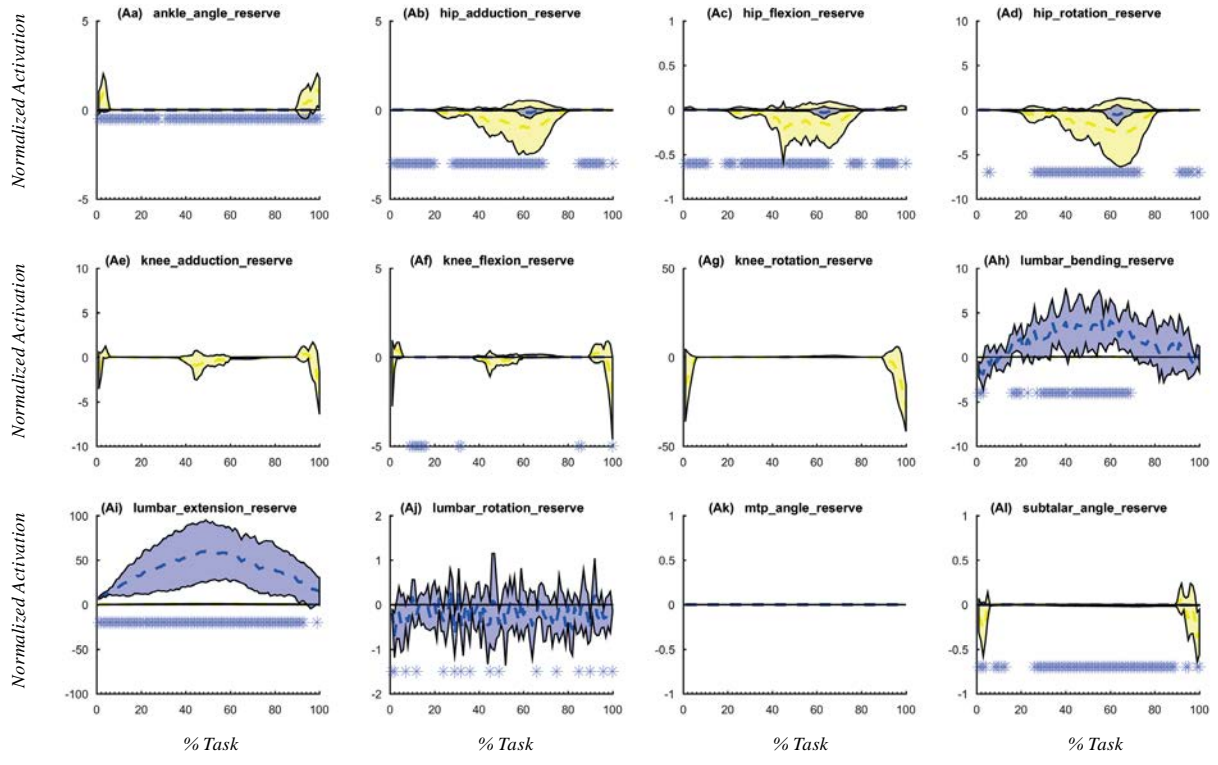
5.1.5_Catelli & Pavan

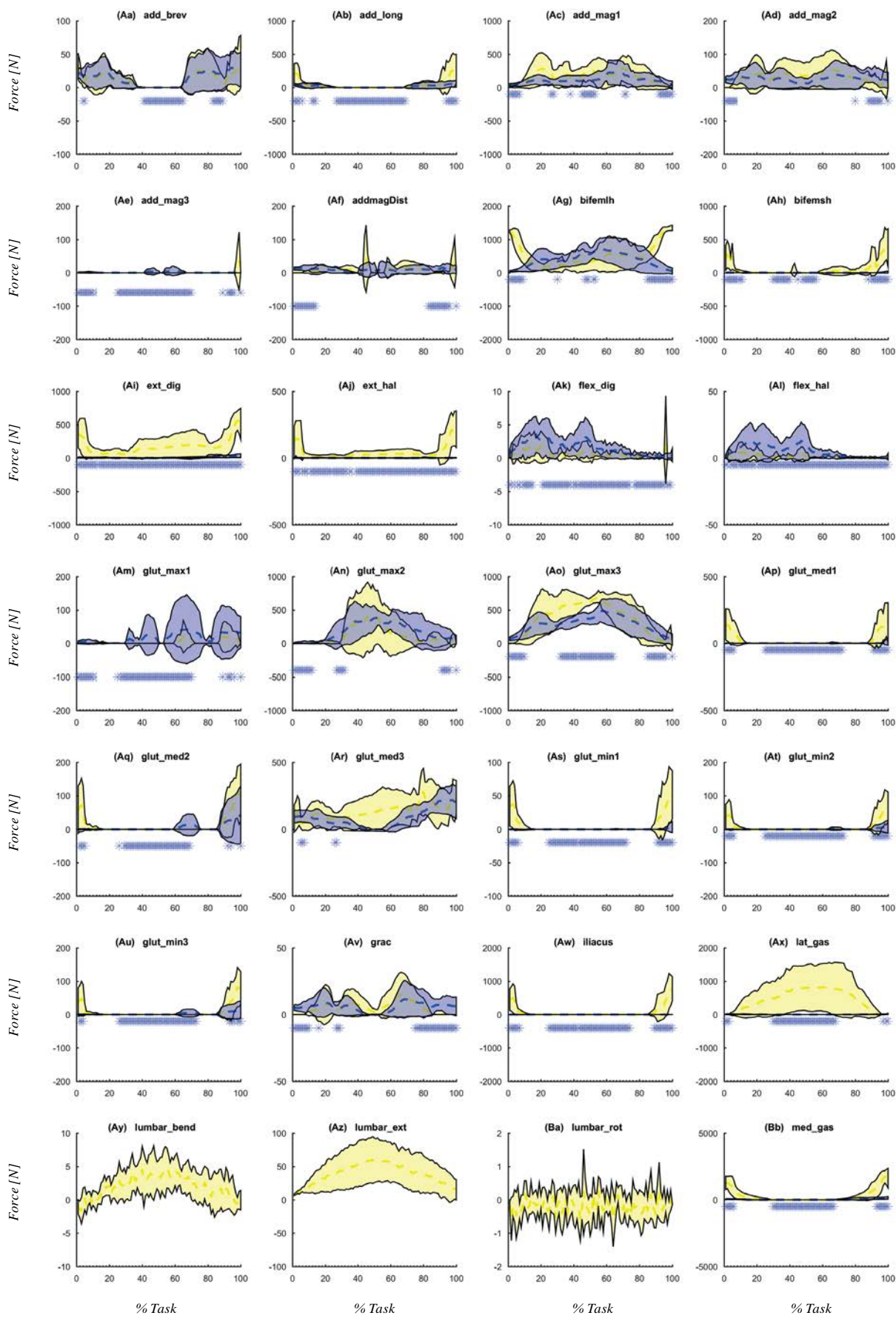


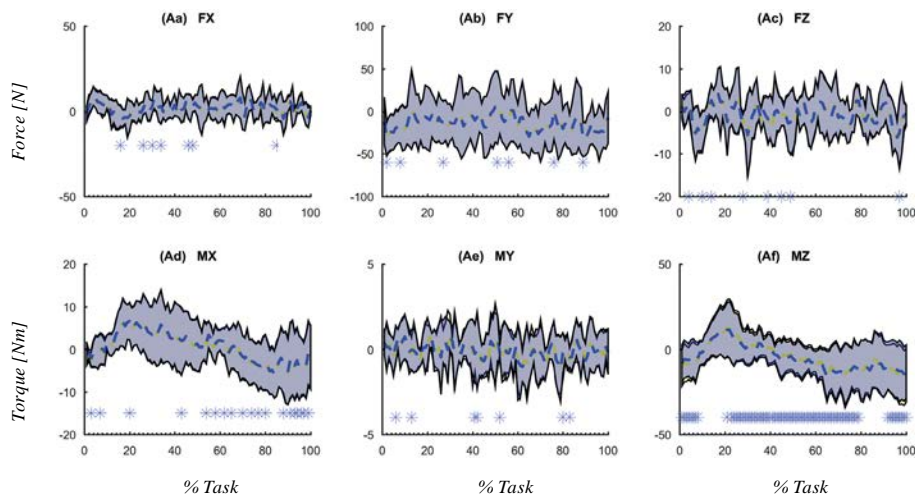
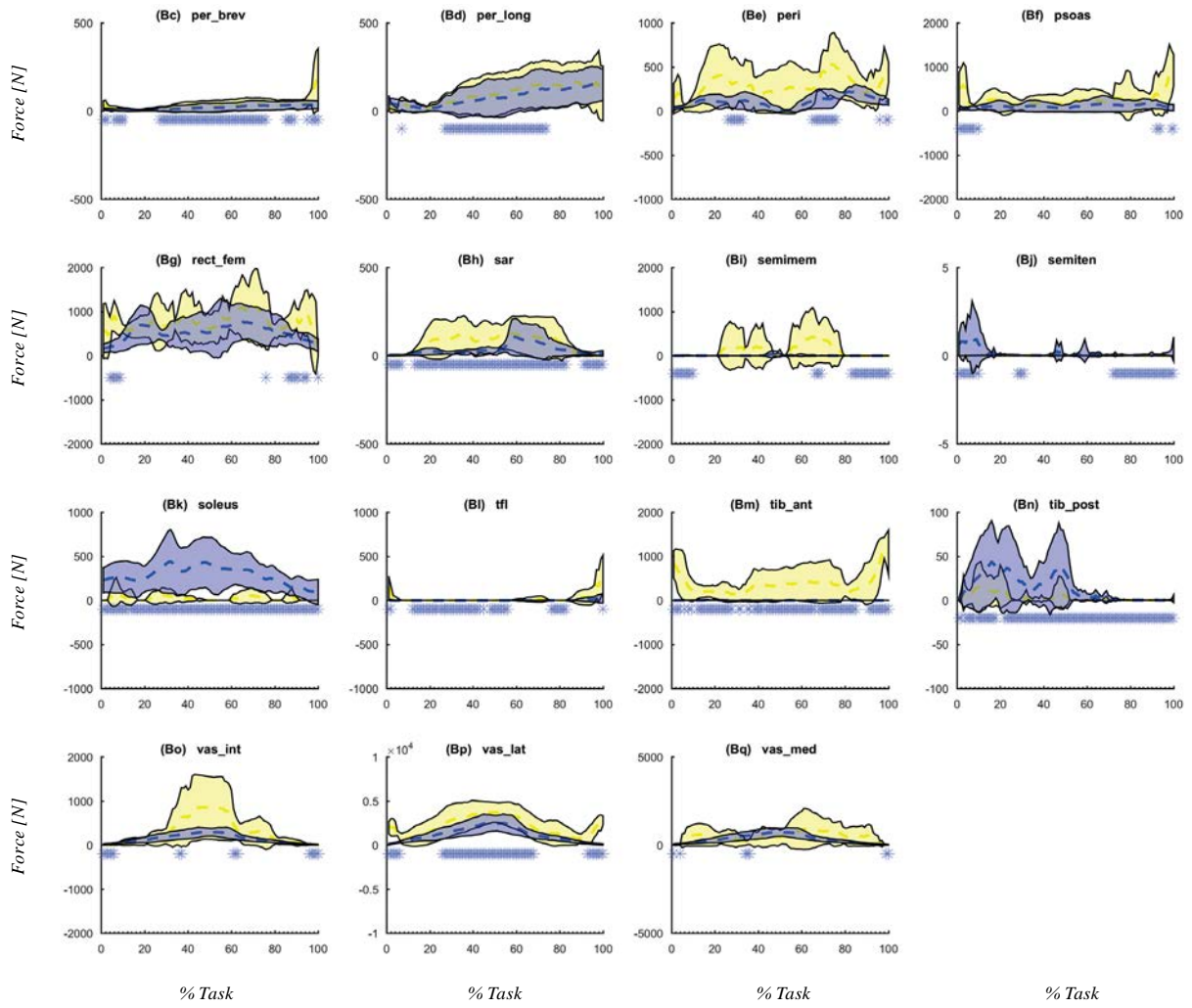


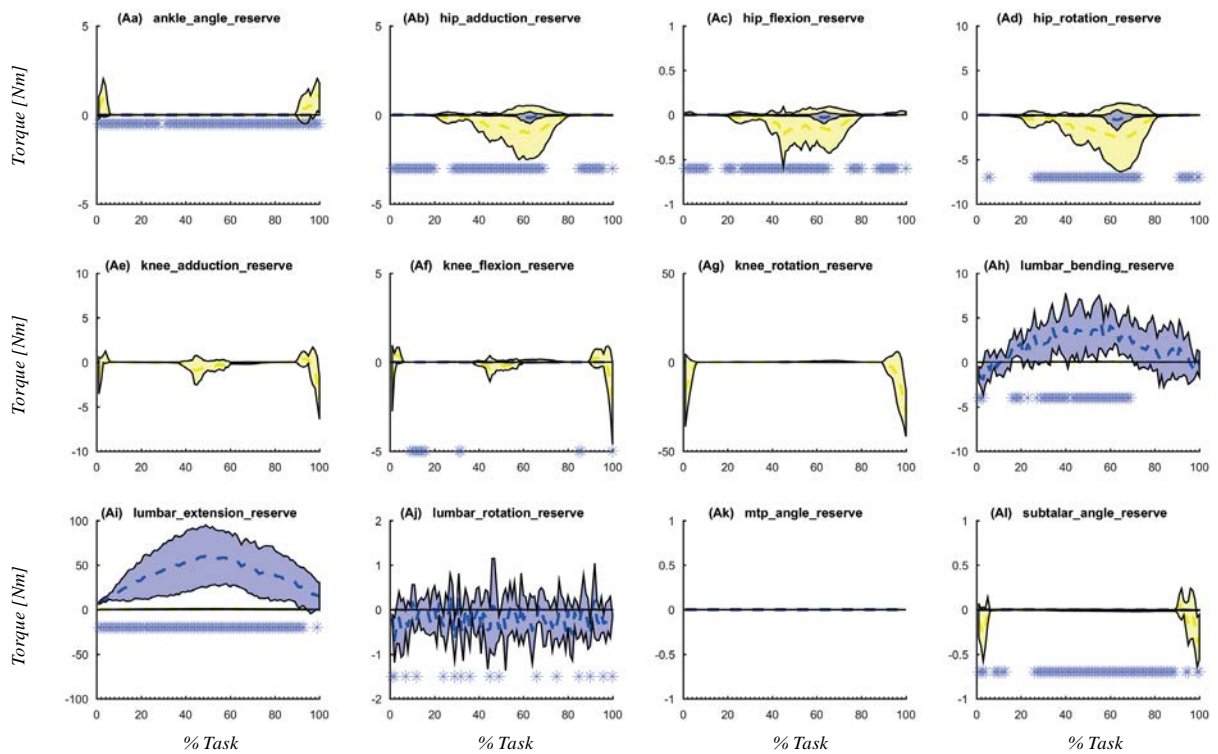
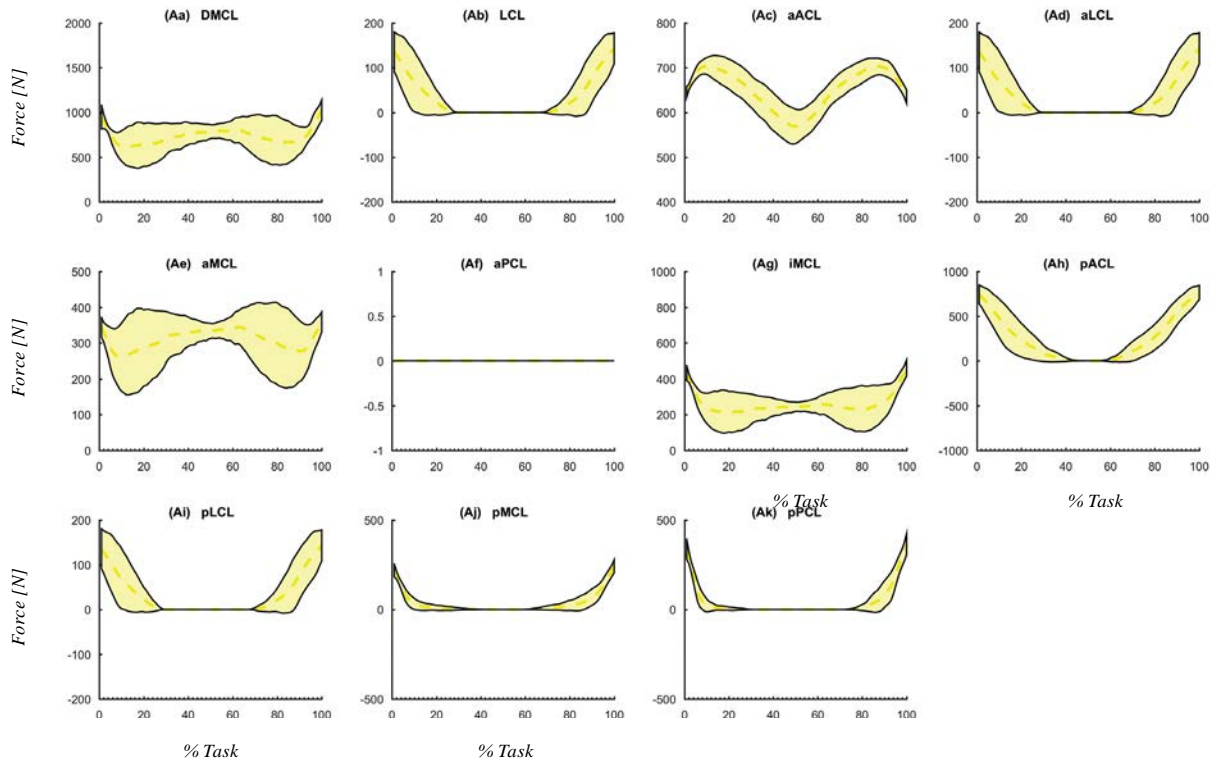






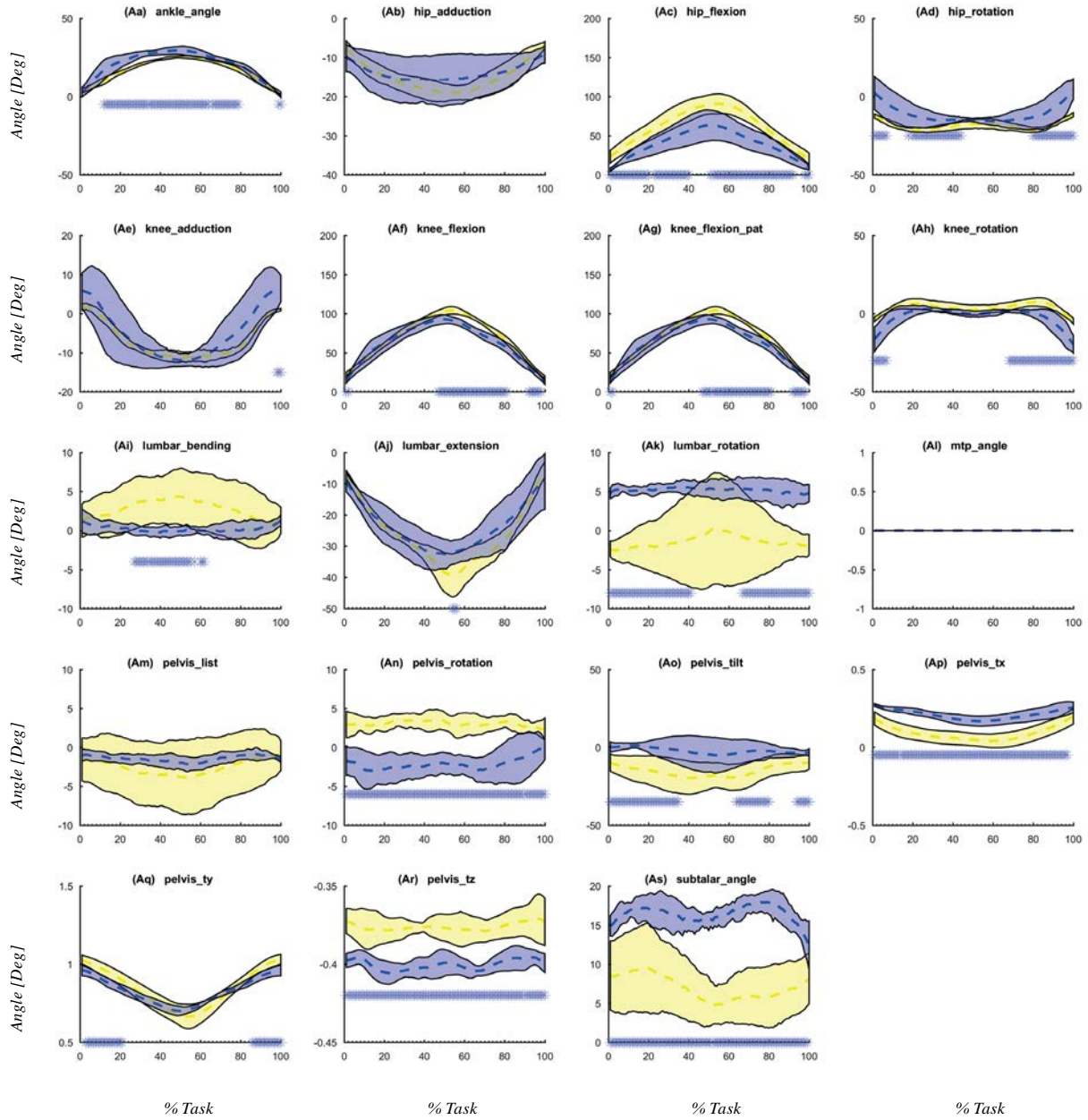


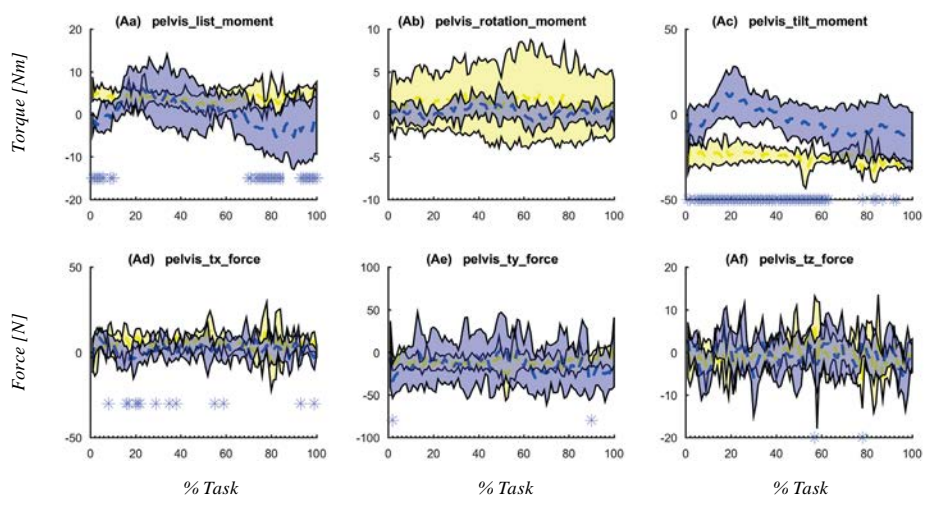
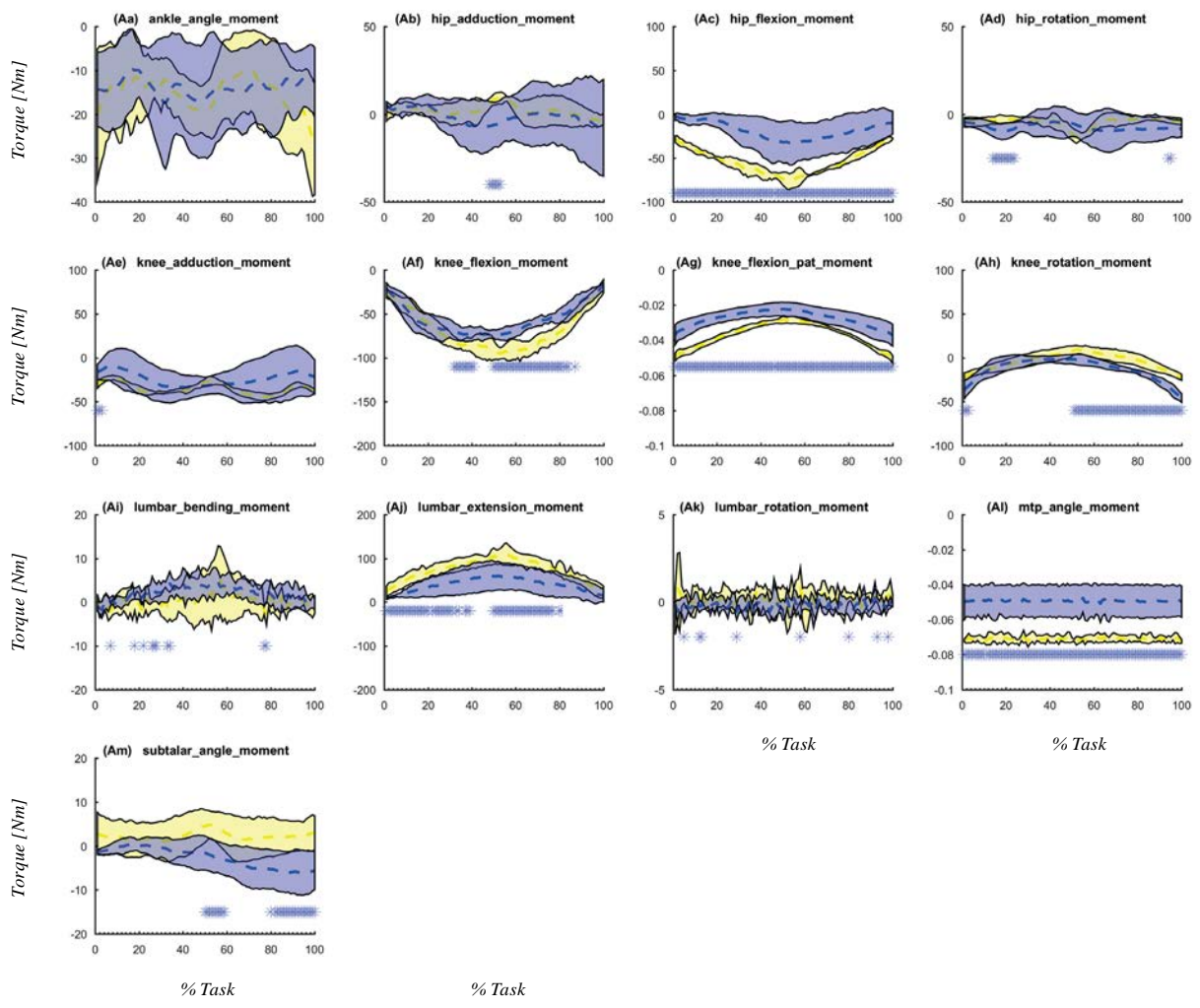


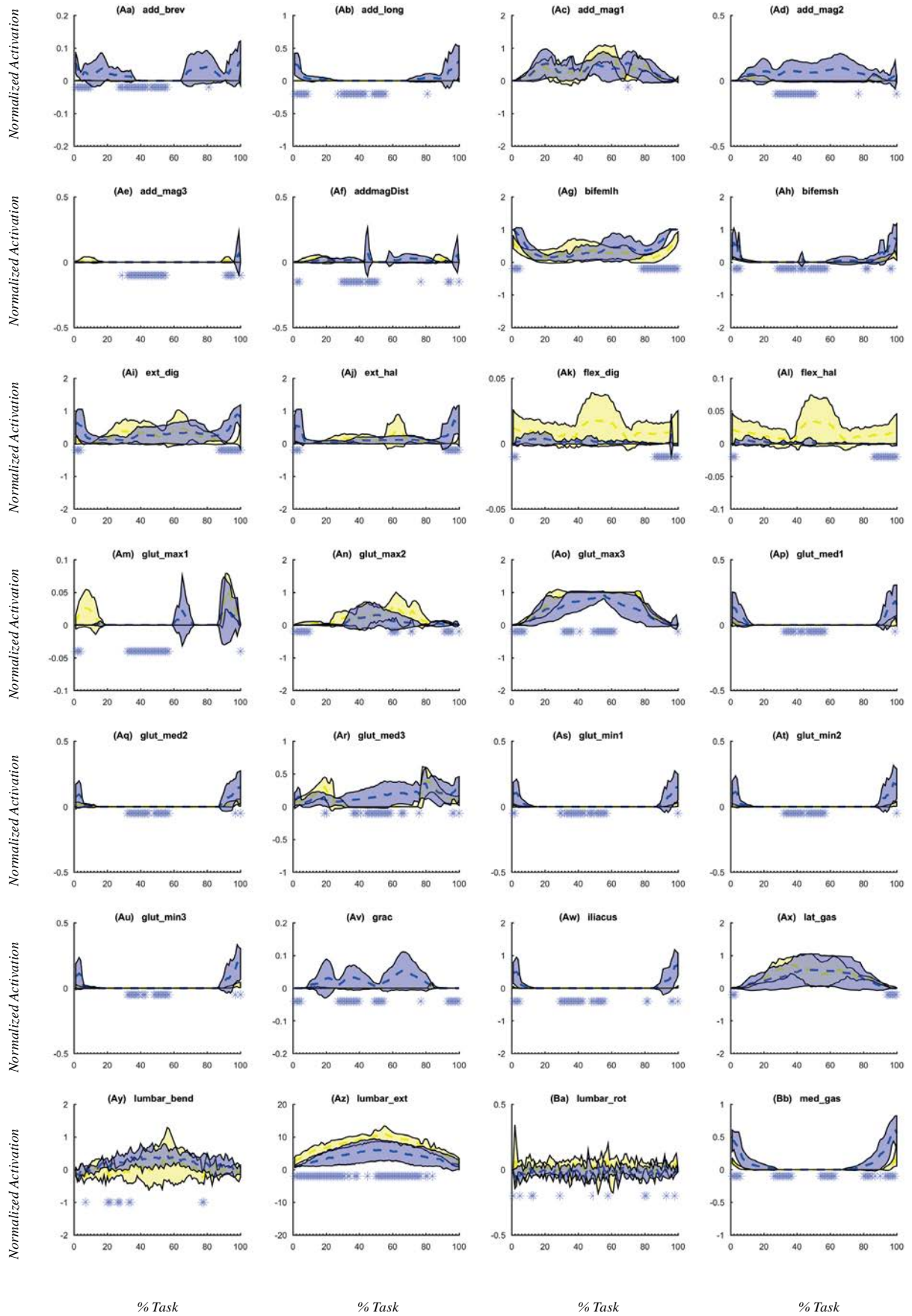


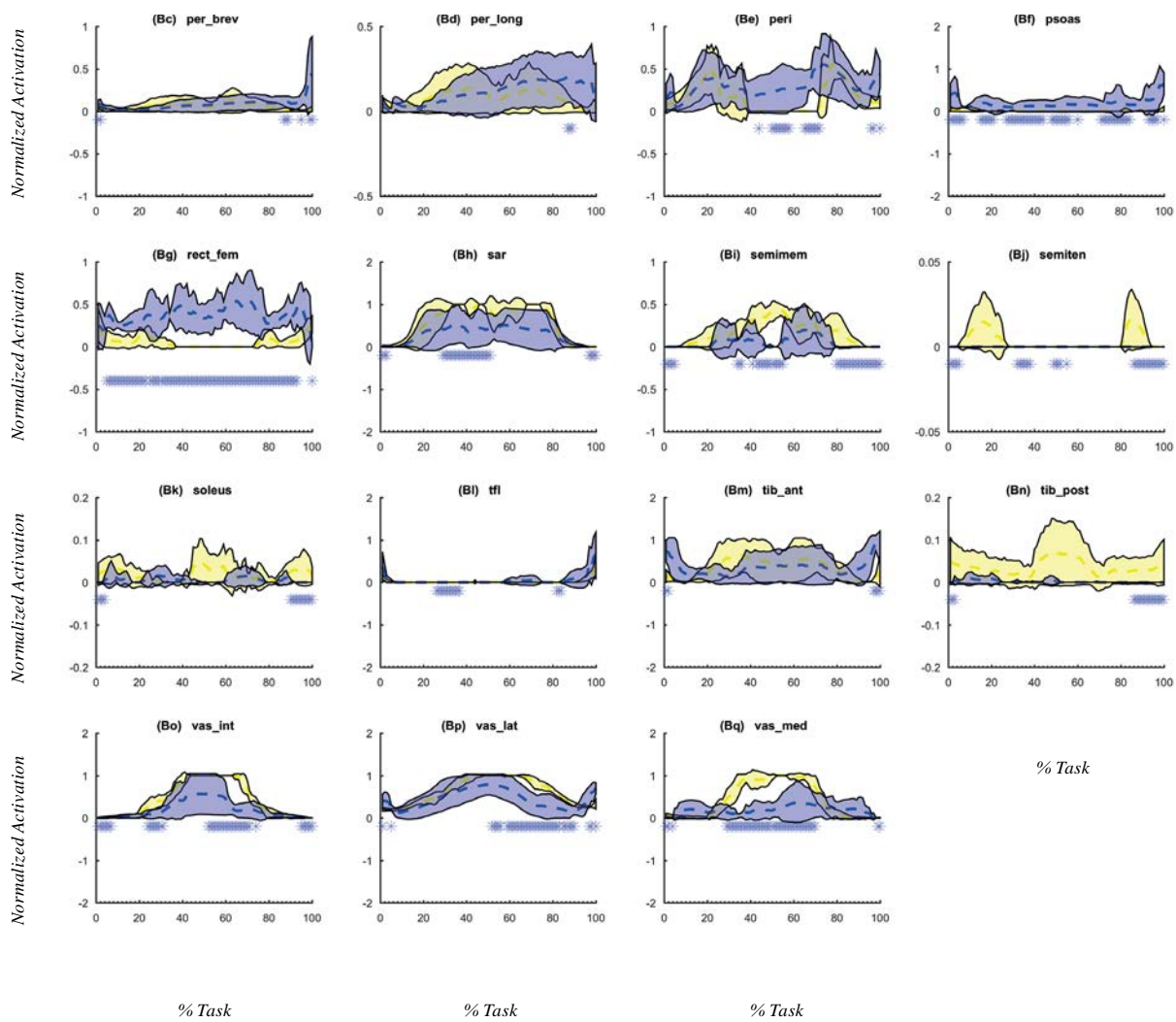
5.2_Confronto Controlli & Infortunati

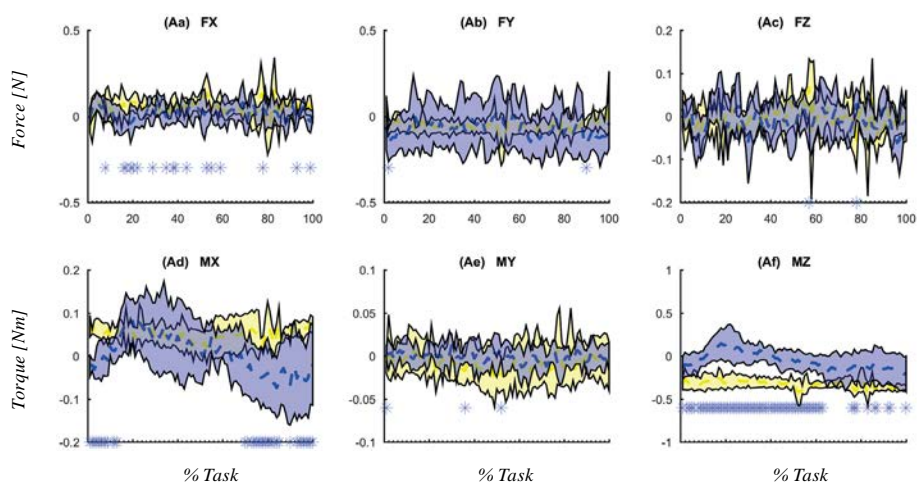
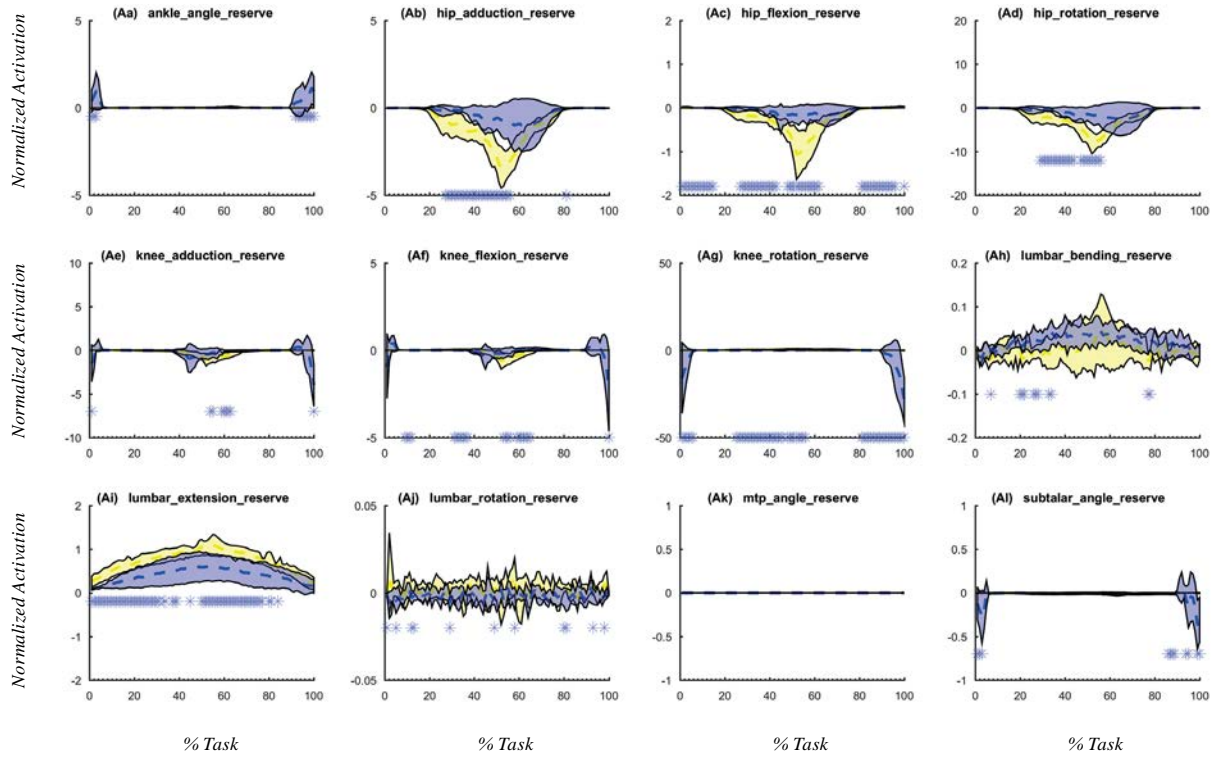
Di seguito i risultati ottenuti dal confronto tra i soggetti di controllo e patologici con il modello Pavan.

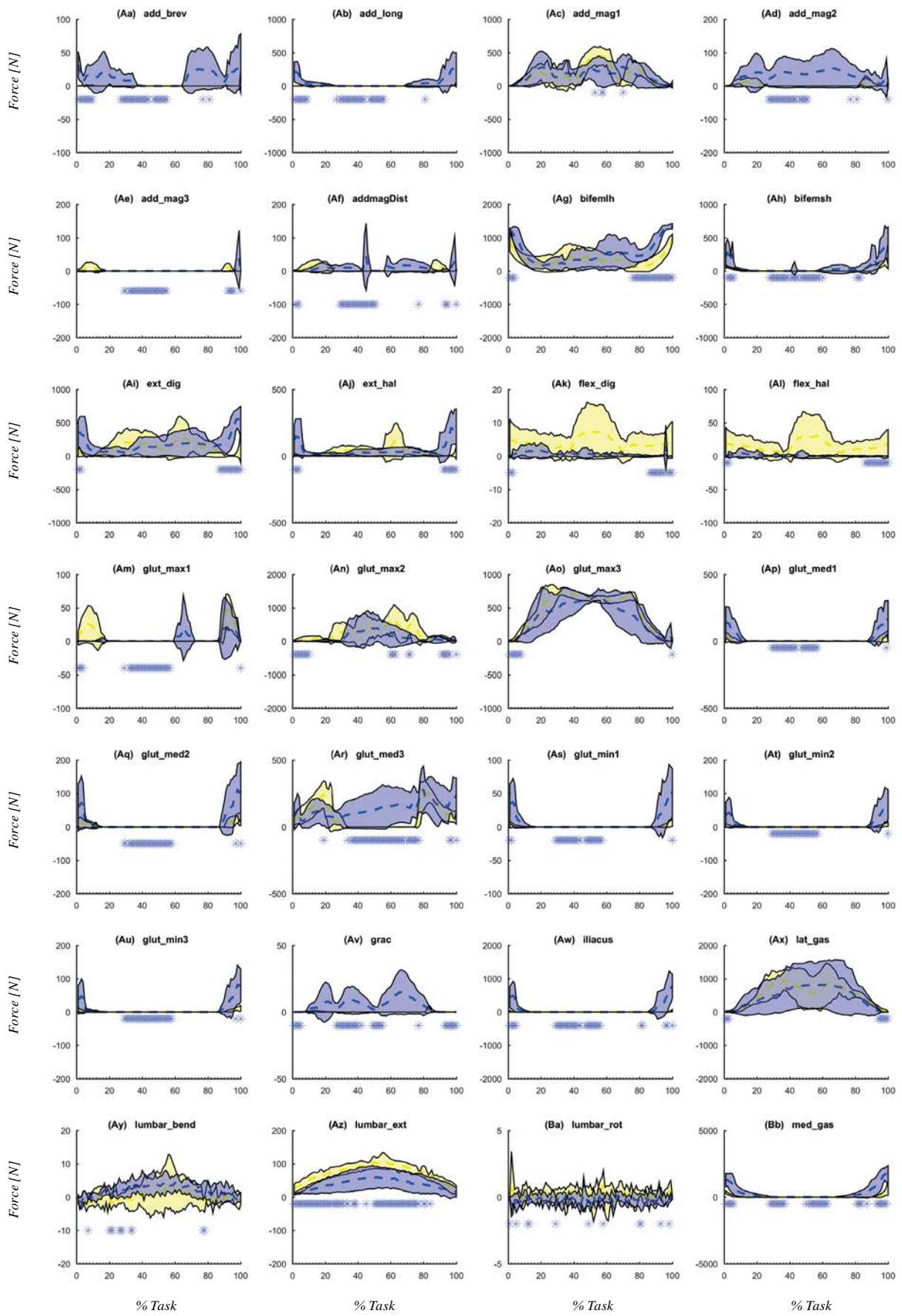


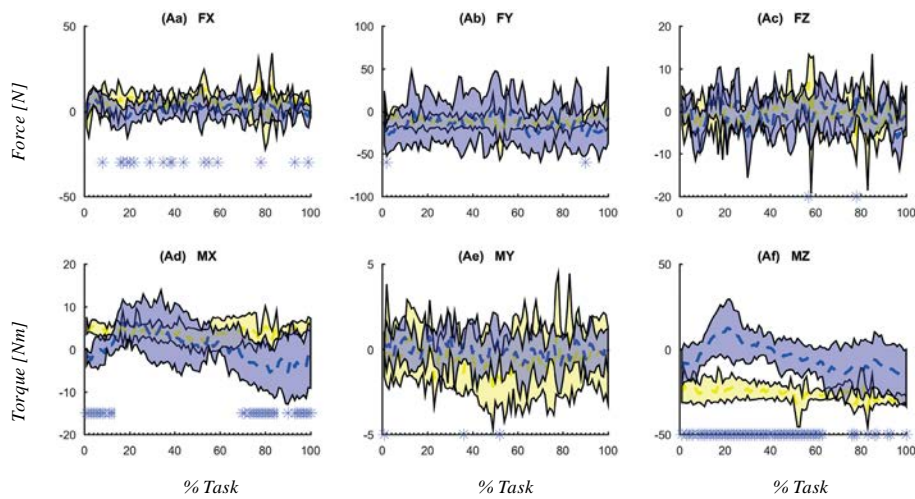
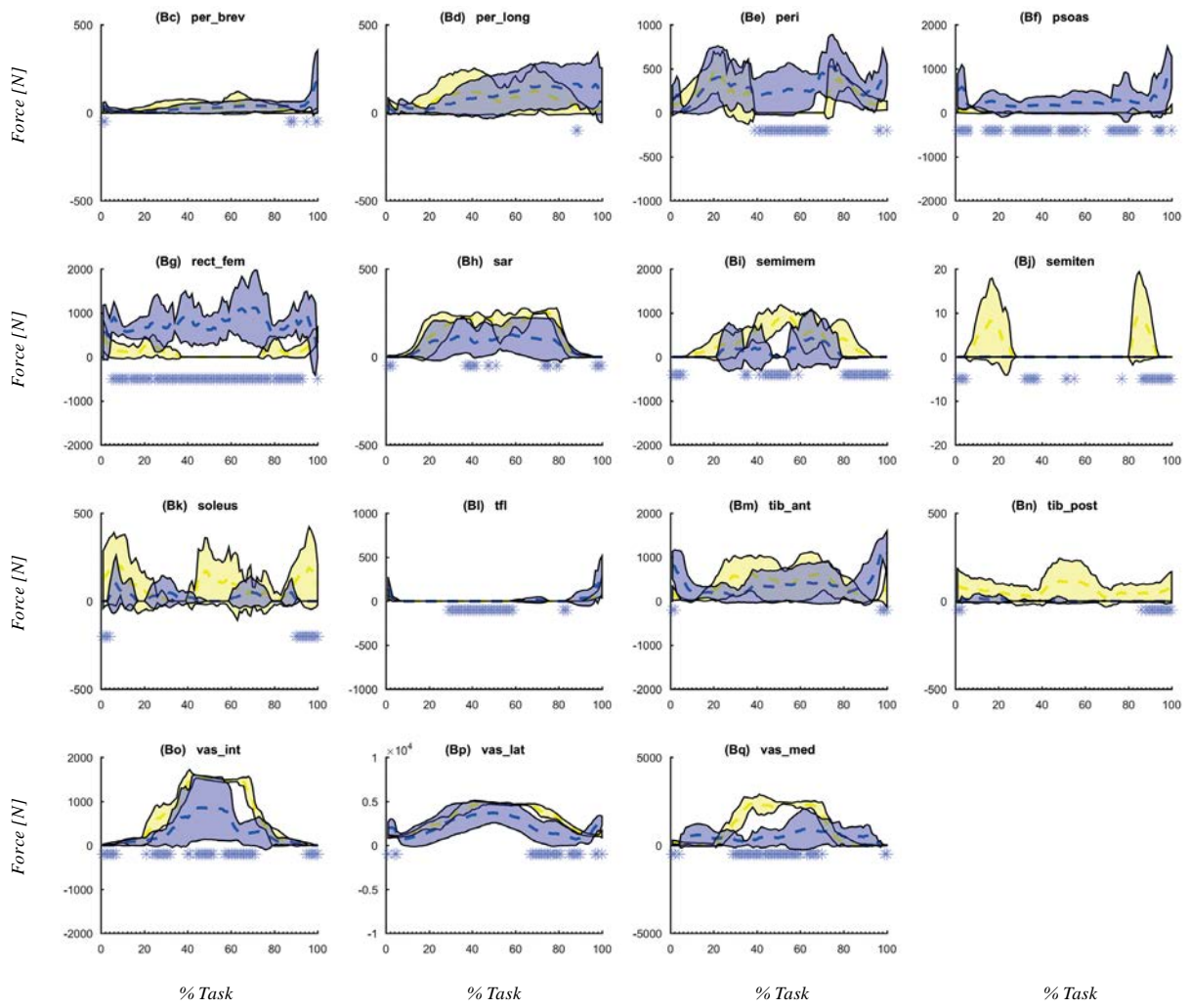


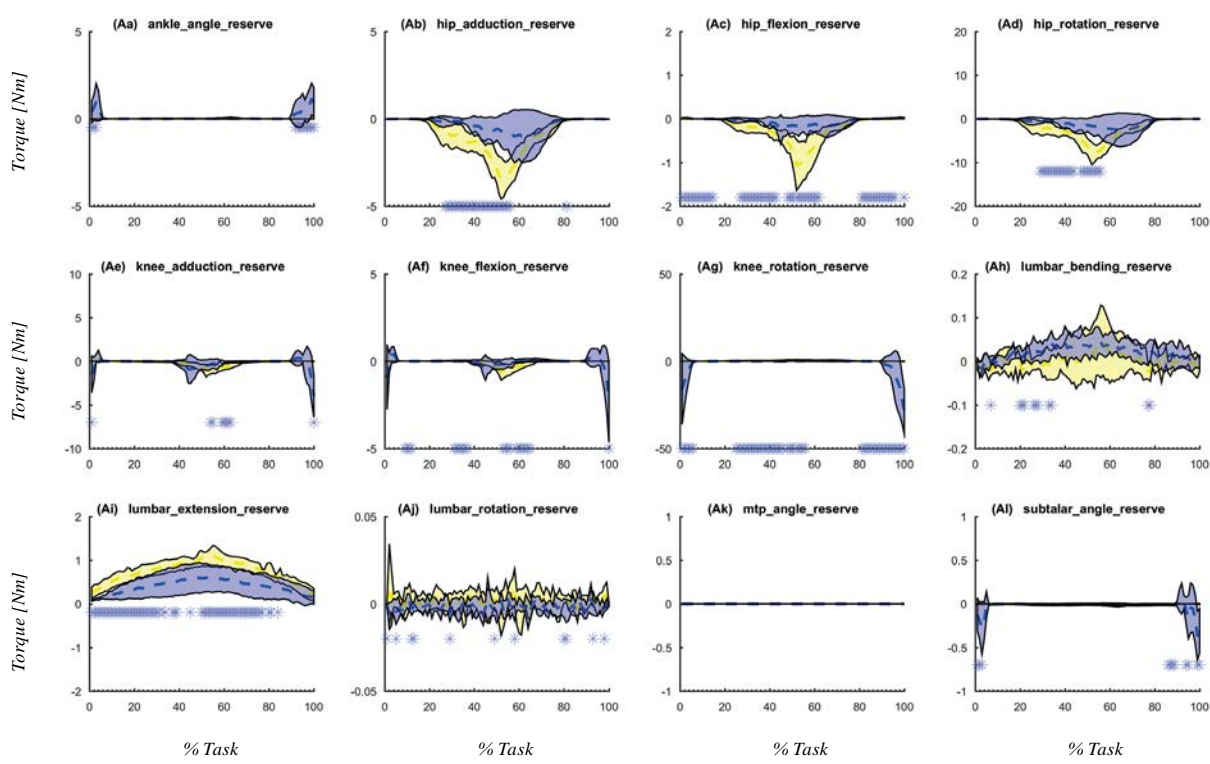
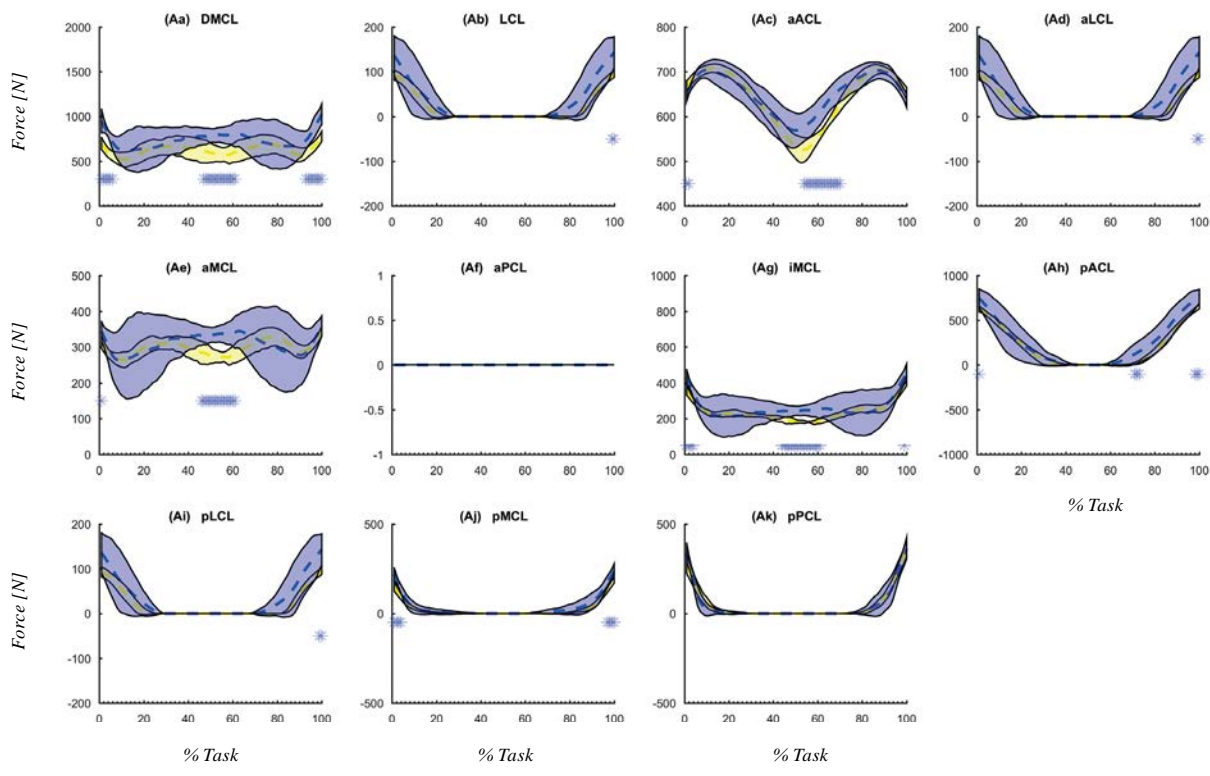












5.3_EMG

Dai dati raccolti tramite EMG sui quattro muscoli dell'arto inferiore valuto l'affidabilità dei modelli utilizzati tramite confronto con Wilcoxon Signed Ranks Test:



6_Discussione

Qui di seguito vengono riportati alcuni dei grafici, tratti dai risultati del precedente capitolo 5, ritenuti di significativa importanza per evidenziare quanto ogni modello trattato è idoneo per rilevare, tramite l'atto funzionale prescelto dello squat, le problematiche a livello dell'articolazione di ginocchio ed in particolare modo ai suoi legamenti.

Sono stati considerati in particolare alcuni muscoli, i loro livelli di attivazione e le forze, essenziali per il gesto, quali: il gluteo, attivato volontariamente dal soggetto in tale movimento, il retto femorale, i vasti ed il bicipite femorale.

In aggiunta ai muscoli sopra citati vengono mostrate le reserve del ginocchio e, se presenti nel modello considerato, i legamenti, che comporteranno una variazione globale nel comportamento dell'articolazione a livello di muscoli coinvolti e del loro livello di attivazione essendo che le forze verranno ripartite .

Analizzando step by step il primo tipo di confronto riportato nel capitolo precedente, si può notare dalle figure in Fig. 6.1. che i modelli di Delp e Xu54 presentano entrambi valori delle reserve molto elevati, con un picco anche oltre i 250Nm per Xu54, e non accettabili; inoltre l'attivazione di molti muscoli arriva al livello massimo pari ad uno e vi permane, segno di un modello debole rispetto al task analizzato.

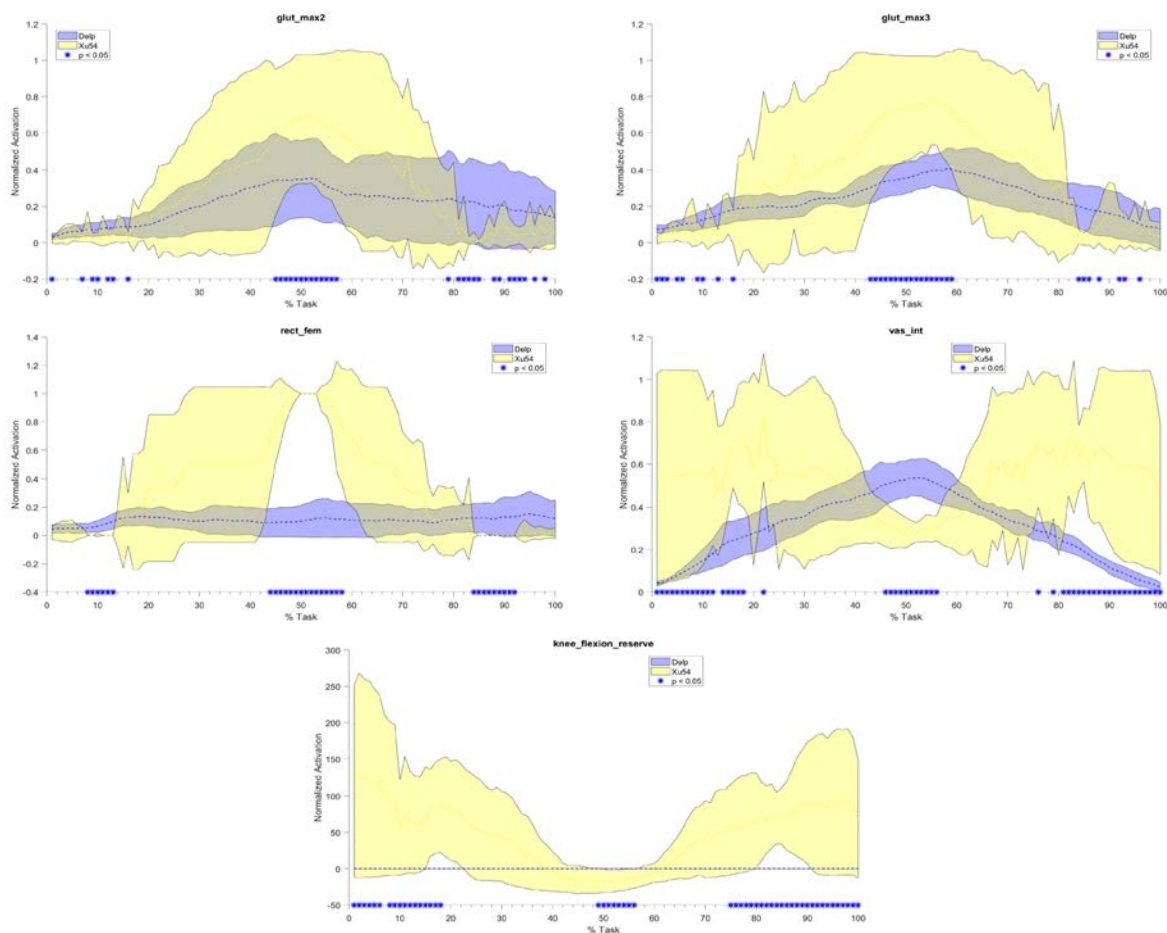


Fig. 6.1 Modelli Delp & Xu54

Per i modelli ad un solo grado di libertà all'articolazione del ginocchio, come Delp in tale caso, sarà rilevante la sola reserve della flessione per confrontarli tra loro.

Considerando poi il modello di Xu54 e quello modificato con l'aggiunta di muscoli fino a un numero pari a 92, Xu92, si può vedere, figure Fig. 6.2, che i risultati non migliorano di molto e si procede quindi con il tentativo di utilizzare il modello Xu92 con la forza dei muscoli raddoppiata (Fig. 6.3) che tuttavia non porta i risultati desiderati poiché il miglioramento è esiguo rispetto alle aspettative: nonostante i livelli di attivazione dei muscoli non si portino per molto tempo al livello massimo come in precedenza, i valori delle reserve non sono diminuiti considerevolmente.

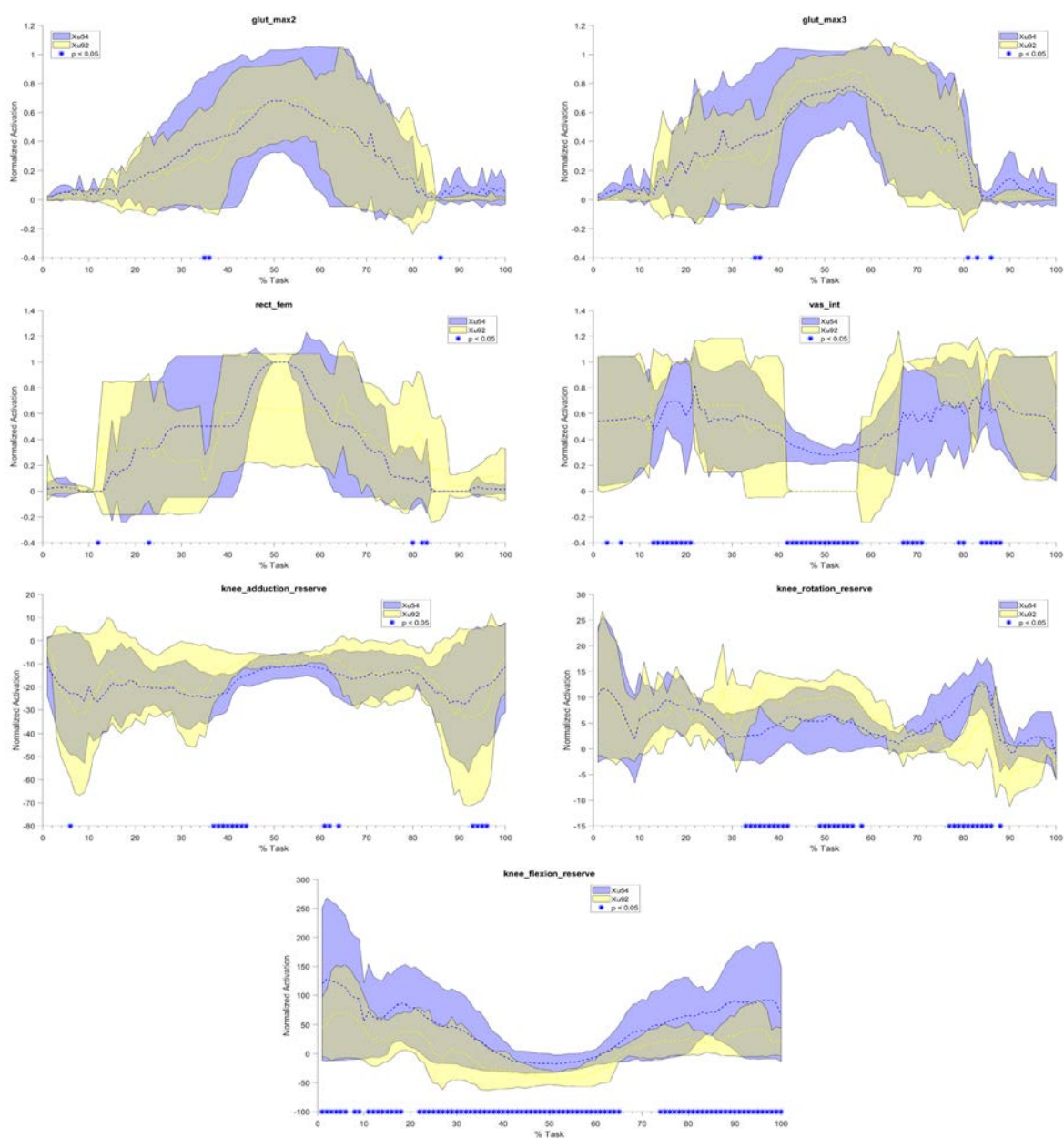


Fig. 6.2 Modelli Xu54 & Xu92

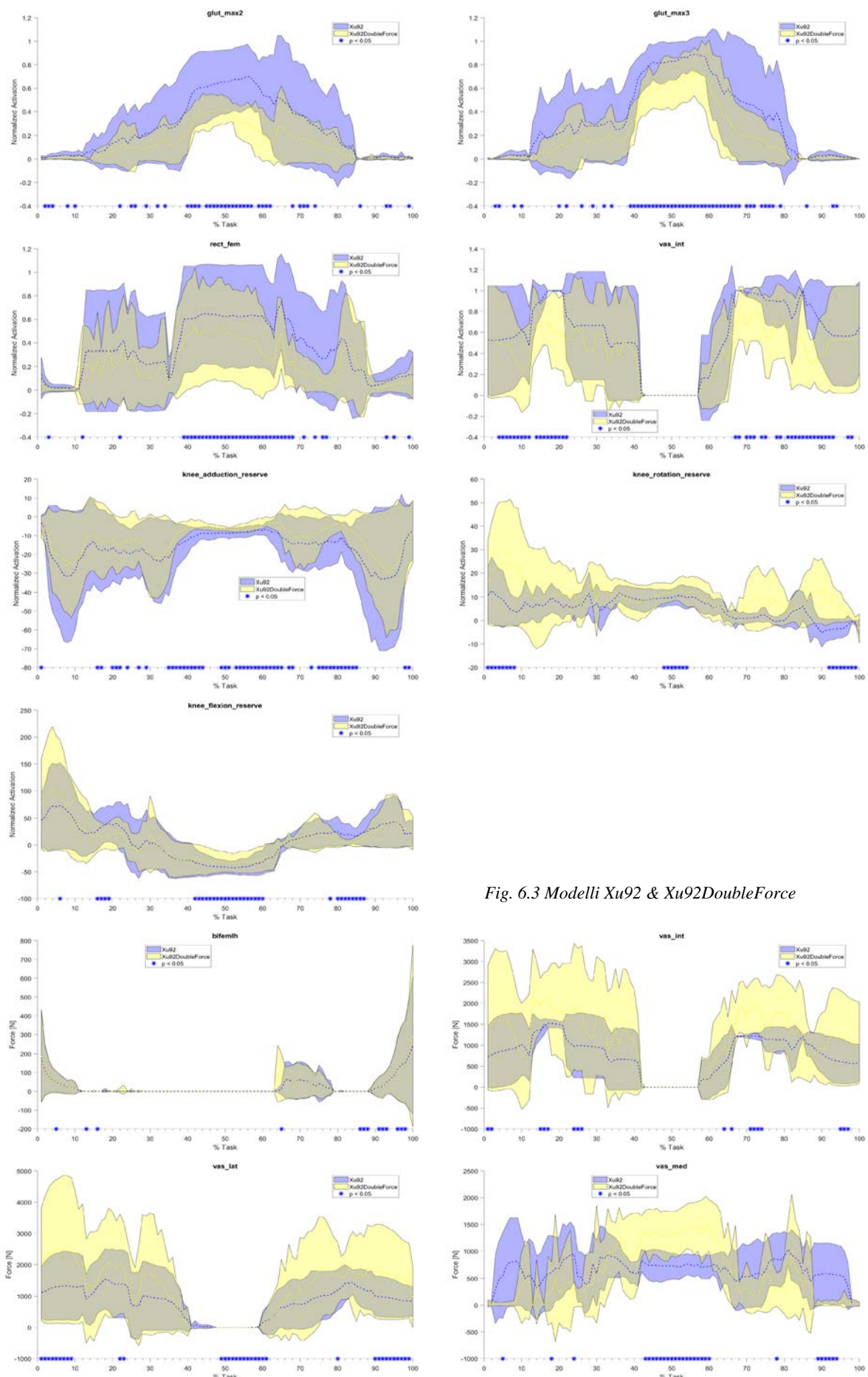


Fig. 6.3 Modelli Xu92 & Xu92DoubleForce

Si passa quindi al confronto tra Xu92 con la forza dei muscoli raddoppiata, Xu92DoubleForce, e il modello di Catelli che evidenzia valori delle forze dei muscoli più fisiologici e con valori della reserve relativa alla flessione, unica reserve comparabile tra i due modelli essendo Catelli ad un solo grado di libertà al ginocchio, molto più bassi nel modello di Catelli (Fig. 6.4 e 6.5).

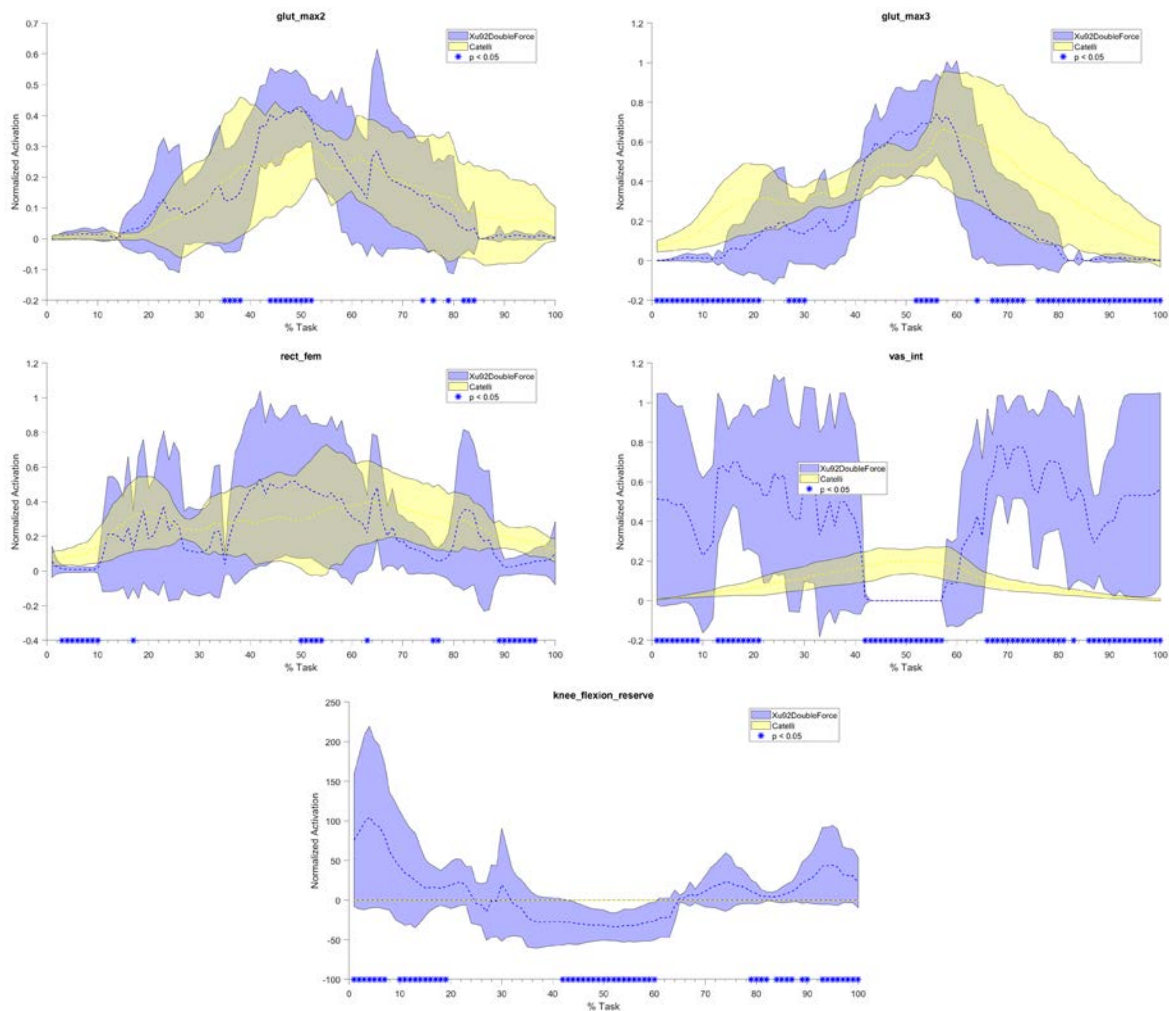


Fig. 6.4 Modelli Xu92DoubleForce & Catelli

Nei modelli di Xu si è inoltre visto che i valori delle forze dei muscoli non sono fisiologici e muscoli come i vasti che dovrebbero essere sempre attivi durante il movimento essendo estensori del ginocchio non si attivano o si attivano seguendo un andamento non congruo.

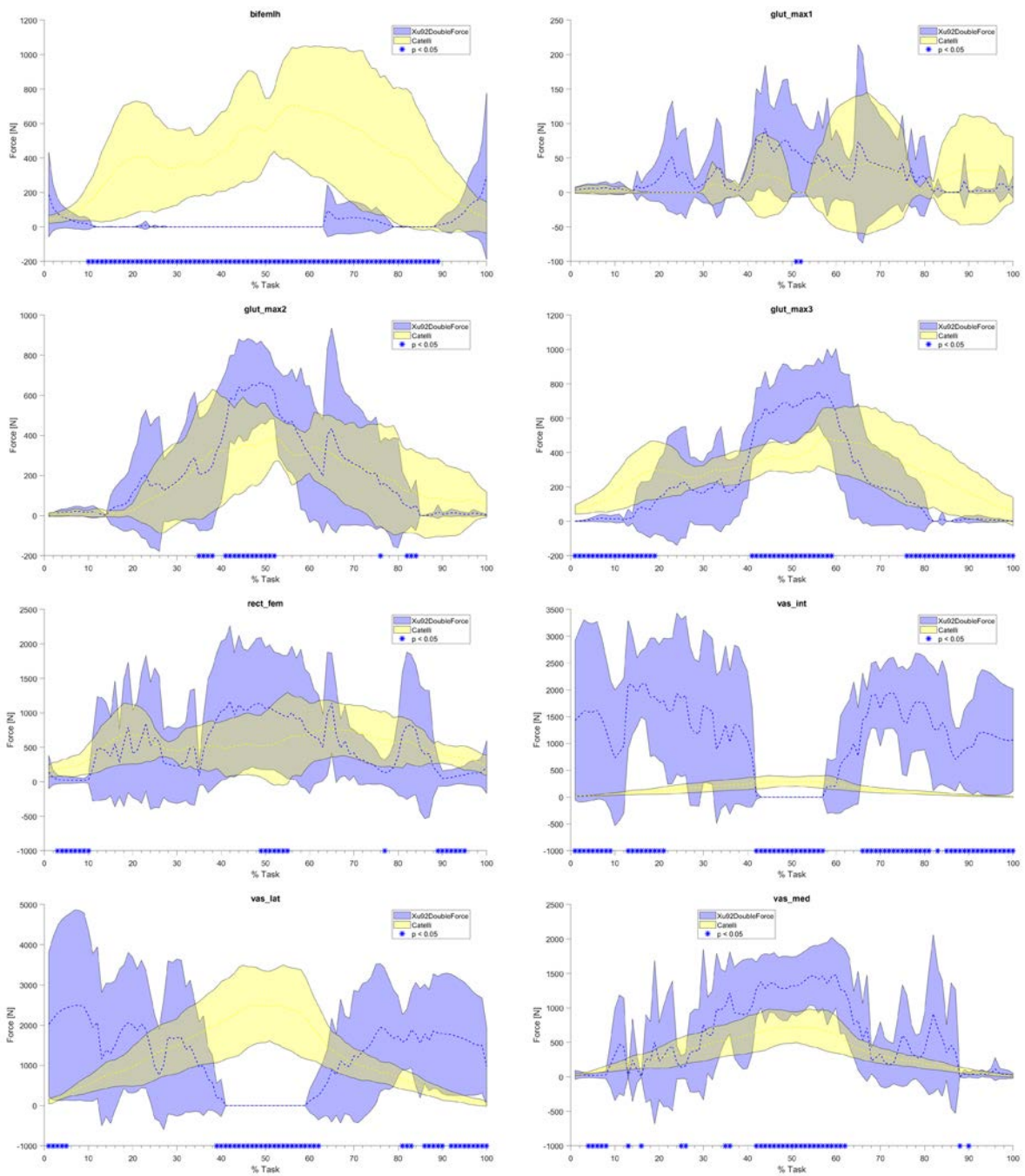


Fig. 6.5 Modelli Xu92DoubleForce & Catelli

Dall'ultimo confronto tra Catelli e Pavan si può infine vedere che quest'ultimo, grazie all'inserimento dei legamenti risulta ad ora quello con i risultati migliori e con valori fisiologici dei muscoli di interesse (Fig. 6.6).

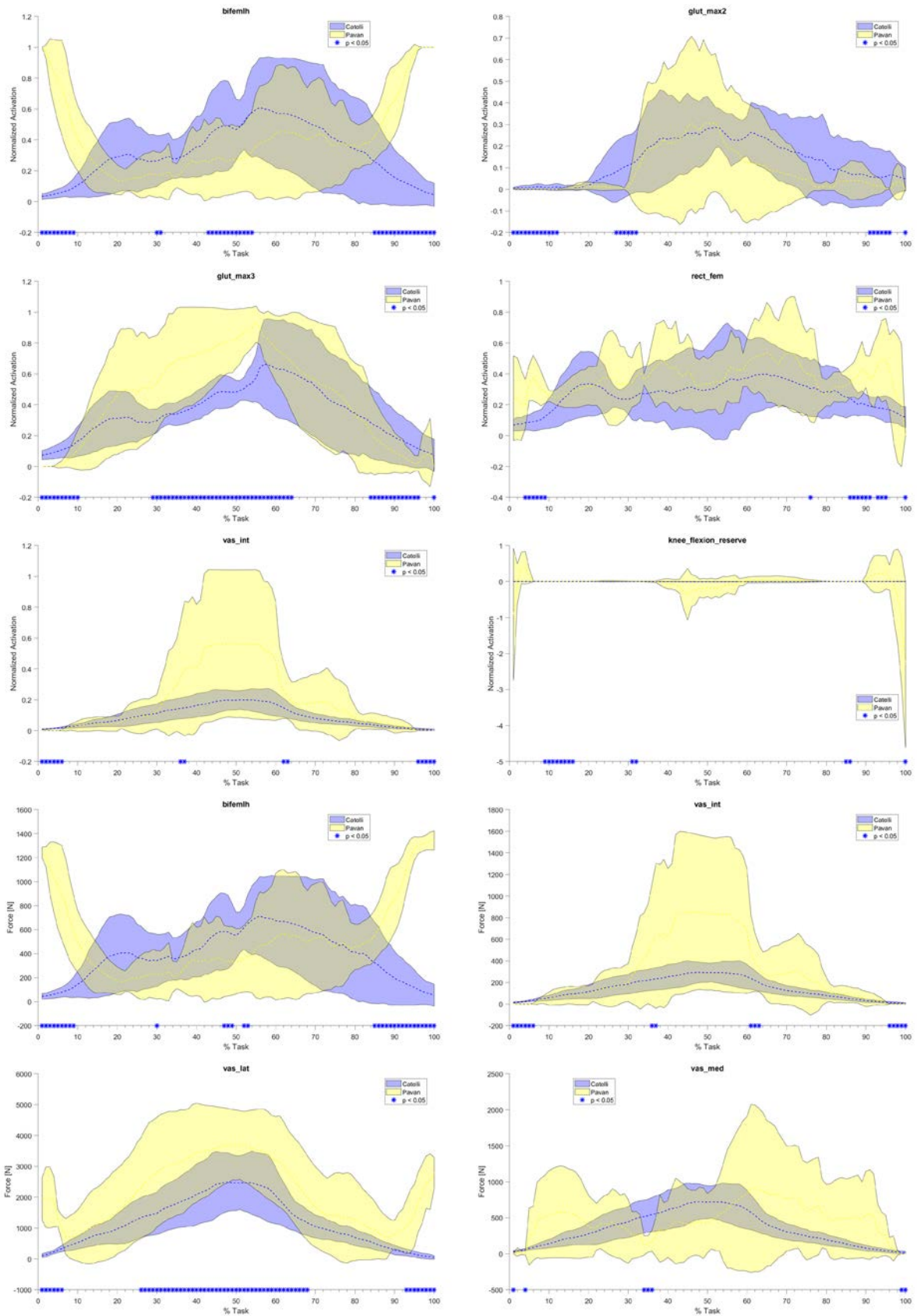


Fig. 6.6 Modelli Catelli & Pavan

Inoltre esaminando i grafici relativi ai picchi di attivazione dei muscoli acquisiti tramite EMG e quelli restituiti dal workflow di Opensim, si può notare che l'unico modello ad avere congruenza per tutti i muscoli è il solo Pavan poichè anche Catelli, come gli altri, presenta un $p < 0.05$ per il muscolo tibiale anteriore sia destro che sinistro e per il retto femorale destro (Fig. 6.7).

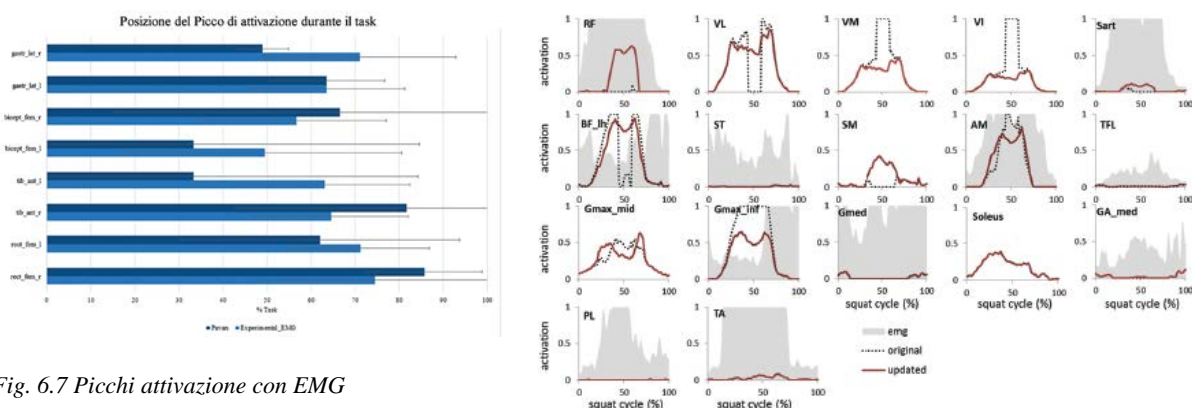


Fig. 6.7 Picchi attivazione con EMG

Dai risultati ottenuti dalla prima cascata di confronti e dalle ultime considerazioni, tra tutti i modelli a disposizione considerati si è giunti a ritenere Pavan come il modello attualmente analizzato più idoneo per trattare l'analisi dello squat e si è quindi operato il confronto specificatamente su tale modello tra i soggetti di controllo e patologici acquisiti per vedere eventuali differenze evidenziate al fine di raccogliere sempre più informazioni utili per la prevenzione e cura di tali infortuni, lesione ed eventuale rottura dei legamenti, molto diffusi in atleti anche professionisti che necessitano di raggiungere prestazioni sempre più elevate e nel corretto arco temporale.

Da tale confronto si è notato un diverso utilizzo dei muscoli da parte dei soggetti 1 e 2 (infortunati) e da parte dei soggetti 3 e 4 (controlli) che evidenzia quindi come un paziente post lesione del legamento crociato tenda a diversificare il carico sul sistema muscolare per prevenire eventuali ulteriori danni o per incapacità nel generare la stessa forza di un sano (Fig. 6.8 e 6.9).

Un particolare da considerare inoltre è il fatto che nei modelli di Delp e Xu viene conteggiato anche il quadricipite femorale nonostante siano già inseriti distintamente i suoi quattro muscoli componenti; nel modello di Catelli invece il quadricipite non è presente e questo apporta una maggiore affidabilità a tale modello.

La presenza dei legamenti nei modelli di Xu e Pavan è un passo in avanti rispetto ai modelli privi di tali elementi ma, essendo il ginocchio una struttura tridimensionale, avendo considerato il solo piano sagittale per la determinazione del posizionamento dei legamenti è un fattore limitante.

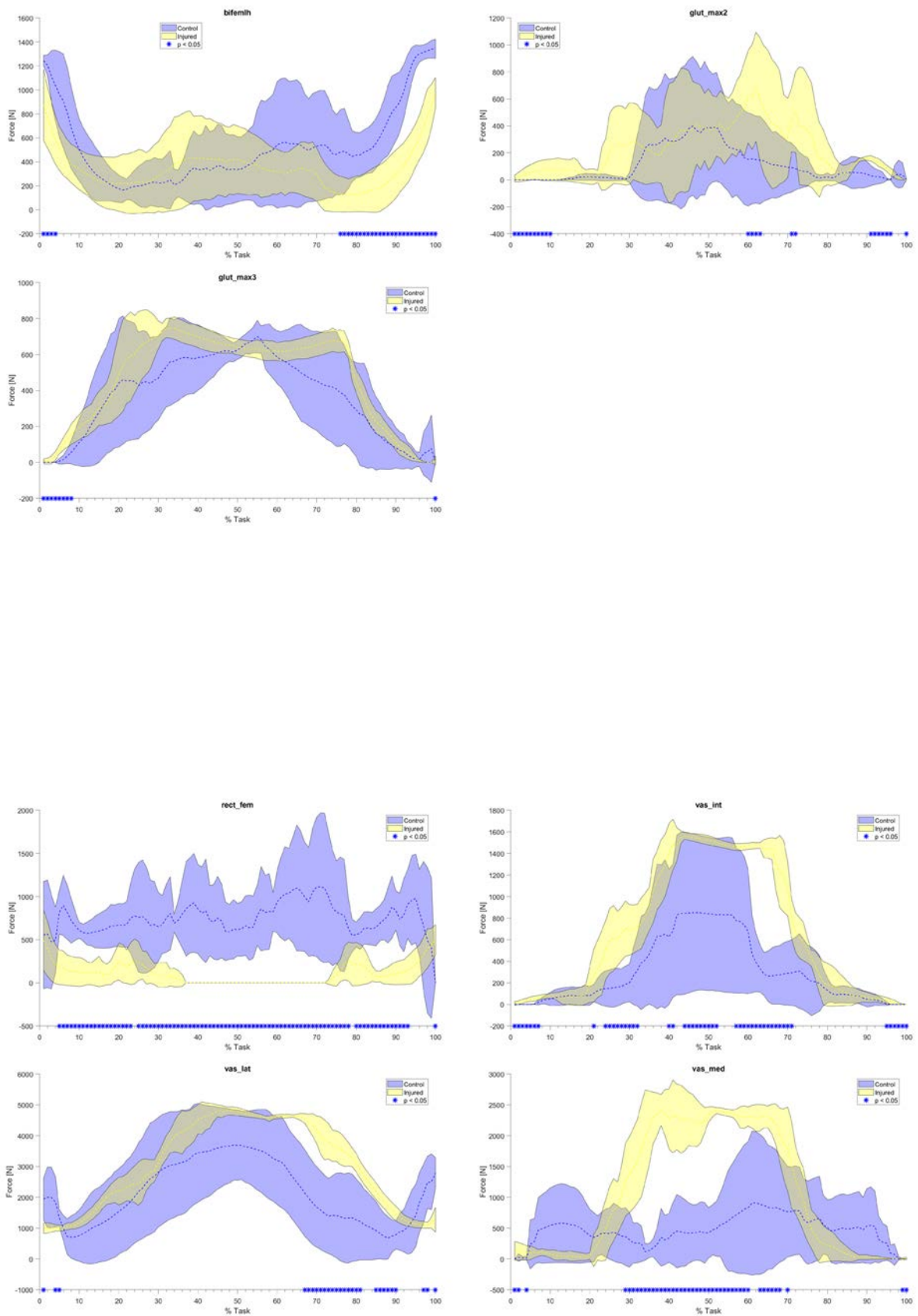


Fig. 6.8 Pavan controllo contro infortunati

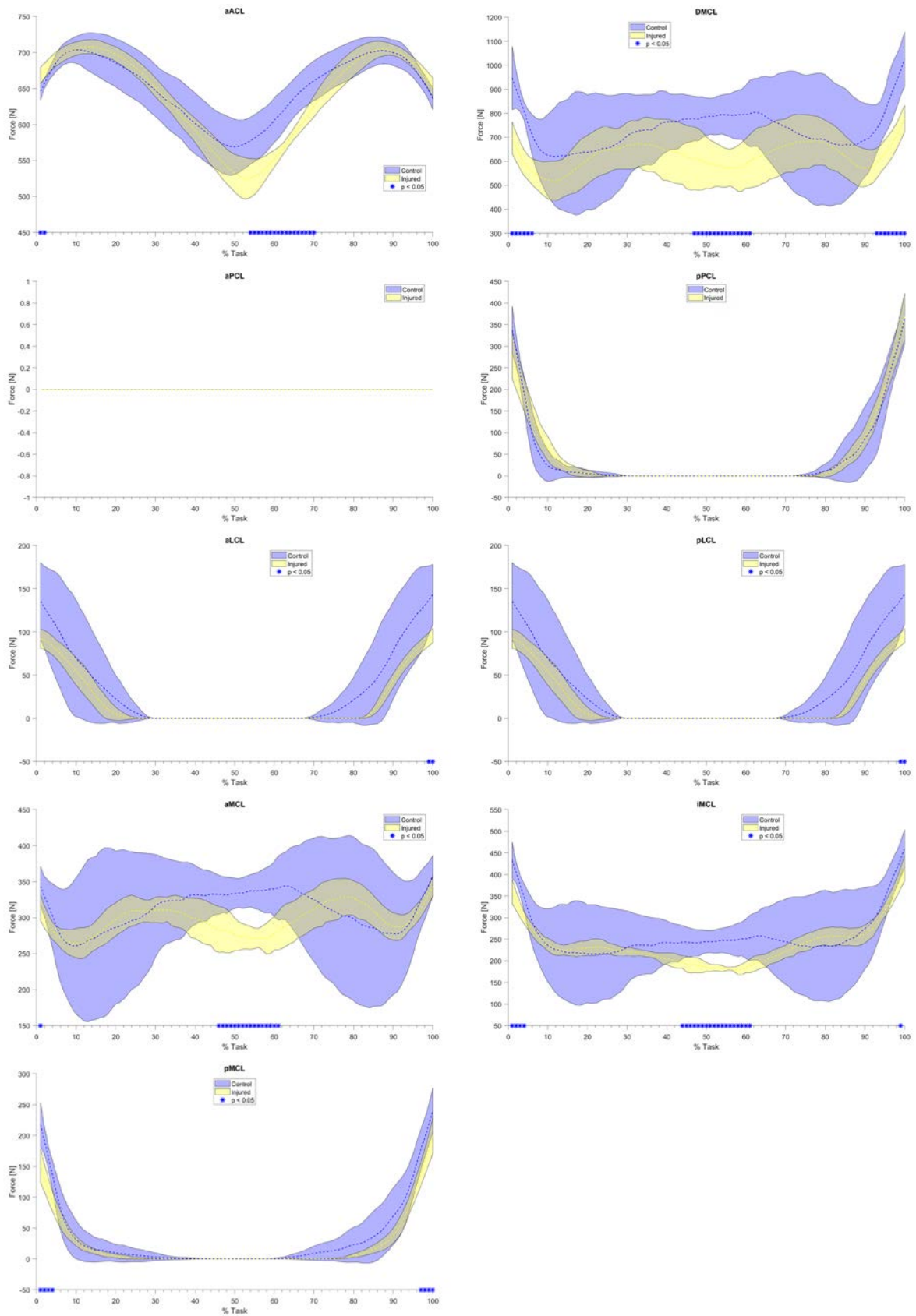


Fig. 6.9 Pavan controllo contro infortunati legamenti

7_Conclusione & prospettive future

Il modello di Delp, sebbene in generale sia il maggiormente utilizzato, possiede solo un grado di libertà al ginocchio che non permette una analisi accurata e minuziosa di tale articolazione soggetto dello studio; in aggiunta non possiede la modellizzazione dei legamenti.

Il modello di Xu, sia il modello Xu54 preso dalla letteratura che i modelli implementati, nonostante presenti l'aggiunta dei legamenti e un numero di gdl maggiori rispetto a Delp, non opera in modo adeguato e si può notare che le forze dei muscoli non sono sempre fisiologiche e ciò si può ritenere relazionato al fatto che tale modello di per sé è stato realizzato per calcolare le forze di contatto nell'articolazione al ginocchio durante la camminata e non in un gesto specifico quale è lo squat che coinvolge una attivazione muscolare più ingente.

Catelli invece è stato effettuato appositamente per il gesto dello squat e con l'aggiunta dei legamenti e di un numero maggiore di gradi di libertà, come si aveva nei modelli di Xu, si è ottenuto un nuovo modello, il modello Pavan, che ad ora presenta le caratteristiche migliori e lo rende più idoneo per analizzare il gesto dello squat al fine di prevenire possibili infortuni ai legamenti in atleti professionisti e amatoriali e di agevolare e rendere più sicuro il rientro in campo di atleti post infortunio.

A partire dal modello Pavan si potranno ottenere risultati migliori apportando opportuni ritocchi al posizionamento anatomico dei legamenti tenendo conto della tridimensionalità delle linee d'azione come precedentemente commentato.

Per ulteriori sviluppi futuri si richiede inoltre un maggior numero di soggetti a disposizione, più task a disposizione quali romberg, drop bipodalico, drop monopodalico destro e sinistro, squat monopodalico destro e sinistro e countermovement che sono gesti funzionali già acquisiti nel nostro laboratorio sui quattro soggetti di tale lavoro e su altri sette soggetti di controllo ed altri due infortunati.

C'è inoltre da tenere in considerazione che pazienti operati post rottura del legamento crociato anteriore presentano, nella maggior parte dei casi, una ricostruzione del LCA a singolo fascio anziché a doppio fascio come si presenta fisiologicamente e quindi sarebbero opportune delle modifiche della modellizzazione dei legamenti nel modello utilizzato quando applicato a pazienti patologici, post operazione.

Infine di grande importanza sarà l'introduzione della tecnica MRI in tale studio; per concludere combinando in modo più stretto i risultati ottenuti tramite Opensim con quelli ottenuti tramite EMG secondo un approccio EMG driven in cui la Static Optimization del workflow di Opensim viene guidata dai dati acquisiti tramite EMG.

Tale tecnica EMG driven sarà utile soprattutto poiché software come Opensim nella elaborazione dei dati non considera la possibile attivazione di muscoli in modo volontario da parte del

soggetto ma considera un modello in cui vengono attivati i muscoli energeticamente meno costosi che non sempre corrispondono alla reale ripartizione delle forze che può essere invece evidenziata più fedelmente dai dati raccolti tramite EMG.

Bibliografia

1. Dalla Man C., (2016). *Misura del Movimento: Stereofotogrammetria. Bioingegneria del Movimento e Riabilitazione*
2. Dalla Man C., (2016). *Metodi di Rappresentazione del Moto Relativo tra Corpi Rigidi. Bioingegneria del Movimento e Riabilitazione*
3. Cappello A., Cappelozzo A., di Prampero P.E., (2003). *Bioingegneria della postura e del movimento. Gruppo nazionale di Bioingegneria, Patron Editore*
4. BTS GAITLAB, *Protocolli d'Analisi: Davis protocol. BTS Bioengineering*
5. Cappelozzo A., Catani F., Della Croce U., Leardini A., (1995). *Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination*
6. Scott L. Delp, Frank C. Anderson, Allison S. Arnold, Peter Loan, Ayman Habib, Chand T. John, Eran Guendelman, Darryl G. Thelen, (2007). *OpenSim: Open-Source Software to Create and Analyze Dynamic Simulations of Movement*
7. Delp, S. L., Loan, J. P., Hoy, M. G., Zajac, F. E., Topp, E. L., & Rosen, J. M. (1990). *An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures. IEEE Transactions on Biomedical engineering, 37(8), 757-767.*
8. Delp, S. L., & Loan, J. P. (1995). *A graphics-based software system to develop and analyze models of musculoskeletal structures. Computers in biology and medicine, 25(1), 21-34.*
9. Anderson, F. C., & Pandy, M. G. (1999). *A dynamic optimization solution for vertical jumping in three dimensions. Computer methods in biomechanics and biomedical engineering, 2(3), 201-231.*
10. Xu, H., Bloswick, D., & Merryweather, A. (2015). *An improved OpenSim gait model with multiple degrees of freedom knee joint and knee ligaments. Computer methods in biomechanics and biomedical engineering, 18(11), 1217-1224.*
11. Herzog, W., & Read, L. J. (1993). *Lines of action and moment arms of the major force-carrying structures crossing the human knee joint. Journal of anatomy, 182(Pt 2), 213.*
12. Catelli, D. S., Wesseling, M., Jonkers, I., & Lamontagne, M. (2019). *A musculoskeletal model customized for squatting task. Computer methods in biomechanics and biomedical engineering, 22(1), 21-24.*
13. Rajagopal, A., Dembia, C. L., DeMers, M. S., Delp, D. D., Hicks, J. L., & Delp, S. L. (2016). *Full-body musculoskeletal model for muscle-driven simulation of human gait. IEEE transactions on biomedical engineering, 63(10), 2068-2079.*
14. Mantoan, A., Pizzolato, C., Sartori, M., Sawacha, Z., Cobelli, C., & Reggiani, M. (2015). *MOtoNMS: A MATLAB toolbox to process motion data for neuromusculoskeletal modeling and simulation. Source code for biology and medicine, 10(1), 12.*
15. <http://opensim.stanford.edu/>
16. <https://simtk.org/>
17. <https://simtk-confluence.stanford.edu:8443/display/OpenSim/User%27s+Guide>
18. Natali A., (2018). *Meccanica del tessuto osseo. Meccanica dei tessuti biologici*
19. Natali A., (2018). *Rimodellamento osseo. Meccanica dei tessuti biologici*
20. Ferner H., Staubesand J., (1982). *Sobotta Atlante di Anatomia Umana, Vol.2: Torace, Addome, Pelvi, Arto inferiore e Cute*
21. Kapandji I.A., (1983). *Fisiologia articolare Schemi commentati di meccanica umana, Volume II, Marrapese Editore, prima edizione italiana a cura di Gui L.*
22. Thomeé, R., Kaplan, Y., Kvist, J., Myklebust, G., Risberg, M. A., Theisen, D., ... & Witvrouw, E. (2011). *Muscle strength and hop performance criteria prior to return to sports after ACL reconstruction. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy, 19(11), 1798.*
23. Shin, C. S., Chaudhari, A. M., & Andriacchi, T. P. (2011). *Valgus plus internal rotation moments increase anterior cruciate ligament strain more than either alone. Medicine & Science in Sports & Exercise, 43(8), 1484-1491.*
24. Paterno, M. V., Rauh, M. J., Schmitt, L. C., Ford, K. R., & Hewett, T. E. (2014). *Incidence of second ACL injuries 2 years after primary ACL reconstruction and return to sport. The American journal of sports medicine, 42(7), 1567-1573.*
25. Padua, D. A., Marshall, S. W., Boling, M. C., Thigpen, C. A., Garrett Jr, W. E., & Beutler, A. I. (2009). *The Landing Error Scoring System (LESS) is a valid and reliable clinical assessment tool of jump-landing biomechanics: the JUMP-ACL study. The American journal of sports medicine, 37(10), 1996-2002.*

26. <https://www.my-personaltrainer.it/fisiologia/apparato-locomotore.html>
27. <https://www.dlabmed.it/servizi/risonanza-magnetica/>
28. Hootman, J. M., Dick, R., & Agel, J. (2007). *Epidemiology of collegiate injuries for 15 sports: summary and recommendations for injury prevention initiatives. Journal of athletic training, 42(2), 311.*
29. Montalvo, A. M., Schneider, D. K., Yut, L., Webster, K. E., Beynon, B., Kocher, M. S., & Myer, G. D. (2019). "What's my risk of sustaining an ACL injury while playing sports?" A systematic review with meta-analysis. *British journal of sports medicine, 53(16), 1003-1012.*
30. McLean, S. G., Walker, K., Ford, K. R., Myer, G. D., Hewett, T. E., & van den Bogert, A. J. (2005). *Evaluation of a two dimensional analysis method as a screening and evaluation tool for anterior cruciate ligament injury. British journal of sports medicine, 39(6), 355-362.*
31. Fox, A. S., Bonacci, J., McLean, S. G., Spittle, M., & Saunders, N. (2016). *A systematic evaluation of field-based screening methods for the assessment of anterior cruciate ligament (ACL) injury risk. Sports medicine, 46(5), 715-735.*
32. Andriacchi, T. P., Dyrby, C. O., & Johnson, T. S. (2003). *The use of functional analysis in evaluating knee kinematics. Clinical Orthopaedics and Related Research®, 410, 44-53.*
33. A. Bombara, G. Gitto, A. Albarkouni, G. Santoro, M.A. Rosa,(2009). *La ricostruzione del LCA con la tecnica a doppio fascio: risultati preliminari, Istituto Ortopedico del Mezzogiorno d'Italia – Messina, Università degli Studi di Messina – Clinica Ortopedica, Volume 34*

Ringrazio la mia testardaggine che mi ha portata fino a qui e in ogni altro angolo di mondo e di vita a cui mi condurrà e la mia famiglia che nel bene e nel male ha sempre creduto in me e sempre lo farà.

Da sempre e per sempre, Smiley Ninja