

**POLITECNICO DI TORINO**

Corso di Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica

Tesi di Laurea Magistrale

**Analisi biomeccanica dello sci di fondo in atleti seduti e criteri  
per la progettazione degli slittini**



**Relatori:**

Laura Gastaldi

Stefano Paolo Pastorelli

**Candidato:**

Luana Paolantonio

Aprile 2018

## Abstract

Nello sci di fondo paralimpico seduto l'attrezzatura utilizzata è una scelta molto importante, in quanto è necessario un equipaggiamento specifico per le esigenze e le disabilità dell'atleta con lo scopo di ridurre al minimo l'effetto delle limitazioni fisiche sulle performance. Per questo motivo, in una prima parte di questo studio sono stati valutati gli aspetti biomeccanici di atleti appartenenti alle cinque diverse classi sportive, LW10, LW10.5, LW11, LW11.5 e LW12, e successivamente in base ai risultati ottenuti, si è passati alla progettazione di uno slittino regolabile per sci di fondo paralimpico seduto per un'atleta di classe LW11. La biomeccanica è stata valutata usando l'analisi di video di atleti che sciavano su neve. Gli angoli articolari di ginocchio, gomito, spalla, anca e tronco sono stati calcolati. Inoltre, sono stati valutati anche la durata del ciclo e quella della fase di spinta. Infine, si è valutata la posizione del baricentro assunta per ciascun atleta rispetto agli attacchi. Dai risultati ottenuti in questa prima analisi, si è visto che gli atleti di classe LW10 e LW10.5 assumono posizioni di seduta di tipo kneehigh, con le ginocchia più alte dell'anca, mantengono il tronco in posizione più verticale, e sfruttano maggiormente le braccia in fase di spinta, essendo limitati nel movimento del busto. Infine, si è visto che questi atleti presentano anche un range di movimento del baricentro minore rispetto a quelli con livelli di disabilità inferiore. In confronto, gli atleti di classe LW11.5 e LW12, hanno maggiore movimento del tronco, e sfruttano meno le braccia in fase di spinta. Invece, gli atleti di classe LW11 presentano un comportamento intermedio; essi infatti riescono a flettere ed estendere il tronco, ma in modo meno efficace rispetto agli atleti di classe superiore.

Sulla base di questi risultati si è passati alla progettazione di uno slittino regolabile per l'atleta paralimpica di classe LW11. In primo luogo, si sono analizzate le caratteristiche dell'attuale modello di slitta dell'atleta. Successivamente sono state apportate modifiche in termini di inclinazione di angoli di seduta e di lunghezza delle gambe dello slittino, in modo da avere un'idea completa sulle possibili soluzioni in fase di progettazione. Si è deciso, infine, di creare un sistema formato da tubi telescopici, che permettessero di avere diverse altezze dello slittino e diverse inclinazioni della seduta, così di avere sia una posizione di seduta di tipo kneehigh (con le ginocchia più alte dell'anca) che di tipo kneeling (con le ginocchia più basse dell'anca). Inoltre, per avere una coerenza con le posizioni di baricentro trovate nell'analisi biomeccanica, si è pensato ad una piastra di contatto tra il telaio e la seduta dotata di asole in cui far scorrere la seduta e regolare la posizione del baricentro rispetto agli attacchi.

# Indice

<b>Abstract</b>	<b>2</b>
<b>1.Sci di fondo paralimpico</b>	<b>4</b>
<i>1.1 Classificazione</i>	11
<i>1.2 Classificazione nello sci di fondo seduto</i>	13
<b>2 . Analisi biomeccanica della sciata in atleti seduti</b>	<b>15</b>
<i>2.1 Materiali e metodi</i>	17
<i>2.2 Risultati</i>	26
<b>3. Discussioni</b>	<b>67</b>
<b>4.Progettazione di uno slittino regolabile</b>	<b>74</b>
<i>4.1 Analisi biomeccanica dell'atleta di classe LW11</i>	74
<i>4.2 Analisi e modifiche delle caratteristiche dello slittino originario</i>	80
<i>4.3 Slittino regolabile</i>	100
<b>5. Conclusioni</b>	<b>115</b>
<b>6.Bibliografia</b>	<b>117</b>

## 1.Sci di fondo paralimpico

I giochi paralimpici, nati come processo di riabilitazione grazie al dottor Gutterman durante la seconda guerra mondiale, sono diventati oggi un evento sportivo internazionale. Ad essi partecipano atleti con disabilità fisiche, visive o intellettive. Oggi vengono presi in considerazione dieci diversi tipi di invalidità per classificare un atleta come paralimpico: riduzione della forza muscolare, della vista, degli arti inferiori o superiori, intellettuali, atassia, statura bassa, ipertonia, alterazione del range di movimento (ROM), lunghezza diversa delle gambe e atetosi. Inoltre, affinché un atleta risulti idoneo a partecipare ai giochi paralimpici, è necessario che la sua disabilità risultino permanenti e che rispecchino i criteri minimi di disabilità imposti per quel determinato sport. Ogni categoria di sport impone i tipi di disabilità i criteri minimi di invalidità per quella determinata disciplina. I giochi paralimpici si dividono in estivi e invernali. Le paralimpiadi invernali ebbero inizio nel 1976 in Svezia (International Paralympic Committee (IPC)) e da lì hanno acquisito sempre più successo, contando oggi un numero di partecipanti e di spettatori sempre maggiore. Fanno parte di questa categoria sport come il biathlon, snowboard paralimpico, hockey su slittino, curling in carrozzina, sci alpino paralimpico e sci di fondo paralimpico. Lo sci di fondo paralimpico può essere praticato da persone con disabilità visive o fisiche. In base al livello di disabilità gli atleti dello sci di fondo paralimpico sono divisi in tre categorie:

- visually impaired: atleti con compromissioni della vista, ma con arti sani;
- standing: atleti con ridotta funzionalità di arti inferiori o superiori, ma in grado di stare in piedi;
- sitting: atleti con limitazione agli arti inferiori, quindi atleti non in grado di camminare.

Gli sciatori paralimpici, a differenza di quelli normodotati, necessitano di attrezzature particolari per poter praticare questa disciplina, inoltre quelli con difetti della vista sono aiutati da una guida per avere indicazioni sul percorso.

Gli sciatori paralimpici, a differenza di quelli normodotati, necessitano di attrezzature particolari per poter praticare questa disciplina, inoltre quelli con difetti della vista sono aiutati da una guida per avere indicazioni sul percorso.

Nello sci di fondo di atleti normodotati sono possibili due tecniche: tecnica libera o pattinato (skating) (figura 1) e tecnica classica (double poling), entrambe eseguibili anche da atleti paralimpici capaci di stare in piedi (visual impaired e standing). Invece per gli atleti seduti l'unica tecnica possibile è quella classica. Nella tecnica libera, non sono presenti binari, dove far scorrere gli sci, che avanzano in modo pattinato, con le punte divaricate. Quando si ha la spinta degli arti inferiori, lo sci si muove, pertanto la forza viene applicata in tempi più lunghi rispetto a quelli che si hanno nella tecnica classica (Millet GY, Hoffman MD, Candau RB 1998). Nella tecnica libera si ha una velocità maggiore rispetto a quella classica, in quanto, come detto precedentemente, si

ha un movimento dello sci anche nella fase di spinta, creando così una velocità elevata. Lo svantaggio, però, è che questa tecnica è meno efficiente nelle salite perché si deve procedere in modo diagonale. Nella tecnica libera è necessario sempre il lavoro degli arti inferiori. Vi sono diversi passi: il passo corto o da salita, in cui gli sci sono completamente divaricati. Questo passo si compone di due tempi. In un primo momento, si esegue una pattinata e una contemporanea spinta con braccia e busto; quest'ultimo deve essere rivolto nella direzione dello sci che in quel momento scorre. In un secondo tempo, si esegue una pattinata con l'altro sci, sollevando il busto per riportarlo nella posizione iniziale. Nel passo doppio, invece, l'unica differenza rispetto al passo corto, oltre alla posizione meno divaricata degli sci, è che il tronco viene sollevato durante la posizione di equilibrio dello stesso sci. Infine, vi è il passo lungo, in cui il tronco subisce prima una spinta in avanti in una direzione, poi è ruotato nella direzione del secondo sci e, infine, viene sollevato quando le braccia vengono slanciate in avanti. Con questa tecnica si ha maggiore velocità, ma minore forza, a differenza delle altre due ed è perfetta per percorsi in zona pianeggiante o in discesa.



*Figura 1. Tecnica libera o pattinato eseguita da atleti normodotati*

La tecnica classica, viene eseguita creando dei binari nella neve, ovvero dei solchi per indicare il percorso agli sci. In tale tecnica, la propulsione è generata grazie al movimento dei bastoncini dettato dagli arti superiori. Per gli atleti normodotati, ci sono diversi passi per armonizzare la spinta, ad esempio, nel passo alternato, si ha una spinta contemporanea di un braccio e della gamba opposta. In questa tecnica si ha una forza elevata, ma velocità bassa; risulta quindi una soluzione migliore in salita. Vi è poi il passo spinta, in cui la propulsione è generata da entrambe le braccia e dalla in avanti del tronco. Questa tecnica genera velocità e forze discrete. Infine, la scivolata spinta, simile alla precedente, solo che il tronco viene riportato nella condizione di partenza tramite

uno slancio in avanti delle braccia. Questo è il metodo più utilizzato in discesa e in zona pianeggiante; si ha forza minore, ma velocità maggiore.

Nello sci di fondo da seduti, invece, a prescindere dal tipo e dal livello di disabilità degli atleti, l'unica tecnica per la propulsione in avanti è la tecnica classica, o "double poling", eseguita anche dagli atleti "standing". La principale differenza tra le due categorie è che per gli atleti seduti la fase di spinta inizia con una posizione delle mani sopra il livello della testa (Gastaldi, Laura PhD\*; Pastorelli, Stefano PhD\*; Frassinelli 2012). Tale tecnica prevede che gli atleti siano posizionati su una seduta montata su un paio di sci da fondo, chiamata sit-ski, e che usino i muscoli delle braccia per effettuare la spinta con i bastoncini e generare, quindi, la propulsione. (come mostrato in figura 2)



*Figura 2. Tecnica classica o double poling eseguita da sit-skiers*

Riguardo la tecnica classica sono stati condotti molti studi per gli atleti normodotati (Stöggl and Holmberg 2016) per valutare la biomeccanica, il dispendio energetico, ma esistono in letteratura anche studi che hanno indagato questa tecnica anche su sciatori paralimpici della categoria seduti (Millet GY , Hoffman MD , Candau RB 1998). In particolare, sono stati esaminati la biomeccanica della sciata seduta (Gastaldi, Laura PhD\*; Pastorelli, Stefano PhD\*; Frassinelli 2012) il movimento del tronco (Valeria Rosso et al. 2016), l'inclinazione dei bastoncini nella fase di spinta (Schillinger et al. 2016). Si sono riscontrate differenze sul movimento del tronco a seconda se veniva

assunta una posizione con le ginocchia più alte o più basse dell'anca (kneehigh o kneeling, spiegato successivamente) (M. Lund OhlssonEmail authorM. S. Laaksonen 2017). Inoltre, gli studi condotti nello sci simulato all'ergometro hanno dimostrato che gli atleti con un impatto della disabilità inferiore presentavano una flessione maggiore del tronco rispetto agli atleti delle classi inferiori, ottenendo, di conseguenza, una maggiore propulsione (V. Rosso et al. 2017).

La tecnica double poling è suddivisa in due fasi:

1. Fase di spinta (poling);
2. Fase di recupero (recovery)

La prima fase è usata come preparazione per la spinta e inizia quando il bastoncino impatta con la neve e termina quando termina il contatto tra bastoncino e neve. Dagli studi condotti su atleti paralimpici, si è vista una forte correlazione tra la forza di picco e la velocità, generate durante questa tecnica (V. Rosso et al. 2017). L'alta velocità corrispondeva alla prima fase, in cui si aveva una flessione della spalla, seguita, poi, da un'estensione. Inoltre nella fase di spinta si è notata una flessione dell'articolazione del gomito, che veniva poi esteso durante la fase di recupero. Si sono confrontati, inoltre, i risultati ottenuti da studi su atleti normodotati e atleti con disabilità e si è evinto che la velocità di spinta era maggiore del 9.4% nel primo caso rispetto al secondo (Nagle 2015).

Gli atleti paralimpici di sci di fondo della categoria seduti possono assumere quattro diverse posizioni di seduta: long sit, normal, kneehigh, kneeling, in base al range di movimento del tronco e degli arti, permesso dalle loro disabilità, presentando, così diversi angoli di ginocchio, tronco e anca.

Nella configurazione Kneehigh, (figura 3) si assume una posizione delle ginocchia più alta dell'anca, in modo da equilibrare il tronco in posizione verticale.



*Figura 3. Posizione di seduta di tipo kneehigh di un sit-skiers*

Nella configurazione kneeling (figura 4), si assume una posizione più arretrata del bacino e quindi si ha maggiore movimento del tronco.



*Figura 4. Posizione di seduta di tipo kneeling di un sit-skiers*

Nella posizione long sit (figura 5), invece le gambe sono totalmente allungate



*Figura 5. Posizione di seduta di tipo long sit di un sit-skiers*

Infine c'è la configurazione normal (figura 6), in cui l'atleta assume una posizione di seduta normale, con le ginocchia alla stessa altezza dell'anca.

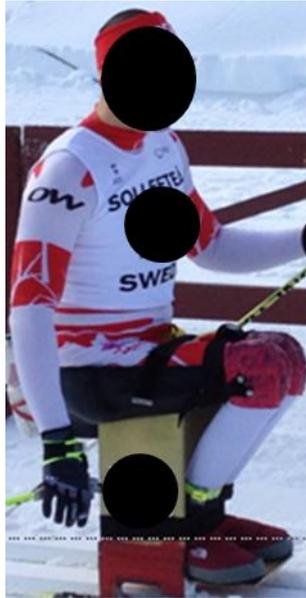


Figura 6. Posizione di seduta di tipo normal di un sit-skiers

Le ultime due posizioni vengono assunte principalmente dagli atleti che con una disabilità che non permette loro di flettere le gambe. La seconda, invece, è assunta da atleti con un livello di danno fisico meno elevato. È la seduta più efficace per la propulsione in avanti, in quanto si ha una libertà di movimento del tronco superiore rispetto alla prima posizione (kneehigh). Quest'ultima è normalmente, assunta da atleti con maggiori disabilità, che quindi raggiungono un equilibrio superiore in questa posizione. È stato dimostrato (M. Lund Ohlsson Email author M. S. Laaksonen 2017) che la posizione kneeling rappresenta la posizione più efficace per la propulsione in avanti, e in questa posizione è possibile un elevato range di movimento. Invece, una posizione con le ginocchia più alte (kneehigh) è per lo più eseguita dagli atleti con una disabilità maggiore (da LW10 a LW11). Con questa posizione si ha una maggiore stabilità del tronco, e si previene la caduta in avanti del corpo in atleti che hanno un ridotto controllo dei muscoli del core. Nella posizione kneeling si ha un range di movimento ridotto e, di conseguenza, una generazione di impulsi minore per la propulsione in avanti. Inoltre, in studi precedenti è stato dimostrato che si ha un consumo di O<sub>2</sub> maggiore e una velocità superiore nelle posizioni kneeling rispetto a quelle kneehigh. (Rapp et al. 2016)

L'attrezzatura utilizzata nello sci di fondo paralimpico seduto è una scelta molto importante, in quanto è necessario un equipaggiamento specifico per le esigenze e le disabilità dell'atleta con lo scopo di ridurre al minimo l'effetto della disabilità sulla performance. Come detto precedentemente, gli sciatori in grado di stare in piedi o con problemi alla vista utilizzano la stessa attrezzatura degli atleti normodotati, con eventuali piccole modifiche, se necessario. Invece, per gli sciatori seduti viene utilizzata una slitta chiamata sit-ski, che possono essere di diverse dimensioni e forme, in base alle richieste delle condizioni dell'atleta. Gli atleti con funzionalità ridotta degli arti inferiori e del tronco, hanno dei sit-ski dotati di un piccolo schienale per supportare

maggiormente la parte superiore. Inoltre sono dotati di supporti per i piedi, in modo da mantenere le gambe dell'atleta in una posizione più alta delle ginocchia, come si osserva in figura 7



*Figura 7. Esempio di un sit-ski, con inclinazione di seduta di tipo kneehigh*

Invece, gli atleti con minori difficoltà degli arti inferiori, possono utilizzare sit-ski in cui le ginocchia vengono posizionate sotto il livello dell'anca e non necessitano di schienali per il supporto del tronco.



*Figura 8- Esempio di sit-ski con inclinazione di seduta di tipo kneeing*

Le slitte sono collegate, poi, a una coppia di sci di fondo e di attacchi, simile o uguale a quello utilizzato per i normodotati. Inoltre, potrebbero essere importanti degli ausili, a seconda delle richieste e delle esigenze dell'atleta, come imbottitura del sedile, il cuscino o le cinghie. Elementi fondamentali dell'attrezzatura dello sci di fondo paralimpico seduto sono i bastoncini, che variano in base all'altezza dell'atleta; l'altezza più giusta sembrerebbe essere quella misurata da terra alla bocca dello sciatore. (<http://www.cccski.com/Para-Nordic/About-Para-Nordic/Equipment.aspx>)

Diversi studi sono stati condotti sull'influenza della lunghezza dei bastoncini sulle forze e gli impulsi della propulsione. È stato visto che con una lunghezza maggiore dei bastoncini, si ha un aumento sia della forza che dell'impulso della propulsione, in quanto si genera una spinta più lunga. Lo svantaggio di una lunghezza maggiore dei bastoncini è che questa implica maggiori richieste di resistenza, durata, rigidità e trasferimento di potenza. Inoltre, è stato analizzato il livello di flessione dei bastoncini, giungendo alla conclusione che questa influenza le velocità e le prestazioni dell'atleta: prestazioni e velocità maggiori si hanno con bastoncini che presentano una possibilità di flessione maggiore.

### *1.1 Classificazione*

La classificazione è uno degli aspetti più importanti nei giochi paralimpici, in quanto stabilisce l'idoneità o meno degli atleti a gareggiare. Nelle competizioni internazionali, gli atleti con diverse disabilità sono classificati in base alle loro capacità funzionali residue in modo che possano competere in un unico evento, ma che il risultato finale tenga conto dell'effetto della loro disabilità. Questo consente agli atleti con capacità simili ma non necessariamente disabilità mediche simili (per esempio paralisi cerebrale o lesione spinale T7 completa) di competere nella stessa classe. La classe stabilita dalla classificazione è quella in cui verrà poi inserito l'atleta durante le competizioni. Il processo di classificazione deve assicurare una diversità minima in una classe, e una differenza chiara tra le diverse classi; esso è condotto a livello globale dal Comitato Paralimpico Internazionale (IPC). Il processo di classificazione è specifico per quella disciplina e comprende la dichiarazione della presenza delle disabilità idonee per quello sport, la valutazione tecnica e fisica per controllare la limitazione effettiva, la classificazione vera e propria, quindi l'assegnazione di una classe all'atleta e, infine, la valutazione delle prestazioni in gara.

La classificazione viene eseguita da due classificatori, persone autorizzate e certificate, nominati dall'IPC. Questi hanno la responsabilità di dirigere, coordinare, e implementare tutti i problemi di classificazione. Il classificatore deve avere una

qualifica rilevante per poter condurre valutazioni dell'atleta con disabilità fisiche o visive, quindi potrebbe essere un operatore sanitario certificato in un settore pertinente alla categoria di disabilità, ad esempio, medico o fisioterapista, per gli atleti con limitazioni fisiche, e optometrista o oftalmologo per atleti con problemi alla vista. Per la classificazione degli atleti paralimpici, quindi, i classificatori assegnano una determinata classe a ciascun atleta, in base al livello di disabilità e al rispetto o meno dei criteri minimi di limitazione. Il processo di valutazione comprende diverse fasi:

- Valutazione fisica, per stabilire se l'atleta ha un livello di disabilità tale da soddisfare i criteri minimi stabiliti;
- Valutazione tecnica, che potrebbe includere una valutazione della capacità dell'atleta di eseguire, in un ambiente diverso da quello competitivo, le attività dello sport a cui partecipa;
- Valutazione sull'osservazione, che si attua solo se il classificatore non ha ancora stabilito la classe per un determinato atleta. Questo tipo di valutazione viene eseguita durante le competizioni.

Prima della valutazione basata sull'osservazione, all'atleta viene assegnata una classe momentanea, che sarà poi cambiata o confermata in base all'esito della valutazione.

Per ogni classe esiste uno stato, con cui si indica se l'assegnazione per quel determinato atleta è confermata, oppure è da rivalutare o ancora se viene sostituita direttamente con una nuova classe. Gli stati possono essere, quindi:

- Nuova classe sportiva (N);
- Revisione della classe sportiva (R);
- Classe sportiva confermata (C);

L'assegnazione della classe non è definitiva; infatti se l'atleta, con uno stato di classe sportiva C o R, nel tempo nota che il suo livello di disabilità è cambiato e non è più conforme con quanto richiesto in quella determinata classe, può chiedere una revisione medica.

Per lo sci nordico paralimpico, per poter partecipare alle competizioni, gli atleti devono essere influenzati da almeno una delle seguenti limitazioni fisiche (<https://www.paralympic.org/classification>)

Deficit dell'arto: assenza totale o parziale delle ossa o delle articolazioni della spalla, delle estremità superiori, della regione pelvica o degli arti inferiori;

- Range di movimento compromesso: limitazioni nella mobilità articolare;
- Potenza muscolare compromessa;
- Differenza di lunghezza delle gambe: dimensioni aberranti delle ossa dell'arto inferiore destro o sinistro;
- Ipertonica: tono muscolare alto;
- Atassia: assenza di controllo dei movimenti volontari;

- Atetosi: contrazioni involontarie dei muscoli;

Il Comitato internazionale dello sci nordico paralimpico (I.P.N.S.C.) utilizza un approccio combinato tecnico e funzionale per classificare gli atleti. Oltre alla visita medica vera e propria, si esaminano anche le cartelle cliniche degli atleti per individuare il livello e il tipo di disabilità. La classificazione avviene in un periodo da 1 a 3 giorni prima delle Paralimpiadi. Dopo i vari test ad ogni atleta viene assegnato un punteggio in percentuale per definire la classe in cui viene inserito, che sarà poi esaminata ogni stagione dall'IPNSC. Per gli atleti con compromissione della vista si avrà una classificazione da B1 a B3; nella prima classe sono inseriti tutti gli atleti ciechi, nella seconda ipovedenti gravi e nella terza ipovedenti con un grado di compromissione della vista minore. Per la disabilità fisica, invece, le classi assegnate hanno come prefisso la sigla LW, che sta per "Locomotor Winter", seguita da un numero da 1 a 12, a seconda che il grado di limitazione sia più o meno grave. Gli atleti "standing" appartengono alle prime nove classi, le ultime invece sono riferite agli sciatori seduti. Per la valutazione degli atleti con lesioni del midollo spinale, è necessario utilizzare la classificazione ASIA (<http://asia-spinalinjury.org>), in cui è misurata la sensibilità dei glutei con la seguente scala:

0 = sensibilità dei glutei assente

1 = sensibilità dei glutei alterata

2 = sensibilità dei glutei normale

NT = sensibilità dei glutei Non verificabile.

### *1.2 Classificazione nello sci di fondo seduto*

Per gli atleti "sitting" la classificazione varia da LW10 a LW12, in base al livello di disabilità dello sciatore. Si avrà una classe LW10 se l'atleta non riesce a mantenere il tronco in equilibrio se non sorretto; LW10.5 se ha movimento ridotto del tronco, ma vi è un equilibrio della seduta quando non si sposta lateralmente; LW11 se presenta maggiore controllo del tronco e compromissione delle gambe; LW11.5 quando presenta il controllo quasi normale del tronco; LW12 se ha normale controllo del tronco, ma lesione alle gambe. I metodi per definire la classe per uno sciatore della categoria seduti tra LW 10 e LW12 si basano su linee guida e procedure approvate dal codice di classificazione IPC (IPC Nordic Skiing 2015). Per questi atleti la parte più impegnativa è la scelta della collocazione tra la classe LW10 e LW10.5 e tra LW11 e LW11.5. La capacità di mantenere l'equilibrio è il fattore determinante tra le due classi. Invece la capacità di controllare il tronco per mantenere l'equilibrio è il punto chiave per la scelta della classe tra LW11 e LW11.5. Per la valutazione tecnica, invece, sono previsti test di attività muscolare e di coordinamento. Si va a verificare come e quanto la disabilità vada ad influire sulla prestazioni dell'atleta. Un test molto utilizzato per la valutazione tecnico/funzionale è il "test-table-test"(TTT), che verifica il mantenimento

dell'equilibrio degli atleti seduti. La tavola utilizzata per il Test-Table-Test (figura 9) è costituita da un pannello di fibre di media densità imbottito con cuscini standardizzati, progettati appositamente per supportare anche le gambe. La posizione di questi cuscini può essere adattata all'antropometria della persona. Per fissare le gambe durante i test, sono utilizzate le cinghie in velcro sulle articolazioni dell'anca, delle ginocchia e delle caviglie. Il test comprende, a sua volta, quattro fasi: si fa sedere il soggetto con le mani dietro al collo e gli si fa flettere il tronco, cercando di portarlo a 45° in avanti per 5 secondi; poi si fa effettuare un'inclinazione all'indietro sempre di 45° e per 5 secondi, portando le braccia sul petto. La terza fase consiste in una rotazione massima del tronco sia verso destra che verso sinistra. Infine, si chiede al soggetto di sollevare una palla, portandola sopra la testa e facendolo ruotare sia da destra verso sinistra che viceversa, senza appoggiarsi alla palla. In ogni prova viene assegnato all'atleta un punteggio, in base alle capacità e alle prestazioni. Sono stati condotti diversi studi per valutare l'affidabilità di questo test nella classificazione degli atleti di sci di fondo paralimpico seduto (H F M Pernot, A M Lannem, R P J Geers, E F G Ruijters 2011). Si è riscontrata una forte correlazione tra lo spostamento del centro di pressione (CoP) e la classificazione del test-table-test per gli atleti nelle varie classi (H F M Pernot, A M Lannem, R P J Geers, E F G Ruijters 2011). Nei test per valutare la veridicità del TTT, sono stati presi, come misura per esaminare la capacità di mantenere l'equilibrio, gli spostamenti del CoP. È stato visto che negli atleti con lesione del midollo spinale, il range di controllo del CoP è minore rispetto agli atleti senza lesione; questo fattore è stato rilevante per valutare la correlazione tra CoP e TTT; infatti i dati dello spostamento del centro di pressione, visto come una misura indiretta della capacità di seduta, hanno confermato una connessione positiva tra l'abilità di seduta funzionale e la classificazione TTT. In questi studi l'unica nota non ben chiara è stata la differenza di classificazione nelle classi LW10 e LW10.5; per questa potrebbe essere importante in futuro raffinare le quattro fasi del test, in modo da avere una risposta meno vaga. Inoltre, tutte le ricerche condotte sono state fatte con un solo tipo di slittino per tutti gli atleti, quindi non si hanno informazioni sugli effetti che potrebbe provocare l'attrezzatura sulle prestazioni funzionali. Questo potrebbe essere oggetto di ricerche future. Il test table test è la prova più utilizzata per la classificazione degli sciatori seduti, in quanto focalizza l'attenzione sui muscoli principali richiesti in questo sport, ovvero tronco e pelvi, e valuta rapidamente il controllo del tronco per mantenere l'equilibrio.



Figura 9: Tavola utilizzata per il test-table-test. (H F M Pernot, A M Lannem, R P J Geers, E F G Ruijters 2011)

## 2 . Analisi biomeccanica della sciata in atleti seduti

Gli studi biomeccanici giocano un ruolo fondamentale in alcuni sport come lo sci, il salto con l'asta, il ciclismo ecc., in cui l'attrezzatura è essenziale e influenza molto le prestazioni dell'atleta. Quindi, l'analisi della biomeccanica viene utilizzata spesso per portare dei miglioramenti a livello di prestazioni e per individuare il meccanismo di lesione di ogni atleta. Studi precedenti hanno analizzato le forze e l'attività muscolare degli atleti di sci di fondo seduti, confrontando la prestazione ottenuta in condizioni di sci simulate sull'ergometro e in condizioni naturali (V. Rosso et al. 2017). Inoltre, sono state condotte ricerche sull'analisi biomeccanica di atleti di classi diverse, evidenziando le differenze riscontrate in un ciclo, in termini di durata e velocità nelle fasi di spinta e di recupero (V. Rosso et al. 2017). In precedenza, è stato dimostrato che si avevano prestazioni migliori in condizioni naturali di sci, quindi nel tunnel, rispetto a quelle ottenute sull'ergometro di sci di fondo. Però si è osservata una correlazione tra i due casi: infatti, atleti che presentavano velocità maggiori nel tunnel, riportavano, poi prestazioni migliori anche in condizioni simulate (V. Rosso et al. 2017). L'analisi biomeccanica della sciata prevede quindi una valutazione delle forze generate, dell'analisi della durata del ciclo, della cinematica dell'atleta durante la fase di spinta e di recupero e dell'attività muscolare.

### *Forza generata durante la fase di spinta*

Nella tecnica double poling è importante valutare la forza all'impatto, intesa come valore della forza riscontrata quando i bastoncini vengono a contatto con il terreno, la forza di picco, ovvero il valore di forza maggiore ottenuto dopo l'impatto, nella fase di spinta, e l'integrale della forza (in tutto il ciclo) e la forza media. Analizzando la forza, si è vista la presenza di due picchi nella "double poling", uno all'impatto del bastoncino con la neve e l'altro in fase di spinta (figura 10). In analisi condotte su atleti normodotati, invece, si era osservata una forza di impatto minore rispetto a quella di spinta. Questa differenza può essere spiegata dal fatto che nel caso dei "sit-skiers", questi stando seduti sfruttano la forza di gravità nella spinta che va ad influenzare l'inclinazione dei bastoncini e di conseguenza la forza trasmessa da essi a terra nella fase di contatto. È stata trovata, inoltre, una correlazione positiva tra sci simulato e sci naturale (V. Rosso et al. 2017), infatti non sono state riscontrate differenze tra condizioni simulate e naturali nella forza all'impatto col terreno, la forza di picco e la forza media del ciclo. Invece i valori della forza integrale sono risultati più alti nelle condizioni simulate rispetto a quelli naturali. Si è visto, poi, (Schillinger et al. 2016) che la frequenza di spinta risulta inferiore per gli atleti di classe LW12, rispetto a quelli di classe inferiore, ma le classi superiori presentano valori maggiori nella fase di recupero, oltre ad un angolo polare inferiore rispetto a quello di atleti di classe LW10, indice questo della presenza di una forza di propulsione maggiore per gli atleti di classe LW12.

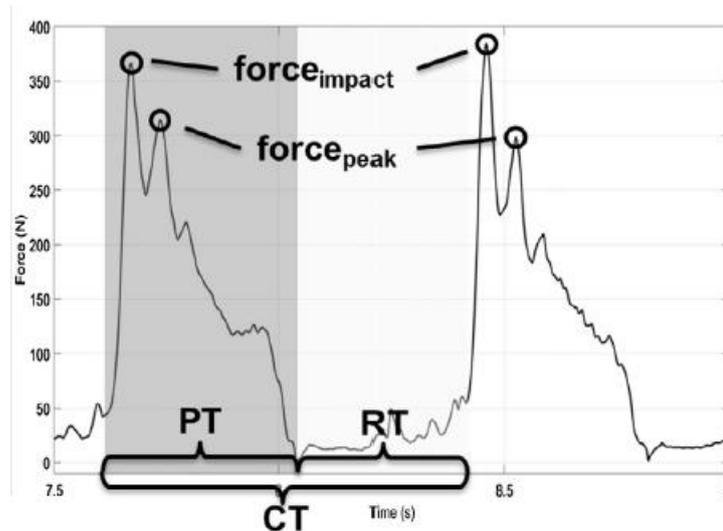


Figura 10. Andamento della forza durante il ciclo di sciata. Si mostra l'andamento della forza di impatto ( $force_{impact}$ ) e quello della forza di picco ( $force_{peak}$ ). La forza di impatto è il primo picco riscontrato durante la fase di spinta; la forza di picco, invece, è il massimo valore trovato dopo l'impatto, durante la fase di spinta. Sono indicati in figura anche la durata del ciclo (CT), la durata della fase di spinta (PT) e quella della fase di recupero (RT).

#### *Durata del ciclo, della fase di spinta e di quella di recupero*

La durata del ciclo nello sci di fondo seduto è inteso come intervallo di tempo che intercorre tra un impatto del bastoncino col terreno e il successivo. Il ciclo è poi composto da due fasi:

- Fase di spinta, da quando il bastoncino impatta con il suolo. In questa fase il bastoncino è sempre in contatto con il terreno;
- Fase di recupero, dall'istante in cui i bastoncini non toccano più il terreno fino alla nuova fase di impatto.

Dal confronto della biomeccanica nello sci simulato e in condizioni naturali si è notata anche una differenza in termini di tempo di spinta e di recupero. Il tempo di spinta è risultato maggiore in condizioni simulate, invece quello di recupero sembrava essere simile nelle due condizioni (V. Rosso et al. 2017). Inoltre, si è osservato che gli atleti di classe LW 12 raggiungono velocità molto più elevate, realizzando una lunghezza del ciclo maggiore e un tempo di recupero superiore rispetto agli atleti con maggiori limitazioni fisiche. Questo è indice di una possibilità di sciata con minor dispendio energetico.

#### *Analisi cinematica del tronco e degli arti superiori*

L'analisi della cinematica del tronco e degli arti superiori è importante per avere informazioni riguardo i miglioramenti che si potrebbero avere in termini di prestazioni dell'atleta. Analizzare gli angoli della parte superiore del corpo durante un ciclo aiuta a comprendere le tecniche da poter adattare per compensare i limiti fisici e ottenere una

maggior propulsione. Si è visto (Valeria Rosso et al. 2016) che gli atleti con disabilità minori (di classe LW 12) riescono a controllare meglio la flessione del tronco durante la fase di spinta. In studi precedenti si sono ottenuti valori minori di flessione del tronco in atleti di classe LW 10 e LW10.5 rispetto a quelli di classe LW 12. Questo può essere spiegato anche dal fatto che gli atleti con maggiori limitazioni devono usare cinghie per stabilizzare e bilanciare al meglio il tronco sullo slittino. È risultata, inoltre, una minor differenza di flessione di tronco tra gli atleti di classe LW 11, LW 11.5 e LW 12 rispetto a quella tra atleti LW 10, LW 10.5, LW 11 e LW11.5. Questo è spiegato dal fatto che gli atleti di classi inferiori hanno una mancanza completa di attività muscolare, invece quelli di classe superiore hanno dei muscoli attivi che li aiutano a migliorare la posizione del tronco durante la spinta. Si è osservata una maggiore flessione del tronco per i gruppi di classe LW11, LW11.5 e LW 12, con una minore estensione di spalla e gomito, ottenendo così un livello di fatica minore per la sciata. rispetto alle classi LW 10 e LW10.5. Inoltre gli atleti con un livello di disabilità minore e quindi maggiore capacità di flessione del tronco, riescono ad occupare posizioni anche di tipo kneeling (con le ginocchia più basse dell'anca), presentando così un angolo di tronco minore, indice di un valore di forza orizzontale maggiore

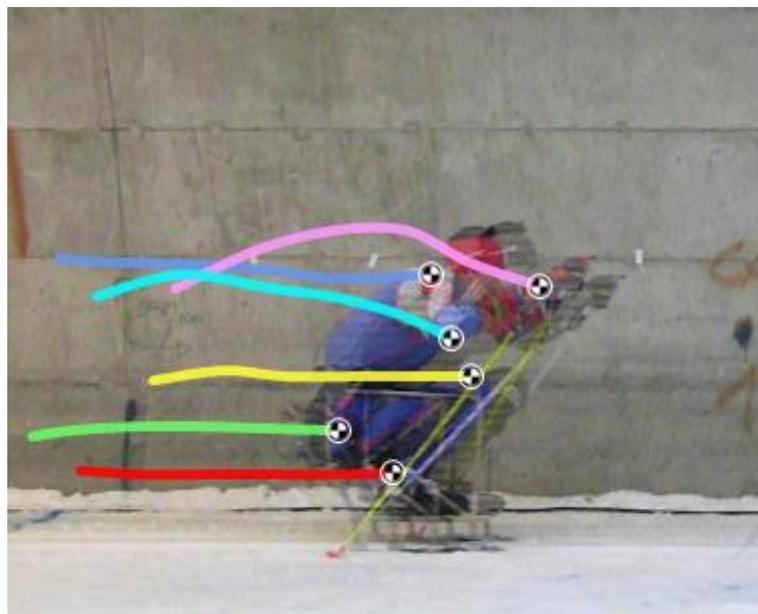
### *Attività muscolare*

Nello sci di fondo seduto, i muscoli maggiormente coinvolti sono: i tricipiti, i pettorali, i muscoli addominali, i dorsali, i muscoli erettori spinali, e i bicipiti femorali. In studi precedenti (V. Rosso et al. 2017) è stata analizzata l'attivazione muscolare in condizioni di sci simulate e naturali. Non sono state riscontrate differenze notevoli tra l'EMG ottenuto per i tricipiti, gli addominali, gli erettori spinali e i pettorali. Invece è stata notata un'attivazione maggiore dei muscoli dorsali nelle condizioni simulate rispetto a quelle naturali. Questo potrebbe essere spiegato dal fatto che in condizioni simulate nella fase di spinta si ha maggiore flessione del tronco, quindi l'attivazione dei muscoli dorsali aiuta ad avere maggiore stabilità.

### *2.1 Materiali e metodi*

L'obiettivo in questa prima fase del lavoro era quello di analizzare la biomeccanica di atleti appartenenti alle cinque classi di disabilità. Maggiore attenzione si è posta sulla cinematica di arto superiore e tronco e sulle caratteristiche del ciclo. In particolare, per la cinematica si sono considerati i seguenti angoli articolari: angolo di spalla, di gomito, di anca, di ginocchio e di tronco. Invece come caratteristiche del ciclo si sono considerate: la durata del ciclo, la durata della fase di spinta, e la durata della fase di recupero. Sono stati analizzati i video fatti su cinque diversi atleti, uno per ogni classe (LW10 – LW10.5, LW11, LW11.5 e LW12). I test sono stati svolti nel tunnel (Vuokatti), in condizioni di terreno pianeggiante, per una lunghezza di 14 m alla massima velocità possibile. Tre videocamere sono state posizionate lungo il percorso in modo da riprendere la sciata. Ogni videocamera ha registrato almeno un ciclo di sciata ad una frequenza di 25 Hz. Inoltre ogni atleta ha ripetuto il test due volte. Quindi, per

ogni atleta si hanno un totale di 6 cicli di sciata. I video sono stati, poi, analizzati con “Kinovea”. Per ogni frame del ciclo sono state individuate le articolazioni di spalla, gomito, polso, anca, ginocchio e caviglia e identificate con dei marker. In ogni simulazione, inoltre, si è eseguita una calibrazione diversa. Si sono analizzati i video sulla calibrazione di ogni videocamera per ciascun atleta e si è scelto un opportuno riferimento, in modo da avere delle misure precise dei segmenti corporei e delle traiettorie. La posizione delle articolazioni è stata valutata per tutti i frame del ciclo registrato da ogni videocamera. In figura 11 si riporta un esempio su un atleta di classe LW10, durante il primo ciclo di sciata. L’identificazione dei marker e le traiettorie sono riportate con differenti colori in funzione dell’articolazione: in azzurro la traiettoria del gomito, in blu quella della spalla, in rosa quella del polso, in verde quella dell’anca, in giallo l’articolazione del ginocchio e in rosso quella della caviglia.



*Figura 91 Esempio di individuazione delle traiettorie delle articolazioni su Kinovea*

Le coordinate dei marker di ogni frame del ciclo di sciata sono poi state salvate e importate su Matlab per le successive analisi. Per evitare problemi di posizioni relative e per avere lo stesso riferimento per tutti i cicli, si è deciso di riferire tutte le articolazioni a quella dell’anca. Siccome gli atleti hanno sciato a velocità differenti e con frequenza di spinta differenti, non sempre la fase di inizio ciclo (intesa come impatto del bastoncino sulla neve) coincideva con l’inizio del video per tutti gli atleti. Quindi, i segnali sono stati riallineati temporalmente rispetto all’impatto in un secondo momento su matlab.

Su matlab si sono calcolati gli angoli articolari di spalla, gomito, anca, tronco e ginocchio, le durate di ciclo e di spinta e il baricentro.

Per ogni atleta è stato valutato il baricentro dei singoli segmenti corporei e quello totale in ogni istante del ciclo di sciata. Per questa analisi del baricentro è stato seguito il modello di Chandler, in cui il corpo umano è diviso in 14 segmenti, che comprendono:

testa, tronco, braccio, avambraccio, mano coscia, gamba e piede. Secondo questo modello la posizione del centro di massa di ogni segmento corporeo viene calcolata come percentuale della lunghezza del segmento dell'articolazione, come mostrato in tabella 1:

SEGMENTO CORPOREO	POSIZIONE DEL CENTRO DI MASSA(%)	FINE PROSSIMALE DEL SEGMENTO
Testa	66.3	Vertice
Tronco	52.2	C1
Braccio	50.7	Articolazione della spalla
Avambraccio	41.7	Articolazione del gomito
Mano	51.5	Articolazione del polso
Coscia	39.8	Articolazione dell'anca
Gamba	41.3	Articolazione del ginocchio
Piede	40.0	Articolazione della caviglia

*Tabella 1. Modello di Chandler per la misura della posizione del baricentro dei segmenti corporei, calcolata come percentuale della lunghezza dei segmenti articolari.*

Il baricentro totale, inoltre, dipende non solo dai baricentri parziali dei segmenti corporei, ma anche dalle masse di esse. Quindi, seguendo il modello di Chandler, descritto sopra, sono stati calcolati i pesi dei 14 segmenti corporei nel seguente modo (Tabella 2):

SEGMENTO CORPOREO	PESO(N)
Testa	$0.032 * F_w + 18.70$
Tronco	$0.532 * F_w - 6.93$
Braccio	$0.022 * F_w + 4.76$
Avambraccio	$0.013 * F_w + 2.41$
Mano	$0.005 * F_w + 0.75$
Coscia	$0.127 * F_w - 14.82$
Gamba	$0.044 * F_w - 1.75$
Piede	$0.009 * F_w + 2.48$

*Tabella 2. Modello di Chandler per la misura del peso dei segmenti corporei, calcolata in base al peso totale  $F_w$ .*

dove  $F_w$  è il peso totale di ogni atleta. Le proiezioni lungo l'asse x e y del baricentro totale sono state calcolate su matlab con le seguenti formule:

$$x_{CMtotale} = (M_{upperarm} * x_{cmupperarm} + M_{forearm} * x_{cmforearm} + M_{trunk} * x_{cmtrunk} + M_{thigh} * x_{cmthigh} + M_{shank} * x_{cmshank}) / (M_{upperarm} + M_{forearm} + M_{trunk} + M_{thigh} + M_{shank})$$

$$y_{CMtotale} = (M_{upperarm} * y_{cmupperarm} + M_{forearm} * y_{cmforearm} + M_{trunk} * y_{cmtrunk} + M_{thigh} * y_{cmthigh} + M_{shank} * y_{cmshank}) / (M_{upperarm} + M_{forearm} + M_{trunk} + M_{thigh} + M_{shank})$$

dove  $x_{CMtotale}$  e  $y_{CMtotale}$  sono le coordinate in direzione x e y del baricentro totale,  $M_{upperarm}$ ,  $x_{cmupperarm}$  e  $y_{cmupperarm}$  sono rispettivamente la massa, la coordinata x e la coordinata y del baricentro, del braccio,  $M_{forearm}$ ,  $x_{cmforearm}$  e  $y_{cmforearm}$  sono rispettivamente la massa, la coordinata x e la coordinata y del baricentro, dell'avambraccio,  $M_{trunk}$ ,  $x_{cmtrunk}$  e  $y_{cmtrunk}$  quelli del tronco,  $M_{thigh}$ ,  $x_{cmthigh}$  e  $y_{cmthigh}$  quelli della coscia e  $M_{shank}$ ,  $x_{cmshank}$  e  $y_{cmshank}$  quella della gamba.

In ogni ciclo sono state, quindi, evidenziate le articolazioni (in nero in figura 12) sopra descritte e le posizioni dei baricentri dei segmenti corporei (in azzurro in figura 12) e quelle del baricentro totale (in rosso in figura 12). In figura 12 si riporta un esempio di stick diagram ottenuto:

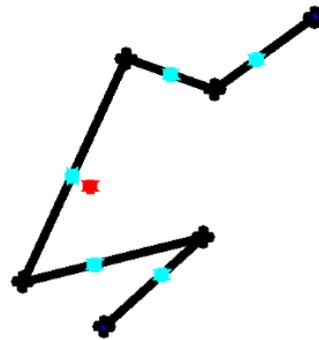


Figura 12. Esempio di stick diagram ottenuto tramite le coordinate individuate su Kinovea. In nero sono rappresentate le articolazioni; in azzurro i baricentri dei segmenti corporei e in rosso il baricentro totale.

Dopo aver ottenuto tutte le posizioni dei baricentri dei singolo segmenti corporei e di quello totale, si è passati alla misura degli angoli articolari. Come angolo di spalla si è assunto l'angolo tra il tronco e il braccio ( $\lambda$  in figura 13), crescente in caso di flessione del tronco e decrescente nei casi di estensione. L'angolo di gomito, invece, è l'angolo tra il braccio e l'avambraccio,  $\epsilon$ , in figura 13, crescente in caso di estensione del gomito e decrescente in caso di flessione. Gli angoli di tronco e di anca, invece, indicati rispettivamente da  $\zeta$  e  $\rho$  in figura 13, sono gli calcolati come angoli tra il tronco e la verticale e il tronco e la coscia. In caso di flessione del tronco,  $\zeta$  aumenta e  $\rho$  diminuisce e viceversa. Infine, l'angolo di ginocchio rappresenta l'angolo tra la coscia e la gamba,  $\eta$ , in figura 13

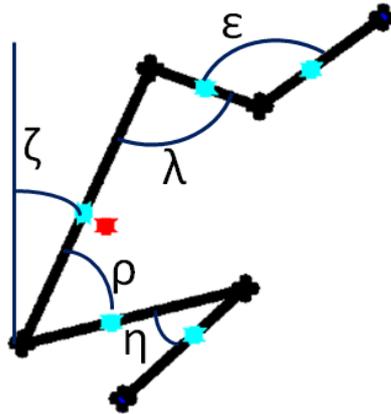
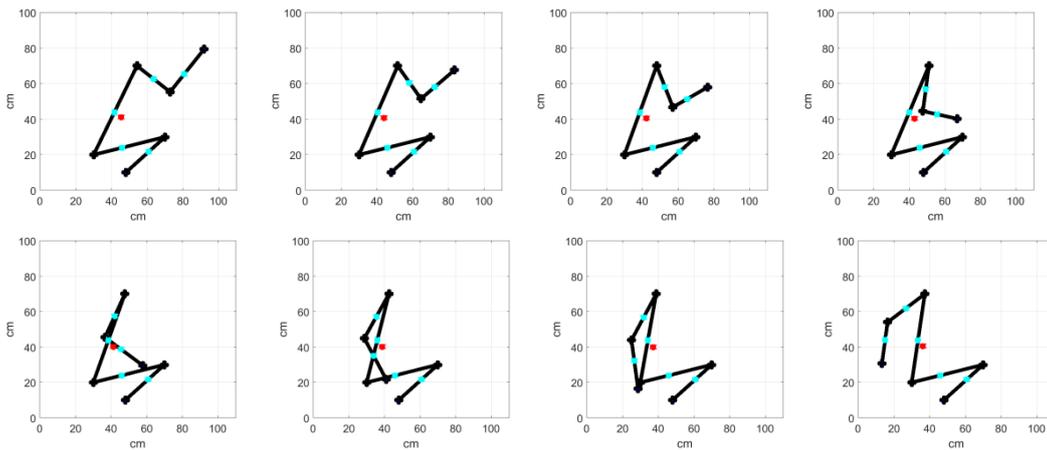


Figura 13. Esempio di stick diagram ottenuto. Si rappresentano gli angoli articolari di spalla ( $\lambda$ ); di gomito ( $\epsilon$ ), di tronco ( $\zeta$ ), di ginocchio ( $\eta$ ) e di anca ( $\rho$ ).

Su matlab, una volta calcolati i baricentri e gli angoli articolari, sono stati ottenuti gli stick diagram di ogni atleta. Da questi si riescono a distinguere in modo qualitativo già le due fasi del ciclo e ad evidenziare le differenze di posizione del tronco e delle braccia, a seconda degli istanti di inizio e fine fase di spinta. Qui si riporta un esempio di sequenza di stick diagram per ogni atleta ottenuto da una singola videocamera (la prima) e della prima delle due sciate in zona pianeggiante (flat).

➤ **LW10:**



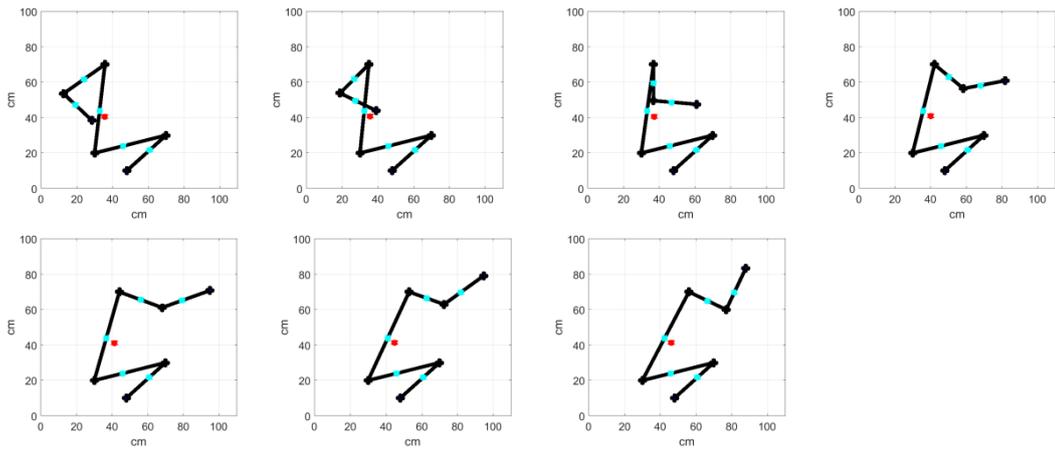
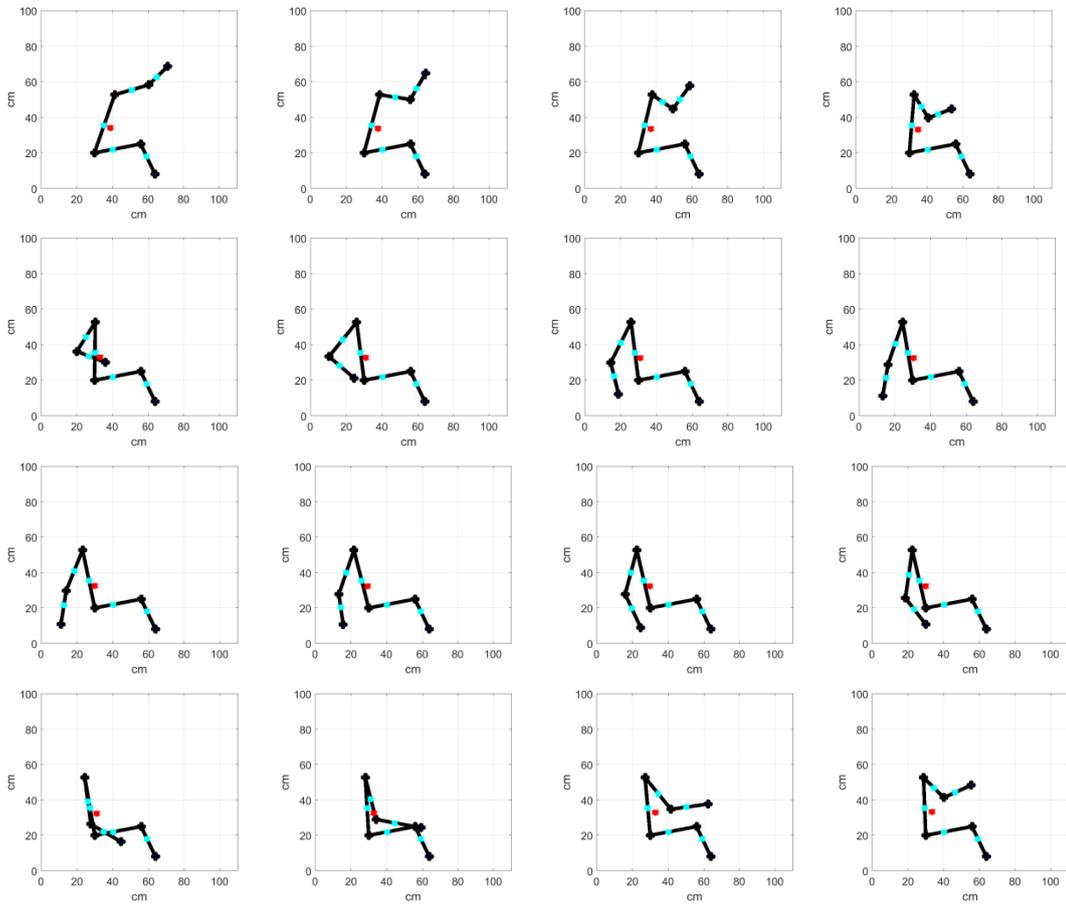


Figura 14. Stick diagram ottenuti in un ciclo di sciata dell'atleta di classe LW10

➤ **LW10.5:**



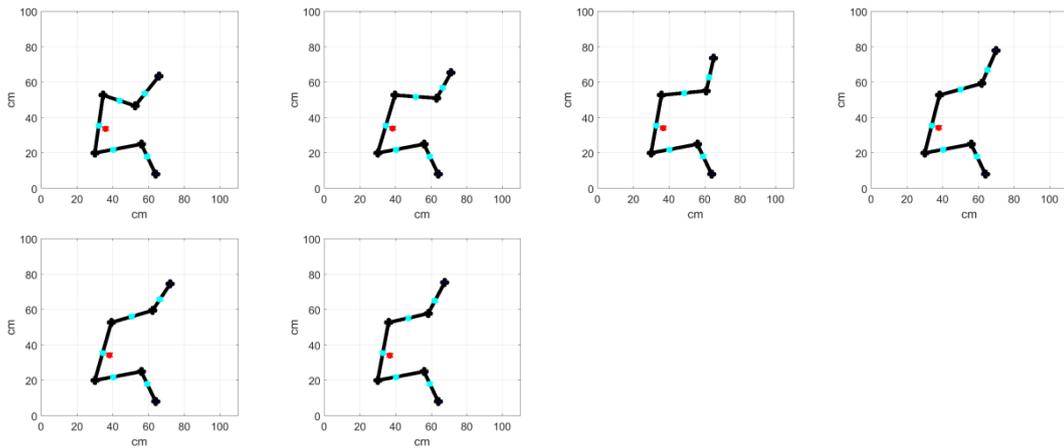
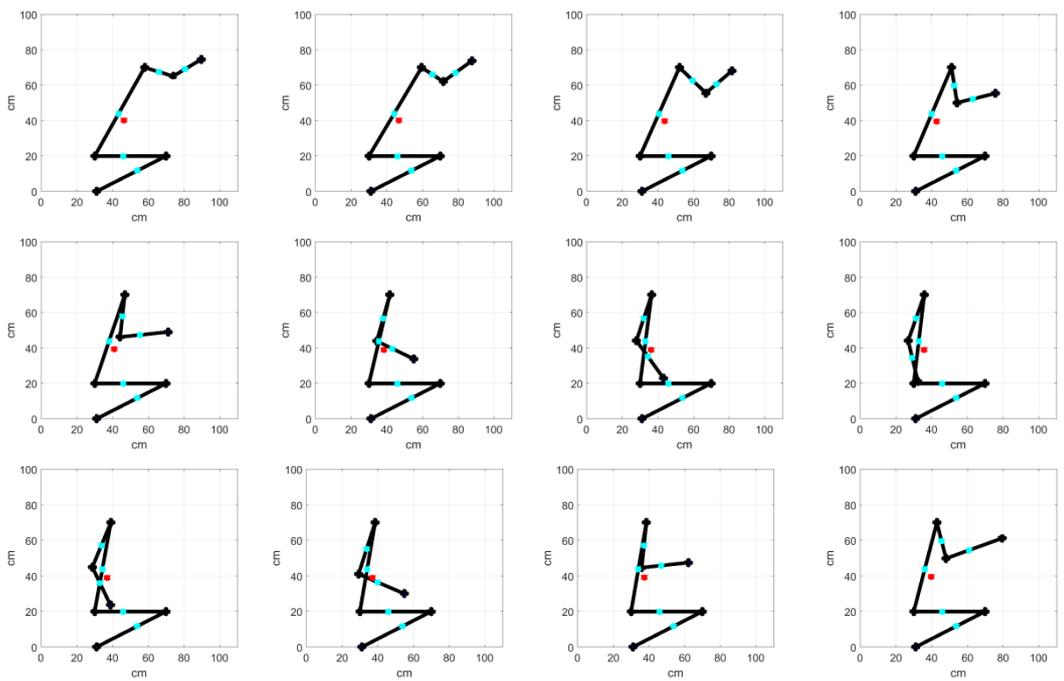


Figura 15. Stick diagram ottenuti in un ciclo di sciata dell'atleta di classe LW10.5

➤ **LW11:**



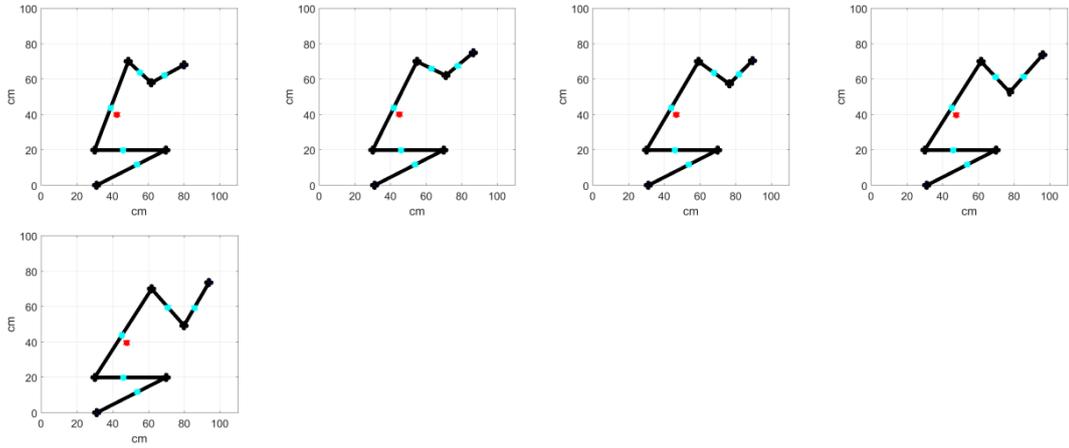
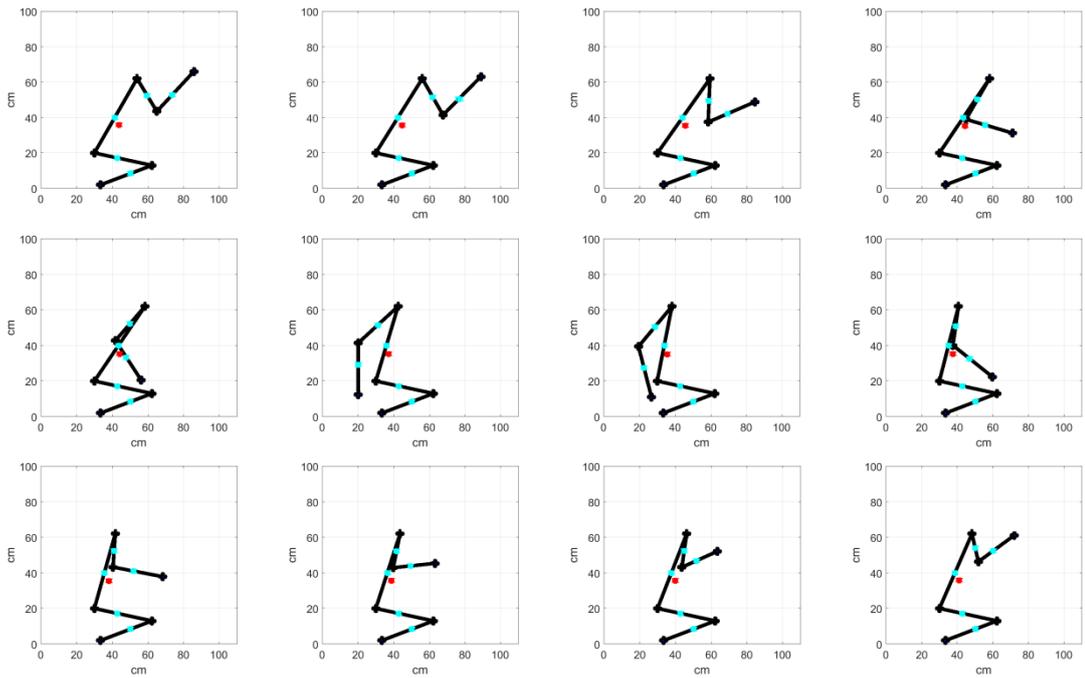


Figura 16. Stick diagram ottenuti in un ciclo di sciata dell'atleta di classe LW11

➤ **LW11.5:**



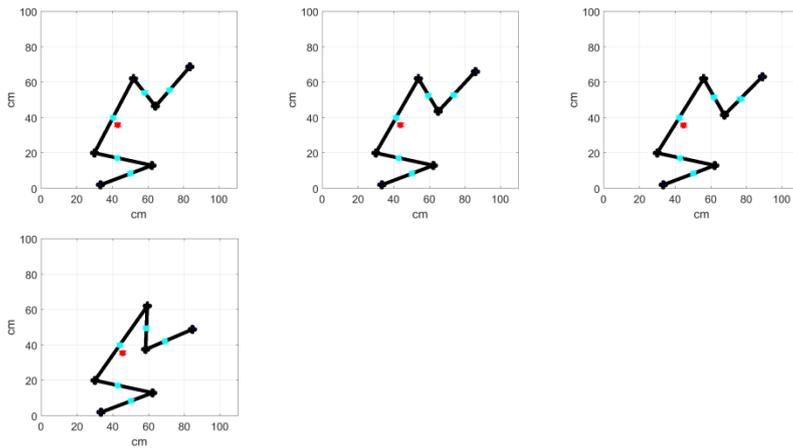


Figura 17. Stick diagram ottenuti in un ciclo di sciata dell'atleta di classe LW11.5

➤ **LW12:**

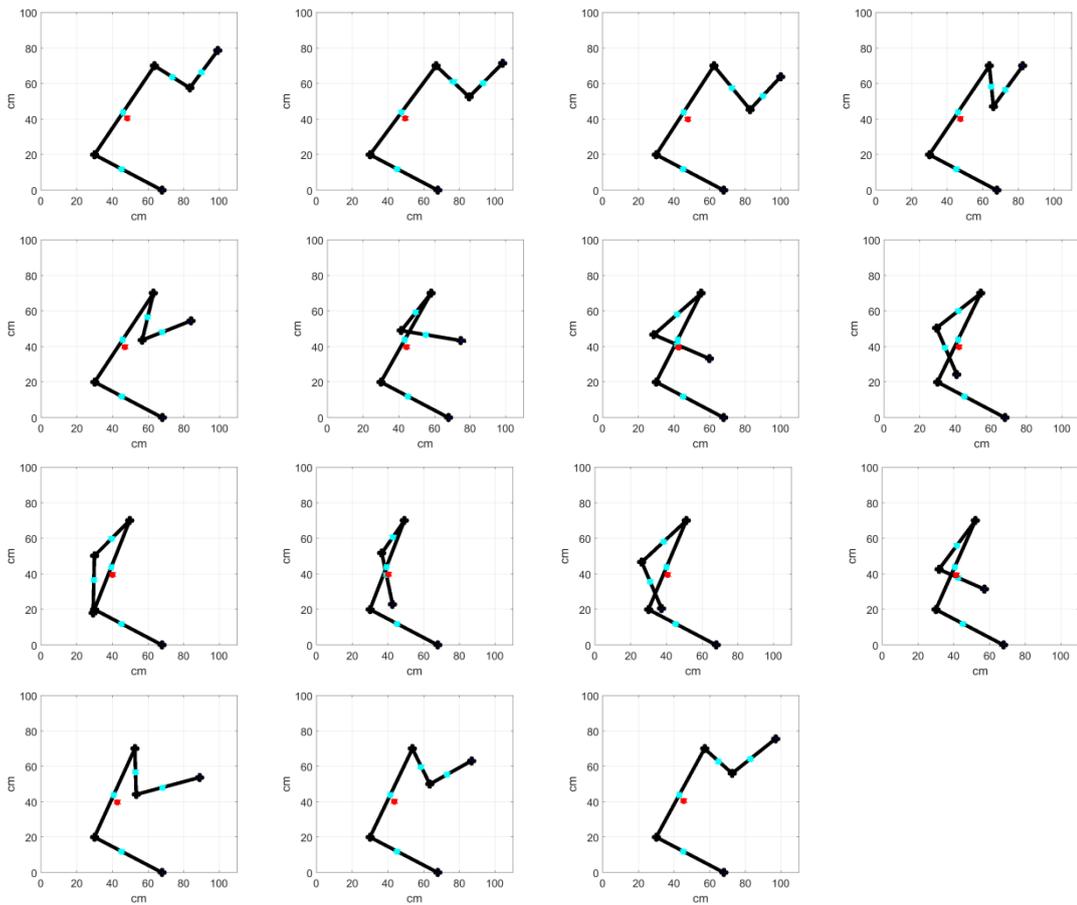


Figura 18. Stick diagram ottenuti in un ciclo di sciata dell'atleta di classe LW12

## 2.2 Risultati

### *Durata del ciclo e della fase di spinta*

I video di ogni atleta sono stati esaminati, come detto precedentemente, anche in termini di durata del ciclo e fase di spinta. Si è visto che ogni videocamera presentava un tempo di inizio ciclo diverso, di conseguenza, si sono ottenuti degli intervalli di tempo di inizio e fine spinta diversi per ogni videocamera, e per ogni atleta. Di seguito si riportano i valori della durata del ciclo totale e quella di spinta ottenuti per i cinque atleti.

CLASSE	DURATA DEL CICLO (s)							Media	Deviazione Standard
	Camera 1		Camera 2		Camera 3				
	Flat1	Flat2	Flat1	Flat2	Flat1	Flat2			
LW 10	0.60	0.72	0.68	0.72	0.60	0.60	0.66	0.06	
LW10.5	0.88	0.60	0.64	0.76	0.60	0.72	0.70	0.11	
LW11	0.68	0.72	0.64	0.72	0.64	0.68	0.68	0.03	
LW11.5	0.64	0.68	0.64	0.72	0.56	0.52	0.63	0.07	
LW12	0.60	0.64	0.60	0.56	0.56	0.56	0.59	0.03	

Tabella 3. Valutazione della durata del ciclo nelle due ripetizioni delle tre videocamere per i cinque atleti.

CLASSE	DURATA FASE DI SPINTA (s)								
	Camera 1		Camera 2		Camera 3		Media	Deviazione Standard	% Ciclo
	Flat1	Flat2	Flat1	Flat2	Flat1	Flat2			
LW 10	0.20	0.20	0.20	0.20	0.20	0.20	0.20	0	33%
LW10.5	0.28	0.28	0.28	0.28	0.28	0.28	0.28	0	32%
LW11	0.24	0.24	0.24	0.24	0.24	0.24	0.24	0	35%
LW11.5	0.24	0.24	0.24	0.24	0.24	0.24	0.24	0	37%
LW12	0.20	0.20	0.20	0.20	0.20	0.20	0.20	0	33%

Tabella 4. Valutazione della durata della fase di spinta nelle due ripetizioni delle tre videocamere per i cinque atleti.

#### Angoli articolari

Gli angoli articolari, descritti precedentemente, sono fondamentali per analizzare dettagliatamente il diverso comportamento degli atleti in fase di spinta e di recupero. Per ogni atleta sono stati calcolati gli angoli articolari nelle due simulazioni delle tre videocamere. Dall'analisi dell'angolo di ginocchio, si è visto che esso risultava costante in tutto il tempo di sciata per ogni atleta; indice, questo, di un mancato movimento dell'articolazione del ginocchio dovuto al fatto che gli arti inferiori erano fissi alla seduta. Pertanto, si è deciso di non riportare i grafici dell'angolo di ginocchio ottenuti, in quanto non rilevanti per l'analisi biomeccanica e per il confronto cinematico delle diverse classi. Si riportano, però i valori medi dell'angolo di ginocchio ottenuti per i diversi atleti.

CLASSE	VALOR MEDIO(°)
LW10	28
LW10.5	104
LW11	27
LW11.5	33
LW12	-

Tabella 5. Misura del valor medio dell'angolo di ginocchio dei cinque atleti

Di seguito si riportano, invece, gli andamenti degli angoli di tronco, di anca, di spalla e gomito. Si sceglie di riportare un esempio di una ripetizione (flat1) di una singola videocamera (camera1) di tutti gli angoli articolari per ogni atleta.

- **LW10:**

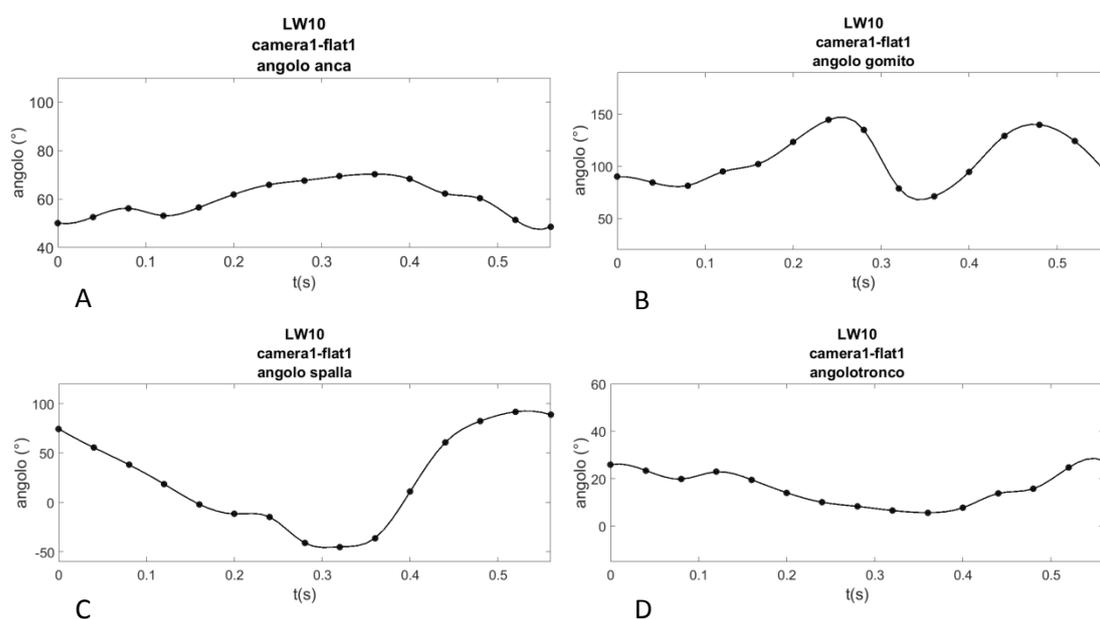
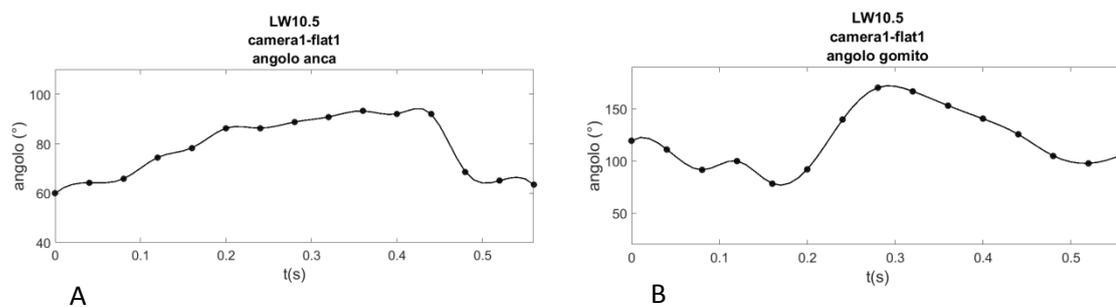


Figura 19. Andamento degli angoli articolari dell'atleta LW10: A. Angolo di anca; B. Angolo di gomito; C. Angolo di spalla; D. Angolo di tronco

- **LW10.5:**



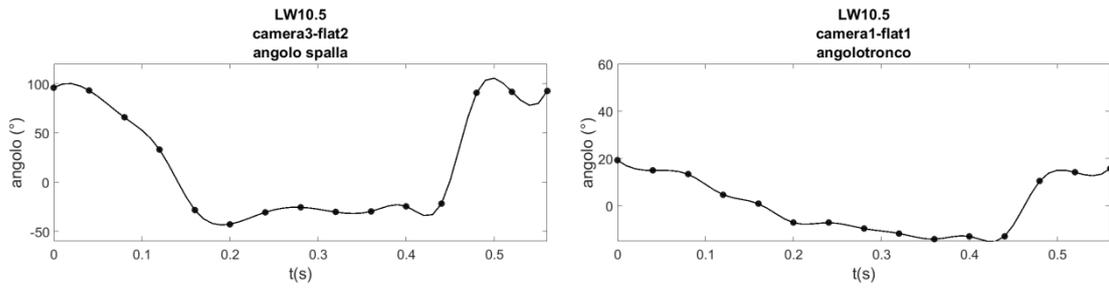


Figura 20. Andamento degli angoli articolari dell'atleta LW10.5: A. Angolo di anca; B. Angolo di gomito; C. Angolo di spalla; D. Angolo di tronco

**LW11:**

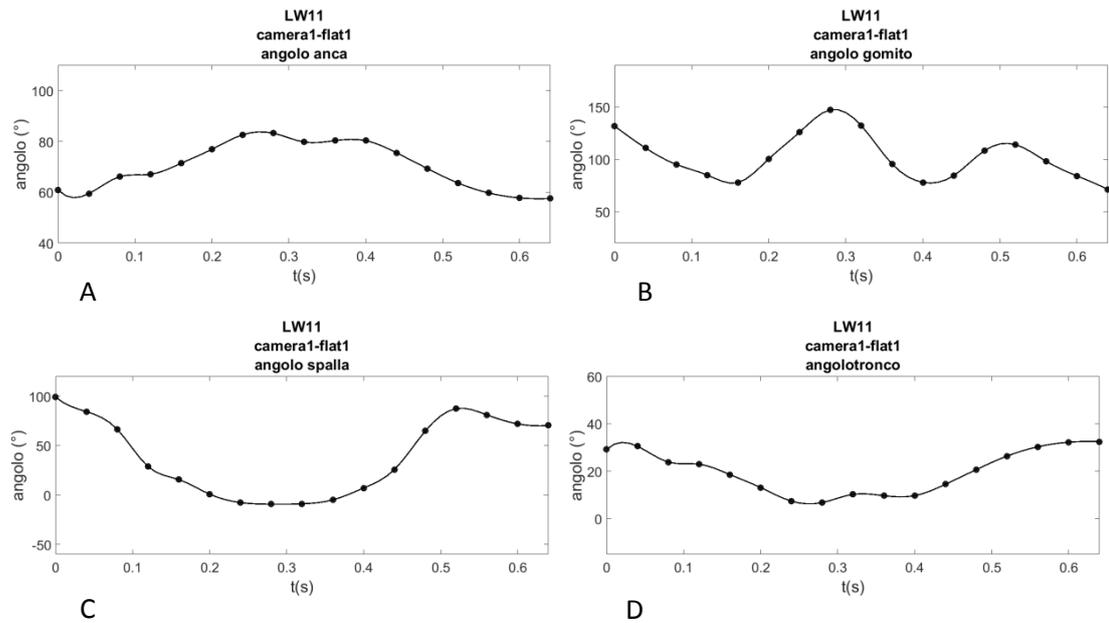


Figura 21. Andamento degli angoli articolari dell'atleta LW10: A. Angolo di anca; B. Angolo di gomito; C. Angolo di spalla; D. Angolo di tronco

- **LW11.5:**

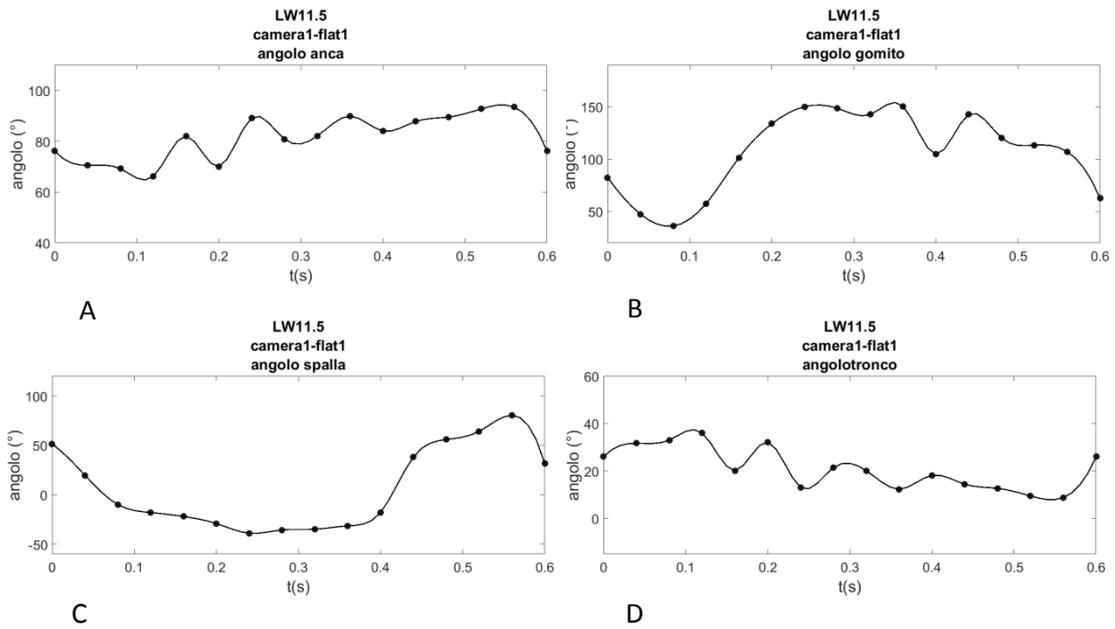


Figura 22. Andamento degli angoli articolari dell'atleta LW10: A. Angolo di anca; B. Angolo di gomito; C. Angolo di spalla; D. Angolo di tronco.

- **LW12:**

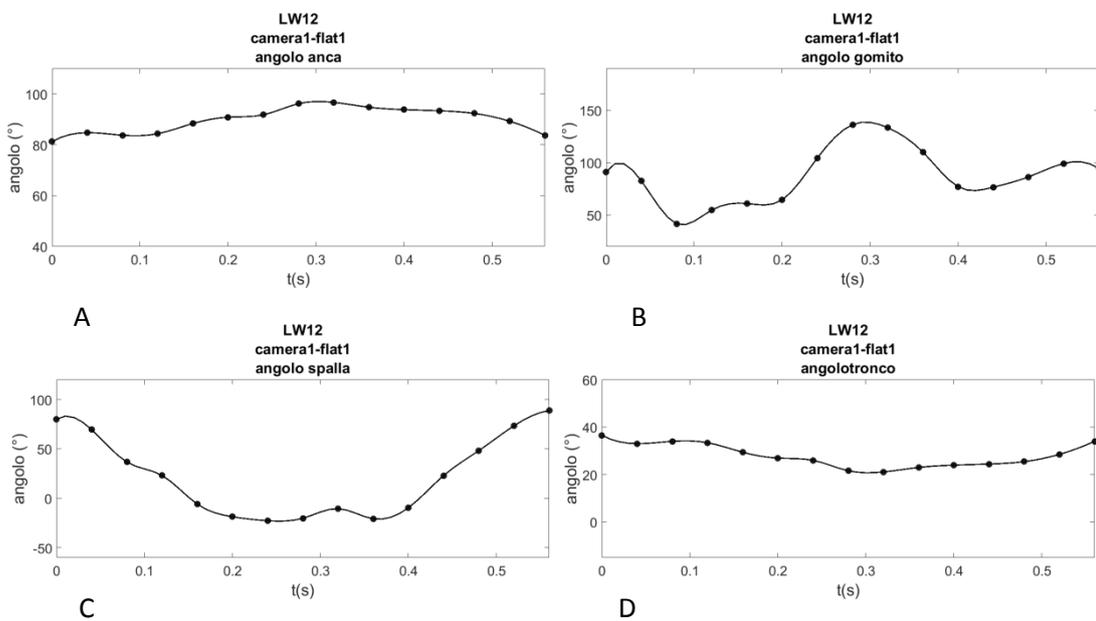


Figura 23. Andamento degli angoli articolari dell'atleta LW10: A. Angolo di anca; B. Angolo di gomito; C. Angolo di spalla; D. Angolo di tronco.

Per permettere un confronto tra i 6 cicli, si è deciso di riportare per ogni atleta la sovrapposizione degli angoli articolari ottenuti nelle due ripetizioni per ciascuna videocamera. Per la prima ripetizione (flat1) gli andamenti delle 3 videocamere si riportano con i seguenti colori: nero prima videocamera, rosso seconda videocamera, blu terza videocamera. Per la seconda ripetizione (flat 2) gli andamenti delle 3 videocamere sono riportati con i seguenti colori: azzurro prima videocamera, magenta seconda videocamera, e verde terza videocamera.

Questa sovrapposizione degli angoli articolari è stata rappresentata sia nel tempo che in percentuale della durata del ciclo stesso. Si è deciso di fare anche una rappresentazione in percentuale del ciclo per avere un termine di paragone uguale per tutti gli atleti, poiché, come detto prima, la durata del ciclo non è risultata la stessa per tutti gli atleti.

Si riporta inoltre il grafico della curva media e della deviazione standard tra i 6 cicli rappresentati in percentuale del ciclo

Inoltre, si è calcolata la correlazione tra i sei segnali delle due ripetizioni delle tre videocamere per ogni atleta. La correlazione si considera: irrilevante ( $r < 0.1$ ), piccola ( $0.1 \leq r < 0.3$ ), moderata ( $0.3 \leq r < 0.5$ ), grande ( $0.5 \leq r < 0.7$ ), molto grande ( $0.7 \leq r < 0.9$ ), vicina alla perfezione ( $0.9 \leq r < 1$ ) e perfetta ( $r = 1$ ) (Hopkins 2002). Il valore di  $p = 0.05$  è stato considerato per la significatività.

Infine, si è fatta l'analisi statistica (Kruscal-Wallis) sulle curve articolari medie per verificare la presenza di differenza statistica sull'andamento della cinematica articolare tra soggetti di classi differenti.

### **CLASSE LW 10 :**

#### **Angolo di anca :**

Nel tempo:

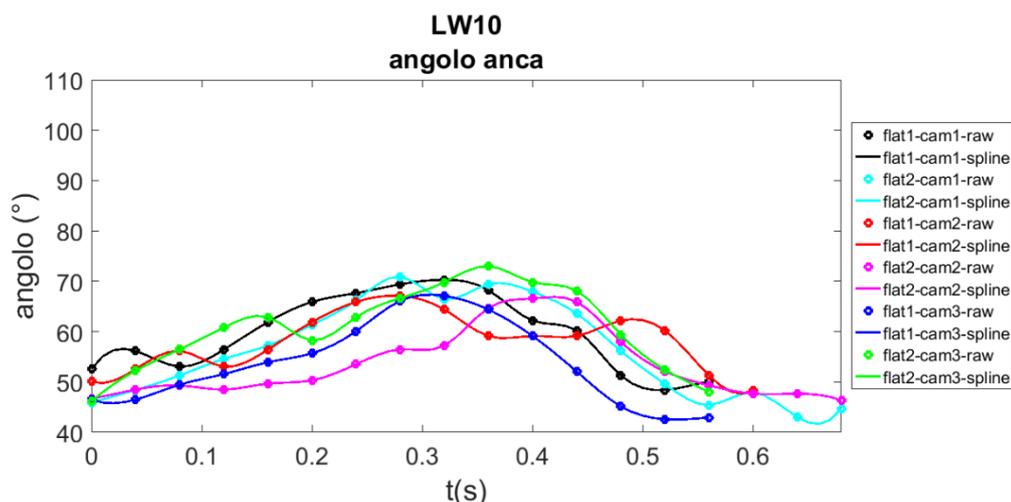


Figura 24. Sovrapposizione degli andamenti degli angoli di anca dell'atleta LW10.

In percentuale del ciclo:

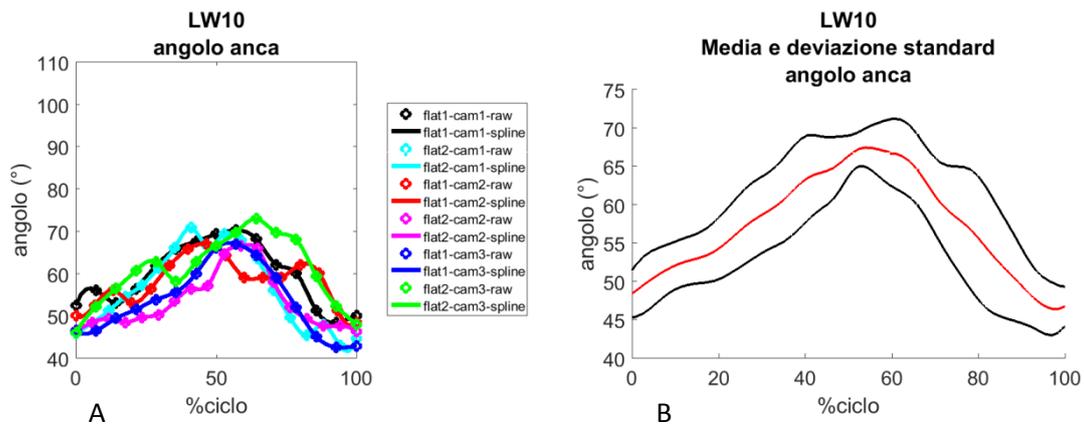


Figura 25. A. Sovrapposizione degli andamenti degli angoli di anca dell'atleta LW10 in percentuale del ciclo. B. Media degli andamenti degli angoli di anca (in rosso) e deviazione standard (in nero)

Correlazione tra i sei segnali:

	<u>Flat1</u> <u>cam1</u>	<u>Flat2</u> <u>cam1</u>	<u>Flat1</u> <u>cam2</u>	<u>Flat2</u> <u>cam2</u>	<u>Flat1</u> <u>cam3</u>	<u>Flat2</u> <u>cam3</u>
<u>Flat1</u> <u>cam1</u>	1.00	-	-	-	-	-
<u>Flat2</u> <u>cam1</u>	0.91*	1.00	-	-	-	-
<u>Flat1</u> <u>cam2</u>	0.74*	0.71*	1.00	-	-	-
<u>Flat2</u> <u>cam2</u>	0.86*	0.76*	0.55*	1.00	-	-
<u>Flat1</u> <u>cam3</u>	0.95*	0.88*	0.69*	0.93*	1.00	-
<u>Flat2</u> <u>cam3</u>	0.75*	0.58*	0.62*	0.79*	0.83*	1.00

\*statisticamente significativo

Tabella 6. Correlazione tra gli angoli di anca dei sei cicli dell'atleta LW10.

## Angolo di gomito :

Nel tempo:

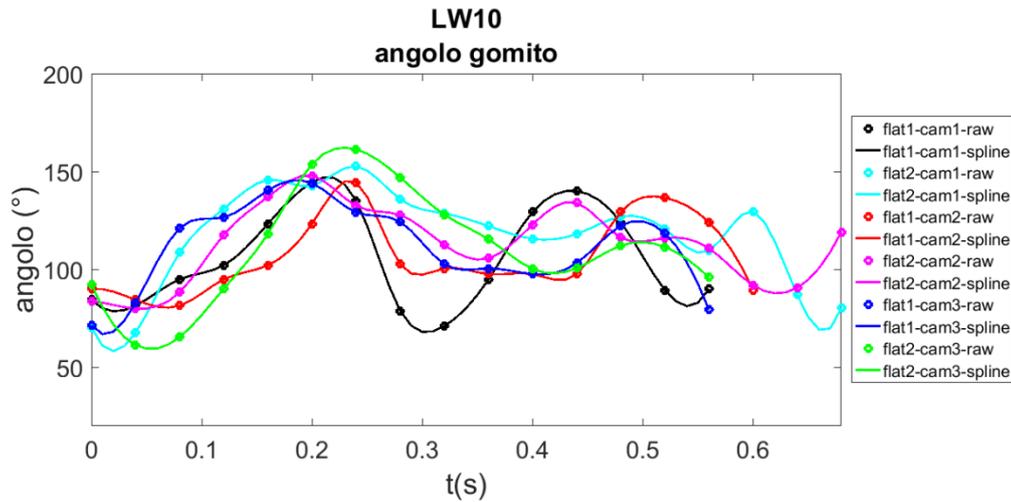


Figura 26. Sovrapposizione degli andamenti degli angoli di gomito dell'atleta LW10.

In percentuale del ciclo:

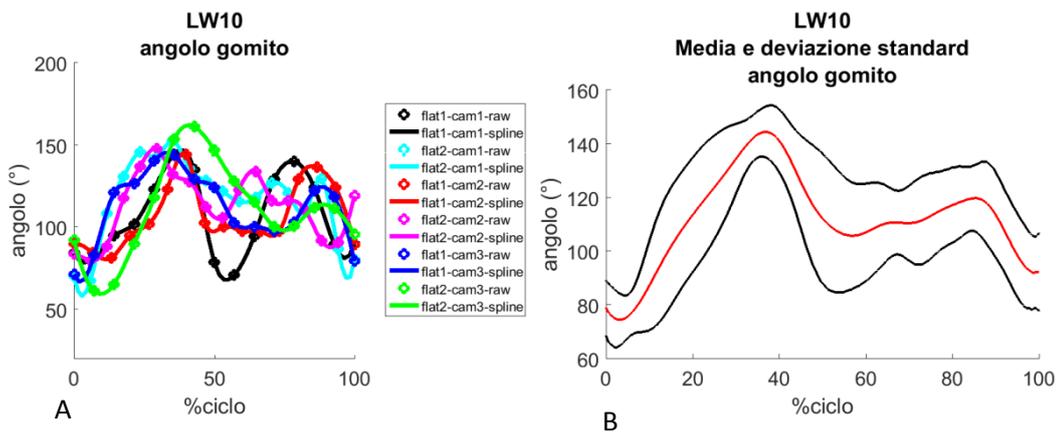


Figura 27. A. Sovrapposizione degli andamenti degli angoli di gomito dell'atleta LW10 in percentuale del ciclo. B. Media degli andamenti degli angoli di gomito (in rosso) e deviazione standard (in nero)

Correlazione tra i sei segnali:

	<u>Flat1 cam1</u>	<u>Flat2 cam1</u>	<u>Flat1 cam2</u>	<u>Flat2 cam2</u>	<u>Flat1 cam3</u>	<u>Flat2 cam3</u>
<u>Flat1 cam1</u>	1.00	-	-	-	-	-
<u>Flat2 cam1</u>	0.57*	1.00	-	-	-	-
<u>Flat1 cam2</u>	0.64*	0.34*	1.00	-	-	-
<u>Flat2 cam2</u>	0.48*	0.75*	0.18	1.00	-	-
<u>Flat1 cam3</u>	0.48*	0.83*	0.51*	0.56*	1.00	-
<u>Flat2 cam3</u>	0.33	0.53*	0.62*	0.49*	0.56*	1.00

\*statisticamente significativo

Tabella 7. Correlazione tra gli angoli di gomito dei sei cicli dell'atleta LW10.

### Angolo di spalla :

Nel tempo:

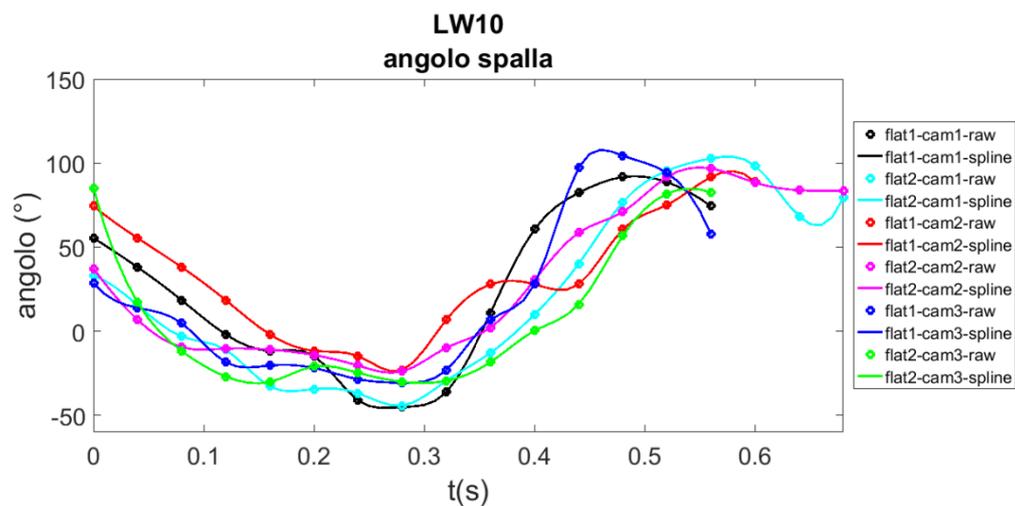


Figura 28. Sovrapposizione degli andamenti degli angoli di spalla dell'atleta LW10.

In percentuale del ciclo:

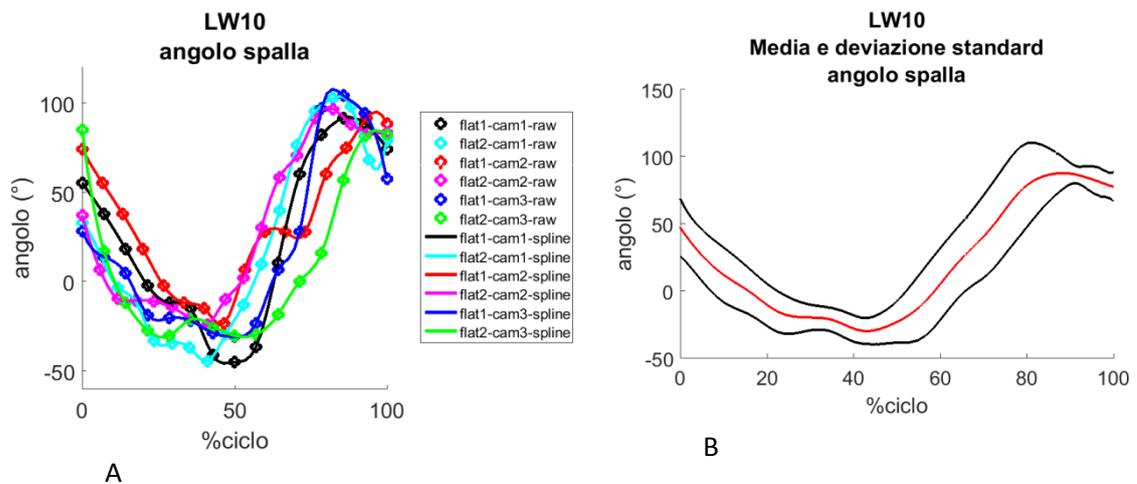


Figura 29. A. Sovrapposizione degli andamenti degli angoli di spalla dell'atleta LW10 in percentuale del ciclo. B. Media degli andamenti degli angoli di spalla (in rosso) e deviazione standard (in nero)

Correlazione tra i sei segnali:

	<u>Flat1</u> <u>cam1</u>	<u>Flat2</u> <u>cam1</u>	<u>Flat1</u> <u>cam2</u>	<u>Flat2</u> <u>cam2</u>	<u>Flat1</u> <u>cam3</u>	<u>Flat2</u> <u>cam3</u>
<u>Flat1</u> <u>cam1</u>	1.00	-	-	-	-	-
<u>Flat2</u> <u>cam1</u>	0.89*	1.00	-	-	-	-
<u>Flat1</u> <u>cam2</u>	0.88*	0.79*	1.00	-	-	-
<u>Flat2</u> <u>cam2</u>	0.84*	0.97*	0.76*	1.00	-	-
<u>Flat1</u> <u>cam3</u>	0.94*	0.92*	0.86*	0.89*	1.00	-
<u>Flat2</u> <u>cam3</u>	0.85*	0.73*	0.91*	0.71*	0.85*	1.00

\*statisticamente significativo

Tabella 8. Correlazione tra gli angoli di spalla dei sei cicli dell'atleta LW10.

## Angolo di tronco :

Nel tempo:

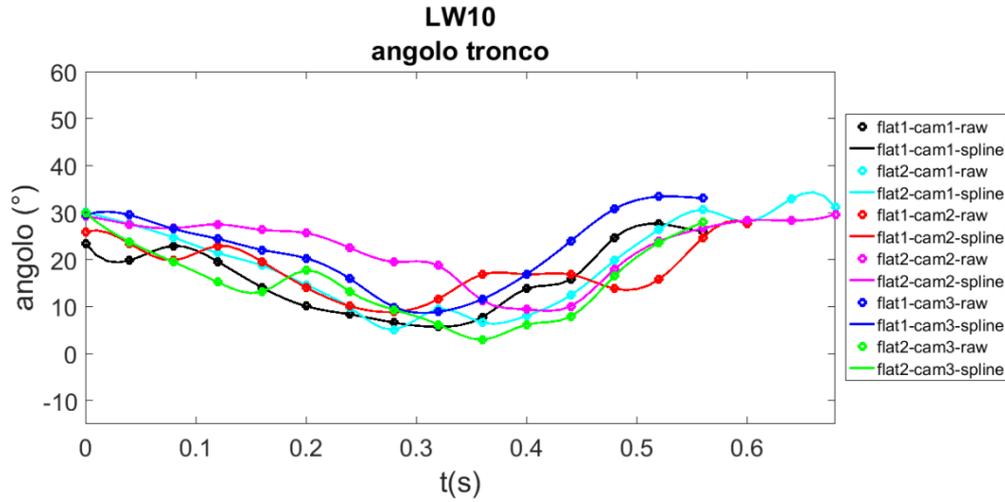


Figura 30. Sovrapposizione degli andamenti degli angoli di tronco dell'atleta LW10.

In percentuale del ciclo:

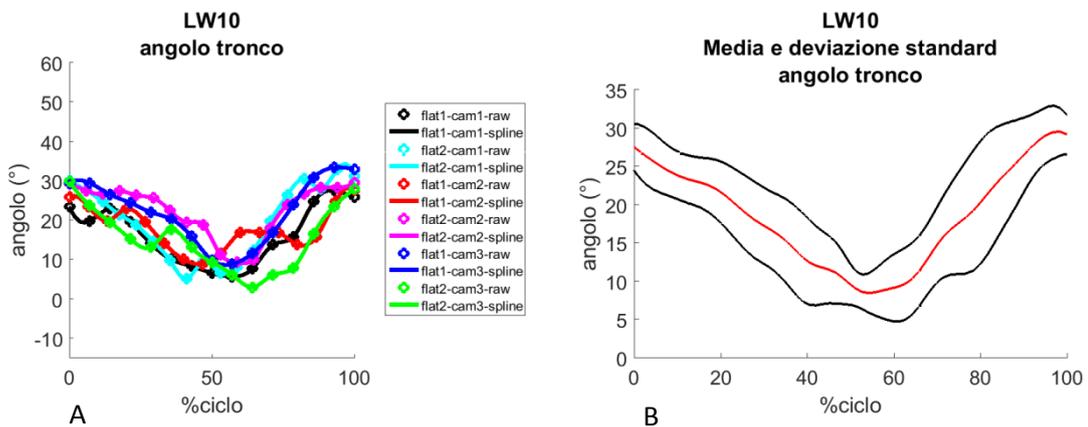


Figura 31. A. Sovrapposizione degli andamenti degli angoli di tronco dell'atleta LW10 in percentuale del ciclo. B. Media degli andamenti degli angoli di tronco (in rosso) e deviazione standard (in nero)

Correlazione tra i sei segnali:

	<u>Flat1 cam1</u>	<u>Flat2 cam1</u>	<u>Flat1 cam2</u>	<u>Flat2 cam2</u>	<u>Flat1 cam3</u>	<u>Flat2 cam3</u>
<u>Flat1 cam1</u>	1.00	-	-	-	-	-
<u>Flat2 cam1</u>	0.90*	1.00	-	-	-	-
<u>Flat1 cam2</u>	0.74*	0.71*	1.00	-	-	-
<u>Flat2 cam2</u>	0.86*	0.86*	0.55*	1.00	-	-
<u>Flat1 cam3</u>	0.95*	0.88*	0.68*	0.93*	1.00	-
<u>Flat2 cam3</u>	0.75	0.58*	0.62*	0.79*	0.83*	1.00

\*statisticamente significativo

Tabella 9. Correlazione tra gli angoli di tronco dei sei cicli dell'atleta LW10.

• **CLASSE LW 10.5 :**

**Angolo di anca :**

Nel tempo:

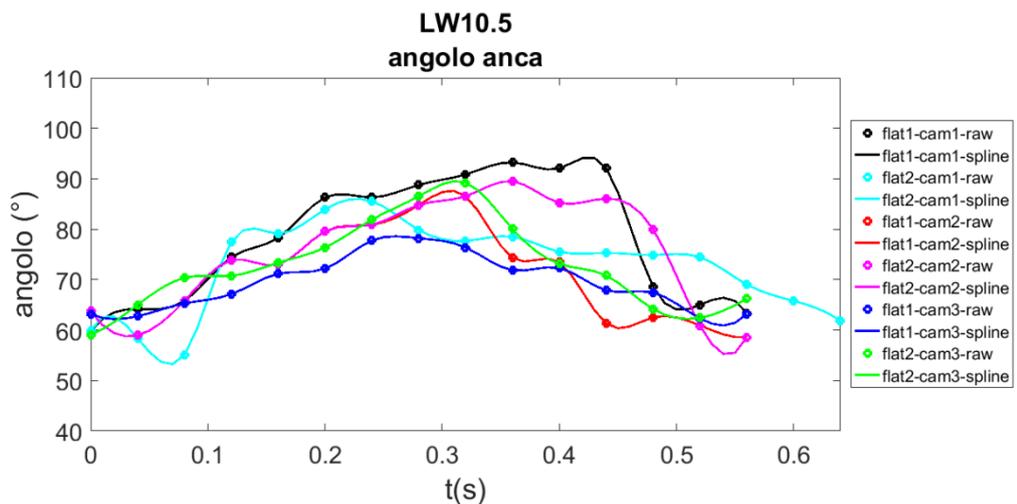


Figura 32. Sovrapposizione degli andamenti degli angoli di anca dell'atleta LW10.5.

In percentuale del ciclo:

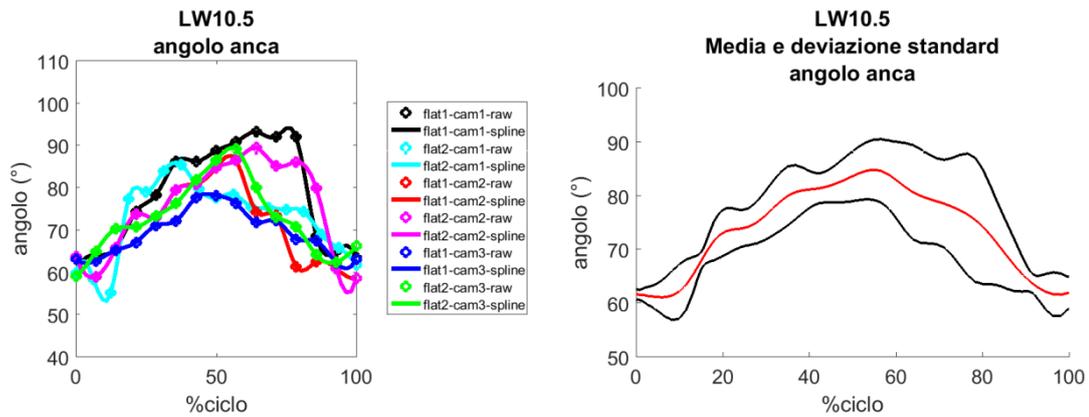


Figura 33. A. Sovrapposizione degli andamenti degli angoli di anca dell'atleta LW10.5 in percentuale del ciclo. B. Media degli andamenti degli angoli di anca (in rosso) e deviazione standard (in nero)

Correlazione tra i sei segnali:

	<u>Flat1</u> <u>cam1</u>	<u>Flat2</u> <u>cam1</u>	<u>Flat1</u> <u>cam2</u>	<u>Flat2</u> <u>cam2</u>	<u>Flat1</u> <u>cam3</u>	<u>Flat2</u> <u>cam3</u>
<u>Flat1</u> <u>cam1</u>	1.00	-	-	-	-	-
<u>Flat2</u> <u>cam1</u>	0.72*	1.00	-	-	-	-
<u>Flat1</u> <u>cam2</u>	0.71*	0.77*	1.00	-	-	-
<u>Flat2</u> <u>cam2</u>	0.92*	0.70*	0.66*	1.00	-	-
<u>Flat1</u> <u>cam3</u>	0.83*	0.75*	0.93*	0.81*	1.00	-
<u>Flat2</u> <u>cam3</u>	0.79	0.62*	0.94*	0.72*	0.93*	1.00

\*statisticamente significativo

Tabella 10. Correlazione tra gli angoli di anca dei sei cicli dell'atleta LW10.5.

## Angolo di gomito :

Nel tempo:

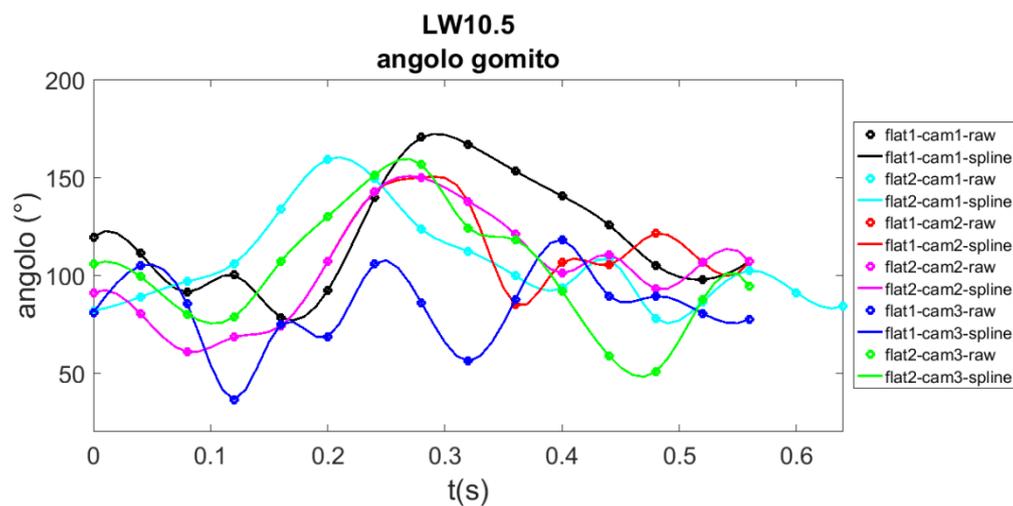


Figura 34. Sovrapposizione degli andamenti degli angoli di gomito dell'atleta LW10.5.

In percentuale del ciclo:

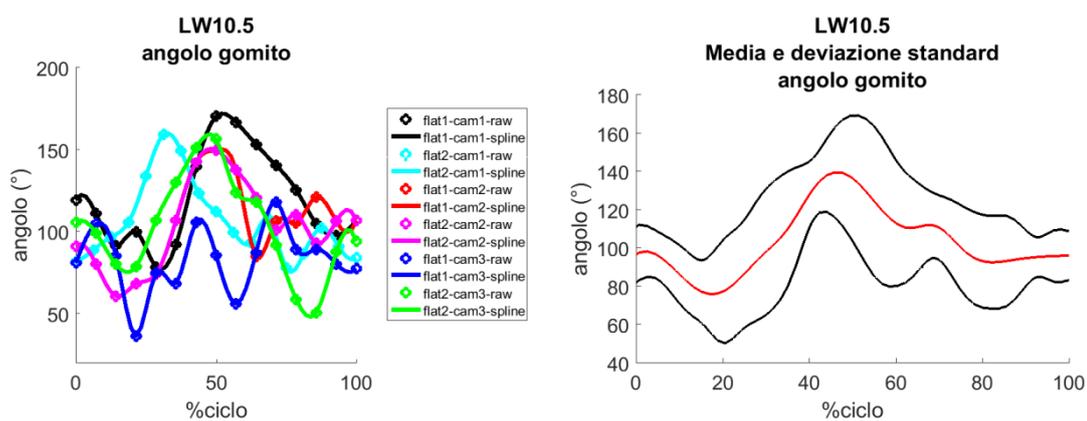


Figura 35. A. Sovrapposizione degli andamenti degli angoli di gomito dell'atleta LW10.5 in percentuale del ciclo. B. Media degli andamenti degli angoli di gomito (in rosso) e deviazione standard (in nero)

Correlazione tra i sei segnali:

	<u>Flat1 cam1</u>	<u>Flat2 cam1</u>	<u>Flat1 cam2</u>	<u>Flat2 cam2</u>	<u>Flat1 cam3</u>	<u>Flat2 cam3</u>
<u>Flat1 cam1</u>	1.00	-	-	-	-	-
<u>Flat2 cam1</u>	0.32	1.00	-	-	-	-
<u>Flat1 cam2</u>	0.67*	0.03	1.00	-	-	-
<u>Flat2 cam2</u>	0.81*	0.03*	0.90*	1.00	-	-
<u>Flat1 cam3</u>	0.23	0.28	0.21	0.20	1.00	-
<u>Flat2 cam3</u>	0.50	0.46*	0.50*	0.66*	0.03	1.00

\*statisticamente significativo

Tabella 11. Correlazione tra gli angoli di gomito dei sei cicli dell'atleta LW10.5.

### Angolo di spalla :

Nel tempo:

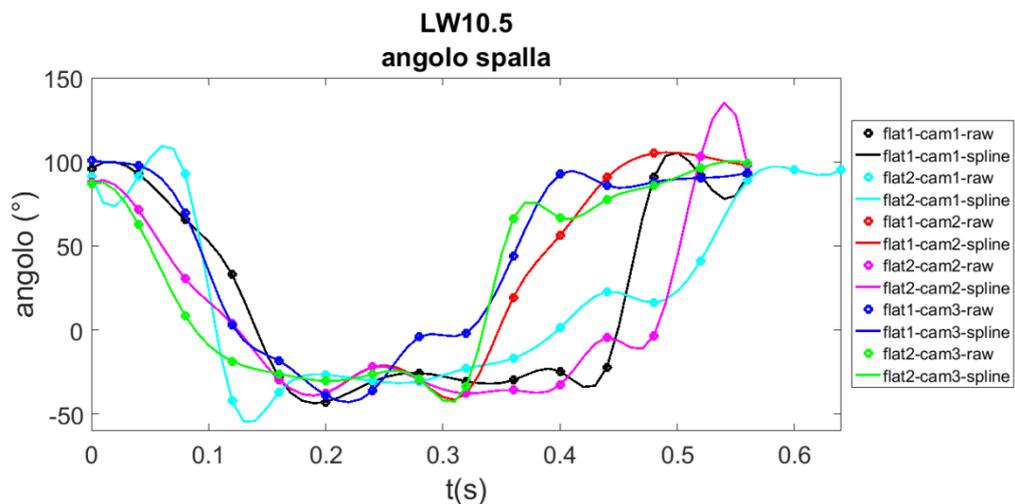


Figura 36. Sovrapposizione degli andamenti degli angoli di spalla dell'atleta LW10.5.

In percentuale del ciclo:

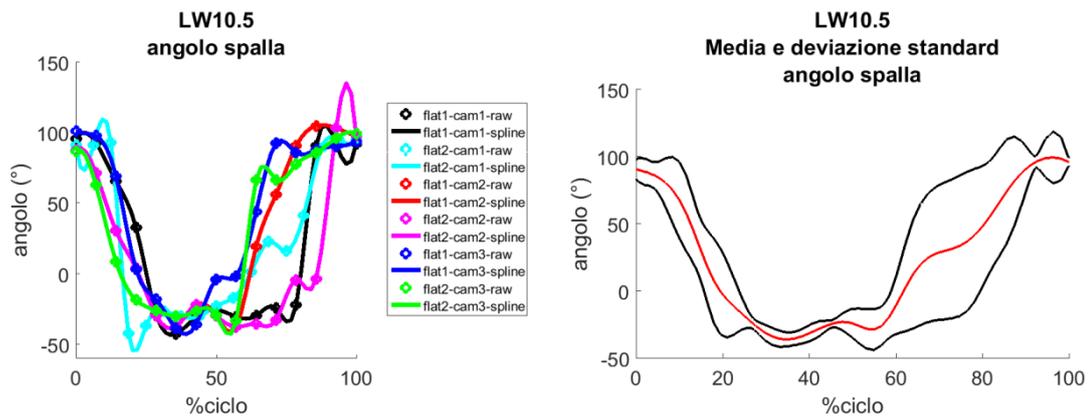


Figura 37. A. Sovrapposizione degli andamenti degli angoli di spalla dell'atleta LW10.5 in percentuale del ciclo. B. Media degli andamenti degli angoli di spalla (in rosso) e deviazione standard (in nero)

Correlazione tra i sei segnali:

	<u>Flat1</u> <u>cam1</u>	<u>Flat2</u> <u>cam1</u>	<u>Flat1</u> <u>cam2</u>	<u>Flat2</u> <u>cam2</u>	<u>Flat1</u> <u>cam3</u>	<u>Flat2</u> <u>cam3</u>
<u>Flat1</u> <u>cam1</u>	1.00	-	-	-	-	-
<u>Flat2</u> <u>cam1</u>	0.81*	1.00	-	-	-	-
<u>Flat1</u> <u>cam2</u>	0.73*	0.85*	1.00	-	-	-
<u>Flat2</u> <u>cam2</u>	0.86*	0.68*	0.68*	1.00	-	-
<u>Flat1</u> <u>cam3</u>	0.69*	0.87*	0.93*	0.63*	1.00	-
<u>Flat2</u> <u>cam3</u>	0.59	0.83*	0.95*	0.59*	0.92*	1.00

\*statisticamente significativo

Tabella 12. Correlazione tra gli angoli di spalla dei sei cicli dell'atleta LW10.5.

## Angolo di tronco :

Nel tempo:

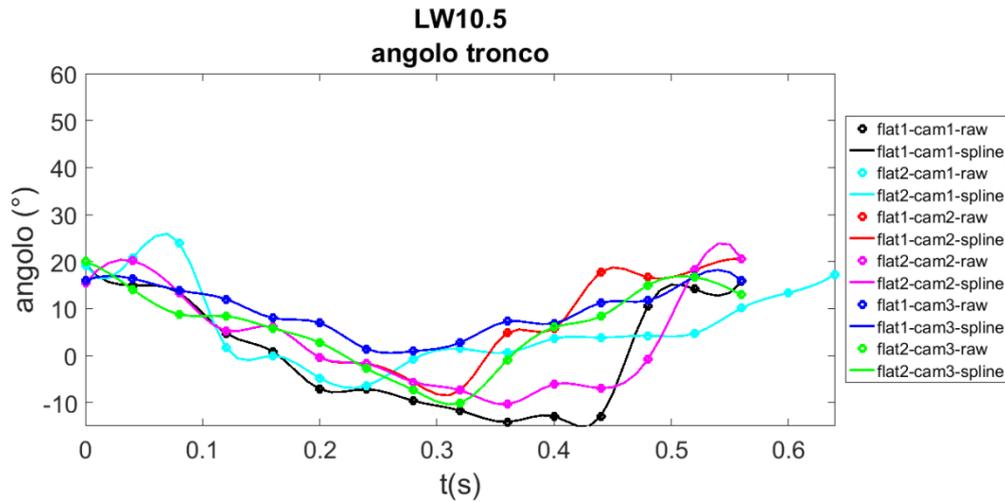


Figura 38. Sovrapposizione degli andamenti degli angoli di tronco dell'atleta LW10.5.

In percentuale del ciclo:

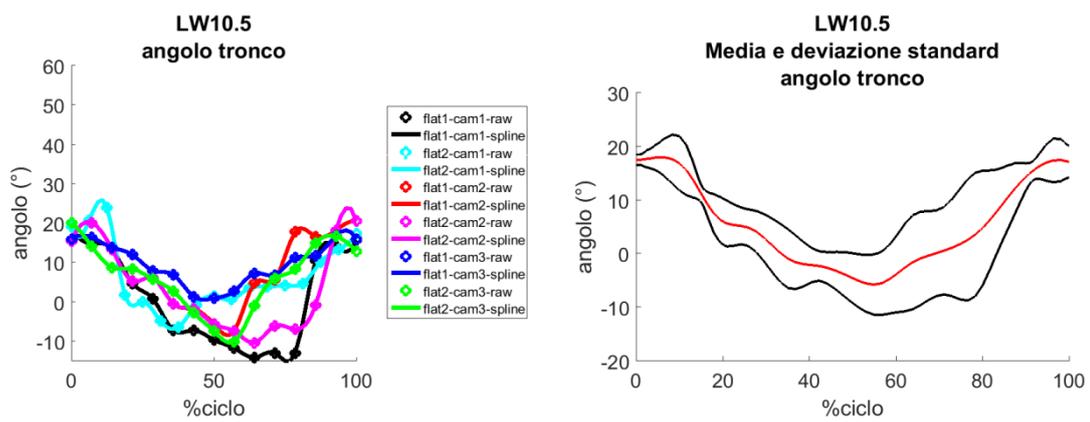


Figura 39. A. Sovrapposizione degli andamenti degli angoli di tronco dell'atleta LW10.5 in percentuale del ciclo. B. Media degli andamenti degli angoli di tronco (in rosso) e deviazione standard (in nero)

Correlazione tra i sei segnali:

	<u>Flat1 cam1</u>	<u>Flat2 cam1</u>	<u>Flat1 cam2</u>	<u>Flat2 cam2</u>	<u>Flat1 cam3</u>	<u>Flat2 cam3</u>
<u>Flat1 cam1</u>	1.00	-	-	-	-	-
<u>Flat2 cam1</u>	0.72*	1.00	-	-	-	-
<u>Flat1 cam2</u>	0.71*	0.75*	1.00	-	-	-
<u>Flat2 cam2</u>	0.92*	0.70*	0.66*	1.00	-	-
<u>Flat1 cam3</u>	0.82*	0.75*	0.93*	0.81*	1.00	-
<u>Flat2 cam3</u>	0.79	0.62*	0.94*	0.72*	0.93*	1.00

\*statisticamente significativo

Tabella 13. Correlazione tra gli angoli di tronco dei sei cicli dell'atleta LW10.5.

- **CLASSE LW 11 :**

**Angolo di anca :**

Nel tempo:

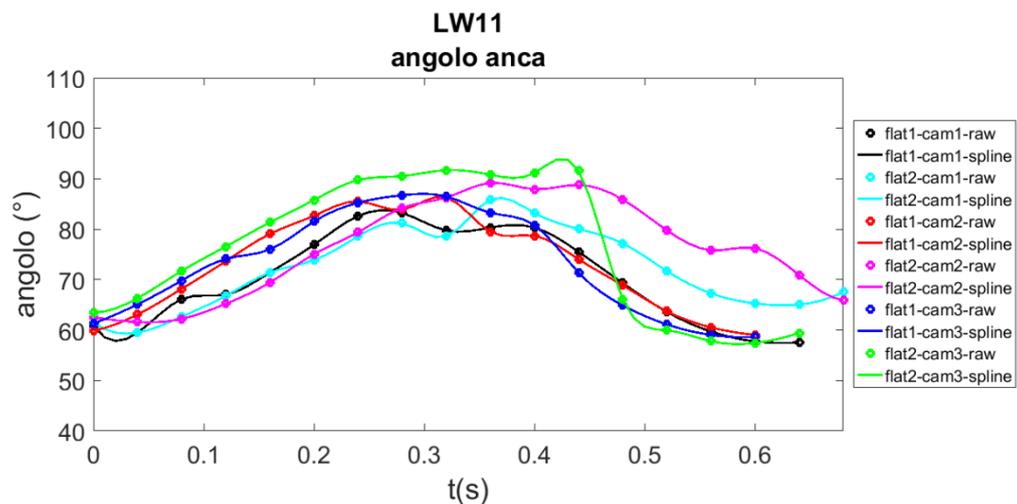


Figura 40. Sovrapposizione degli andamenti degli angoli di anca dell'atleta LW11.

In percentuale del ciclo:

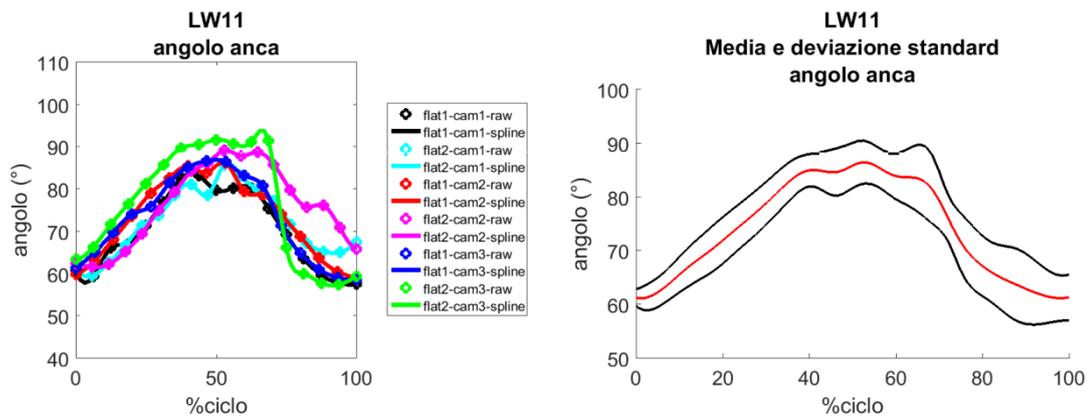


Figura 41. A. Sovrapposizione degli andamenti degli angoli di anca dell'atleta LW11 in percentuale del ciclo. B. Media degli andamenti degli angoli di anca (in rosso) e deviazione standard (in nero)

Correlazione tra i sei segnali:

	<u>Flat1</u> <u>cam1</u>	<u>Flat2</u> <u>cam1</u>	<u>Flat1</u> <u>cam2</u>	<u>Flat2</u> <u>cam2</u>	<u>Flat1</u> <u>cam3</u>	<u>Flat2</u> <u>cam3</u>
<u>Flat1</u> <u>cam1</u>	1.00	-	-	-	-	-
<u>Flat2</u> <u>cam1</u>	0.92*	1.00	-	-	-	-
<u>Flat1</u> <u>cam2</u>	0.98*	0.91*	1.00	-	-	-
<u>Flat2</u> <u>cam2</u>	0.77*	0.91*	0.73*	1.00	-	-
<u>Flat1</u> <u>cam3</u>	0.98*	0.89*	0.97*	0.70*	1.00	-
<u>Flat2</u> <u>cam3</u>	0.95	0.85*	0.93*	0.65*	0.97*	1.00

\*statisticamente significativo

Tabella 14. Correlazione tra gli angoli di anca dei sei cicli dell'atleta LW11

## Angolo di gomito :

Nel tempo:

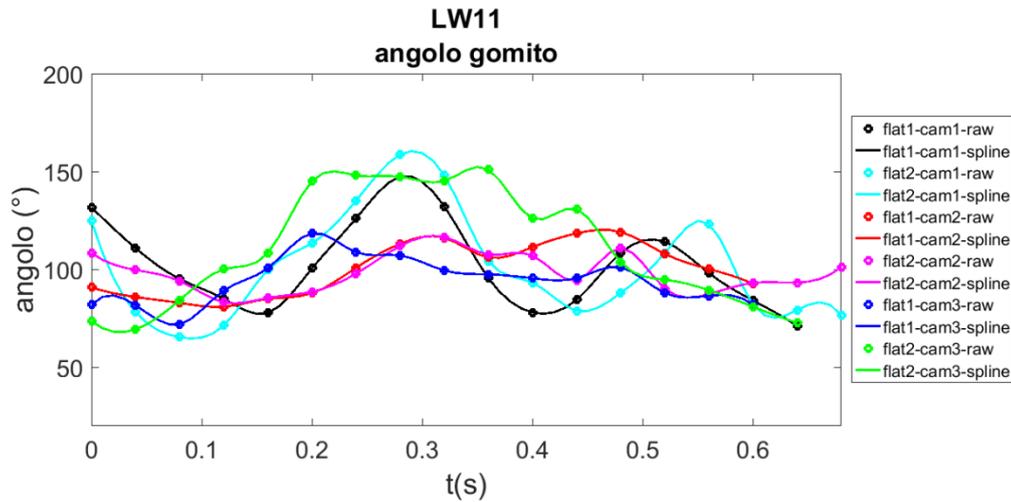


Figura 42. Sovrapposizione degli andamenti degli angoli di gomito dell'atleta LW11.

In percentuale del ciclo:

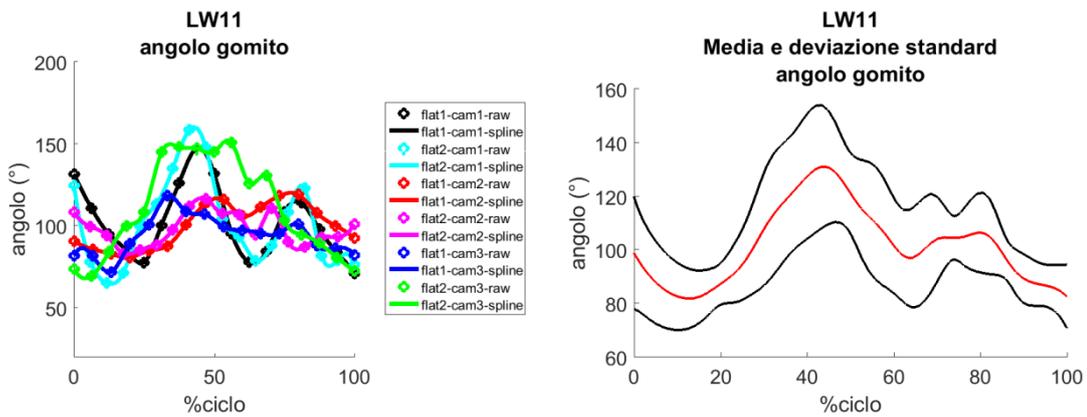


Figura 43. A. Sovrapposizione degli andamenti degli angoli di gomito dell'atleta LW11 in percentuale del ciclo. B. Media degli andamenti degli angoli di gomito (in rosso) e deviazione standard (in nero)

Correlazione tra i sei segnali:

	<u>Flat1 cam1</u>	<u>Flat2 cam1</u>	<u>Flat1 cam2</u>	<u>Flat2 cam2</u>	<u>Flat1 cam3</u>	<u>Flat2 cam3</u>
<u>Flat1 cam1</u>	1.00	-	-	-	-	-
<u>Flat2 cam1</u>	0.78*	1.00	-	-	-	-
<u>Flat1 cam2</u>	0.30	0.31	1.00	-	-	-
<u>Flat2 cam2</u>	0.58*	0.44*	0.47*	1.00	-	-
<u>Flat1 cam3</u>	0.45*	0.84*	0.32	0.32	1.00	-
<u>Flat2 cam3</u>	0.35	0.64*	0.34	0.53*	0.82*	1.00

\*statisticamente significativo

Tabella 15. Correlazione tra gli angoli di gomito dei sei cicli dell'atleta LW11

### Angolo di spalla :

Nel tempo:

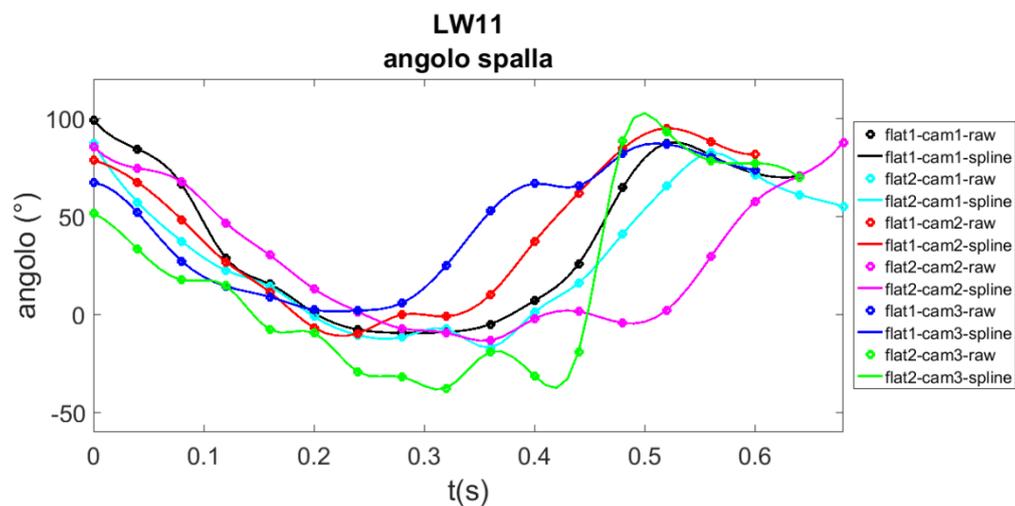


Figura 44. Sovrapposizione degli andamenti degli angoli di spalla dell'atleta LW11.

In percentuale del ciclo:

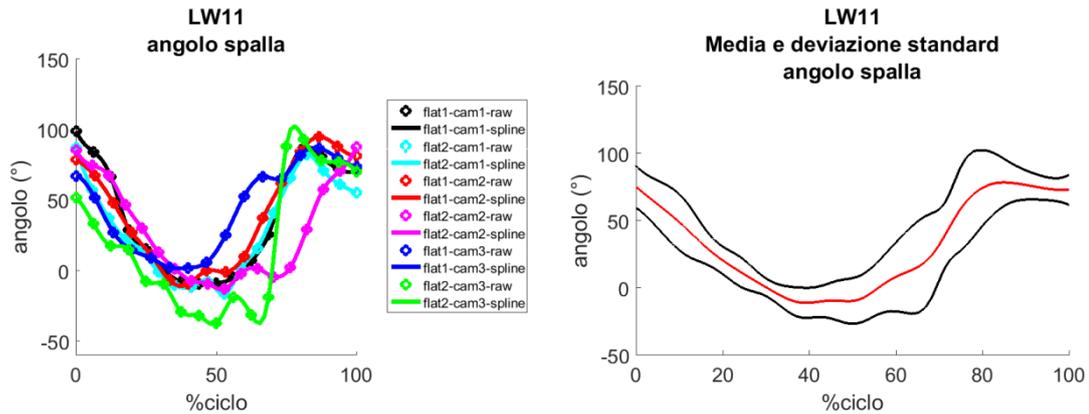


Figura 45. A. Sovrapposizione degli andamenti degli angoli di spalla dell'atleta LW11 in percentuale del ciclo. B. Media degli andamenti degli angoli di spalla (in rosso) e deviazione standard (in nero)

Correlazione tra i sei segnali:

	<u>Flat1</u> <u>cam1</u>	<u>Flat2</u> <u>cam1</u>	<u>Flat1</u> <u>cam2</u>	<u>Flat2</u> <u>cam2</u>	<u>Flat1</u> <u>cam3</u>	<u>Flat2</u> <u>cam3</u>
<u>Flat1</u> <u>cam1</u>	1.00	-	-	-	-	-
<u>Flat2</u> <u>cam1</u>	0.97*	1.00	-	-	-	-
<u>Flat1</u> <u>cam2</u>	0.96*	0.98*	1.00	-	-	-
<u>Flat2</u> <u>cam2</u>	0.77*	0.66*	0.70*	1.00	-	-
<u>Flat1</u> <u>cam3</u>	0.77*	0.86*	0.88*	0.40*	1.00	-
<u>Flat2</u> <u>cam3</u>	0.90*	0.93*	0.92*	0.60*	0.76*	1.00

\*statisticamente significativo

Tabella 16. Correlazione tra gli angoli di spalla dei sei cicli dell'atleta LW11

## Angolo di tronco :

Nel tempo:

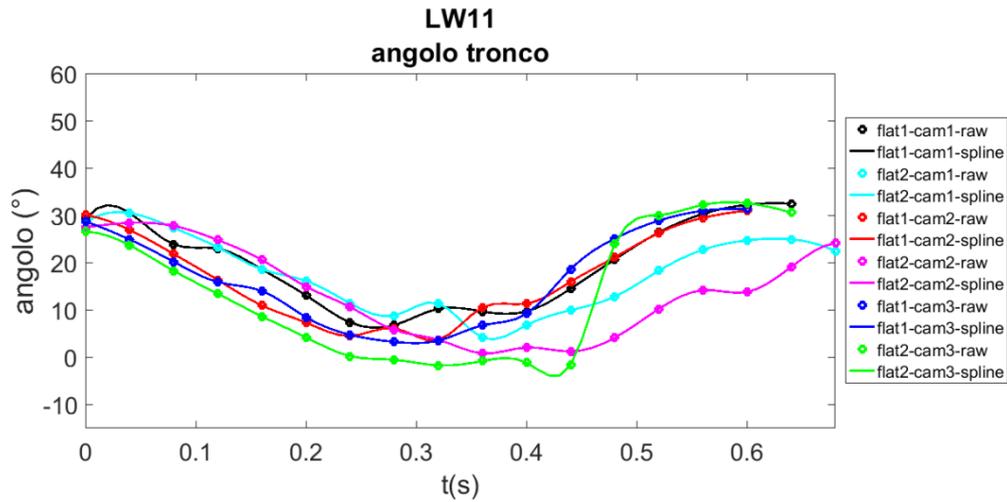


Figura 46. Sovrapposizione degli andamenti degli angoli di tronco dell'atleta LW11.

In percentuale del ciclo:

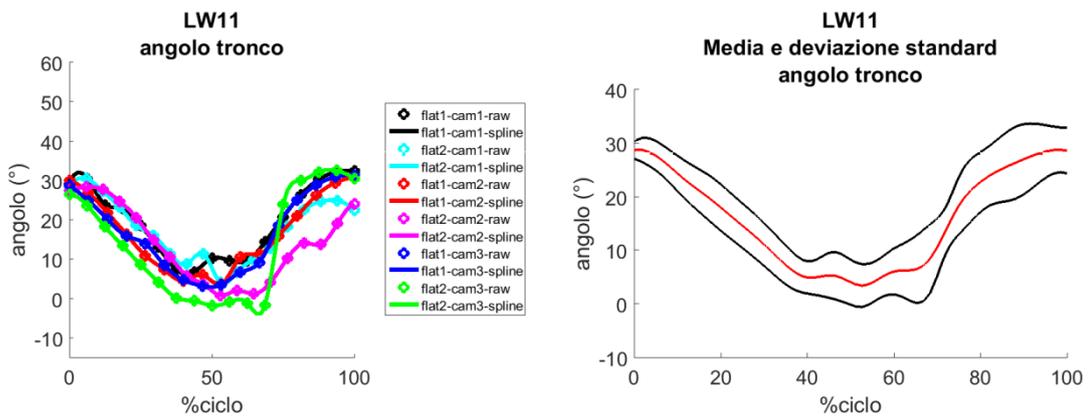


Figura 47. A. Sovrapposizione degli andamenti degli angoli di tronco dell'atleta LW11 in percentuale del ciclo. B. Media degli andamenti degli angoli di tronco (in rosso) e deviazione standard (in nero)

Correlazione tra i sei segnali:

	<u>Flat1 cam1</u>	<u>Flat2 cam1</u>	<u>Flat1 cam2</u>	<u>Flat2 cam2</u>	<u>Flat1 cam3</u>	<u>Flat2 cam3</u>
<u>Flat1 cam1</u>	1.00	-	-	-	-	-
<u>Flat2 cam1</u>	0.92*	1.00	-	-	-	-
<u>Flat1 cam2</u>	0.97*	0.91*	1.00	-	-	-
<u>Flat2 cam2</u>	0.77*	0.91*	0.83*	1.00	-	-
<u>Flat1 cam3</u>	0.99*	0.89*	0.97*	0.70*	1.00	-
<u>Flat2 cam3</u>	0.96*	0.85*	0.93*	0.65*	0.97*	1.00

\*statisticamente significativo

Tabella 17. Correlazione tra gli angoli di tronco dei sei cicli dell'atleta LW11

- **CLASSE LW 11.5 :**

**Angolo di anca :**

Nel tempo:

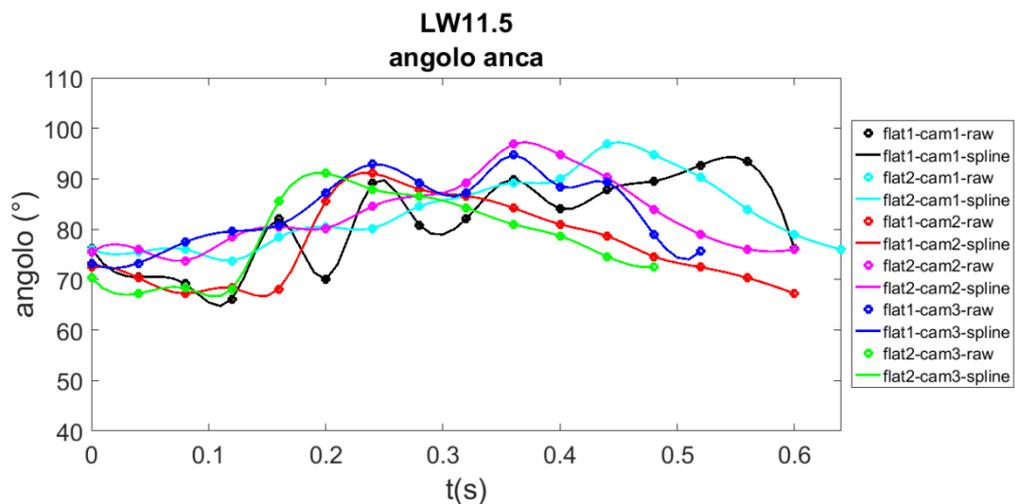


Figura 48. Sovrapposizione degli andamenti degli angoli di anca dell'atleta LW11.5

In percentuale del ciclo:

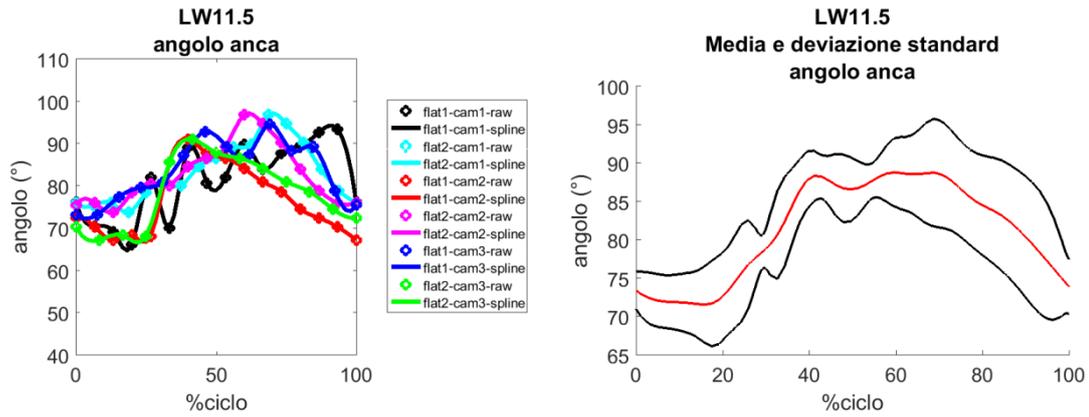


Figura 49. A. Sovrapposizione degli andamenti degli angoli di tanca dell'atleta LW11.5 in percentuale del ciclo. B. Media degli andamenti degli angoli di anca (in rosso) e deviazione standard (in nero)

Correlazione tra i sei segnali:

	<u>Flat1</u> <u>cam1</u>	<u>Flat2</u> <u>cam1</u>	<u>Flat1</u> <u>cam2</u>	<u>Flat2</u> <u>cam2</u>	<u>Flat1</u> <u>cam3</u>	<u>Flat2</u> <u>cam3</u>
<u>Flat1</u> <u>cam1</u>	1.00	-	-	-	-	-
<u>Flat2</u> <u>cam1</u>	0.63*	1.00	-	-	-	-
<u>Flat1</u> <u>cam2</u>	0.28	0.50*	1.00	-	-	-
<u>Flat2</u> <u>cam2</u>	0.44*	0.85*	0.68*	1.00	-	-
<u>Flat1</u> <u>cam3</u>	0.55*	0.87*	0.71*	0.80*	1.00	-
<u>Flat2</u> <u>cam3</u>	0.48*	0.65*	0.96*	0.73*	0.83*	1.00

\*statisticamente significativo

Tabella 18. Correlazione tra gli angoli di anca dei sei cicli dell'atleta LW11.5

## Angolo di gomito :

Nel tempo:

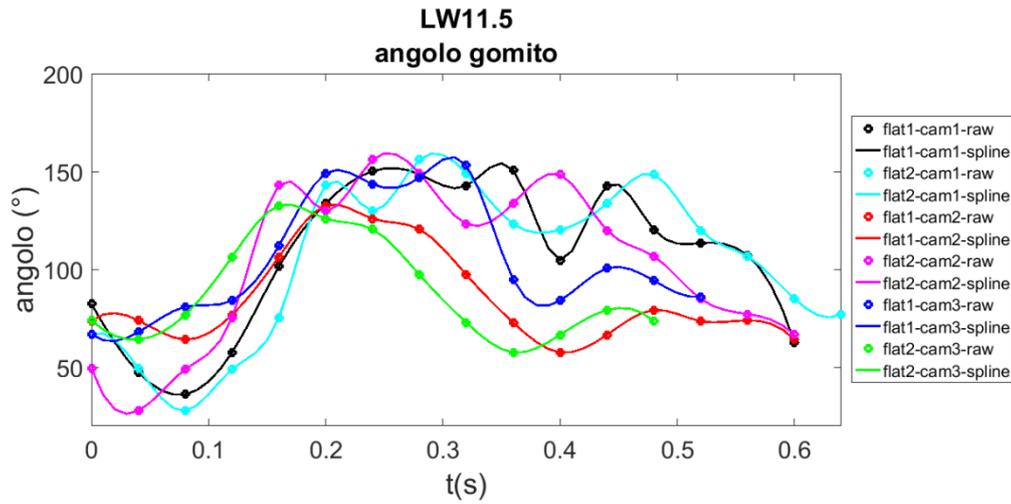


Figura 50. Sovrapposizione degli andamenti degli angoli di gomito dell'atleta LW11.5

In percentuale del ciclo:

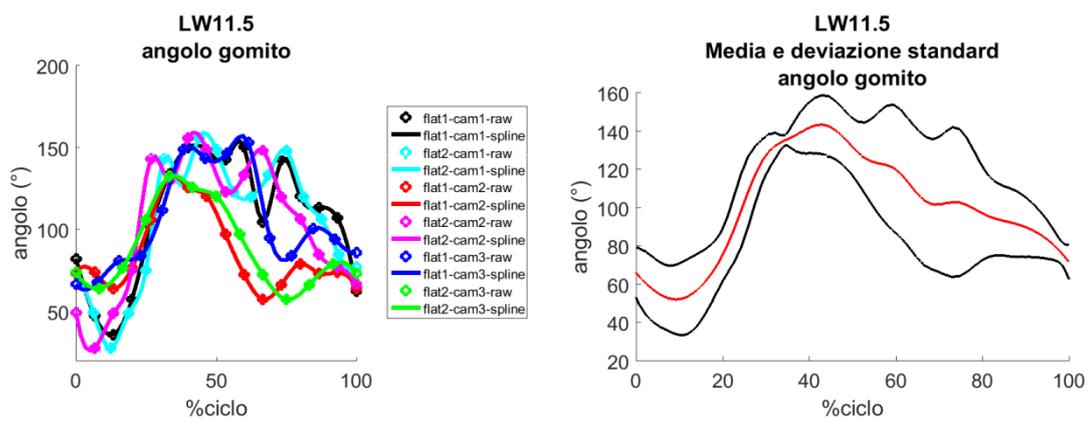


Figura 51. A. Sovrapposizione degli andamenti degli angoli di gomito dell'atleta LW11.5 in percentuale del ciclo. B. Media degli andamenti degli angoli di gomito (in rosso) e deviazione standard (in nero)

Correlazione tra i sei segnali:

	<u>Flat1 cam1</u>	<u>Flat2 cam1</u>	<u>Flat1 cam2</u>	<u>Flat2 cam2</u>	<u>Flat1 cam3</u>	<u>Flat2 cam3</u>
<u>Flat1 cam1</u>	1.00	-	-	-	-	-
<u>Flat2 cam1</u>	0.95*	1.00	-	-	-	-
<u>Flat1 cam2</u>	0.50*	0.49*	1.00	-	-	-
<u>Flat2 cam2</u>	0.84*	0.85*	0.54*	1.00	-	-
<u>Flat1 cam3</u>	0.79*	0.69*	0.56*	0.77*	1.00	-
<u>Flat2 cam3</u>	0.51*	0.45*	0.92*	0.67*	0.72*	1.00

\*statisticamente significativo

Tabella 19. Correlazione tra gli angoli di gomito dei sei cicli dell'atleta LW11.5

### Angolo di spalla :

Nel tempo:

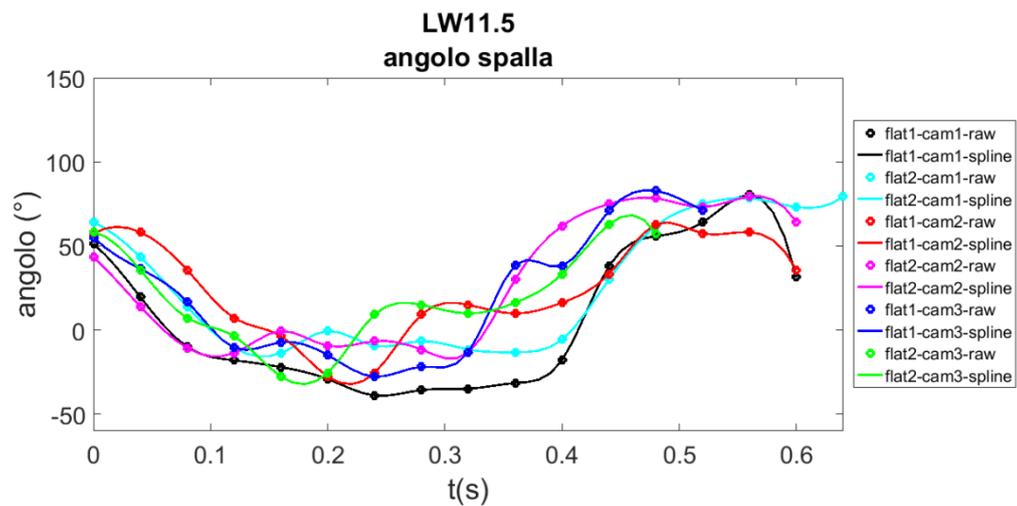


Figura 52. Sovrapposizione degli andamenti degli angoli di spalla dell'atleta LW11.5

In percentuale del ciclo:

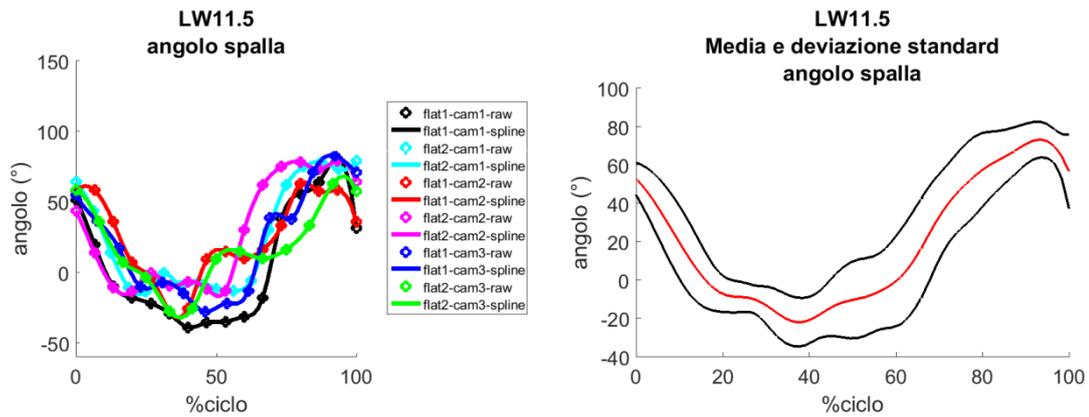


Figura 53. A. Sovrapposizione degli andamenti degli angoli di spalla dell'atleta LW11.5 in percentuale del ciclo. B. Media degli andamenti degli angoli di spalla (in rosso) e deviazione standard (in nero)

Correlazione tra i sei segnali:

	<u>Flat1</u> <u>cam1</u>	<u>Flat2</u> <u>cam1</u>	<u>Flat1</u> <u>cam2</u>	<u>Flat2</u> <u>cam2</u>	<u>Flat1</u> <u>cam3</u>	<u>Flat2</u> <u>cam3</u>
<u>Flat1</u> <u>cam1</u>	1.00	-	-	-	-	-
<u>Flat2</u> <u>cam1</u>	0.97*	1.00	-	-	-	-
<u>Flat1</u> <u>cam2</u>	0.85*	0.84*	1.00	-	-	-
<u>Flat2</u> <u>cam2</u>	0.83*	0.87*	0.67*	1.00	-	-
<u>Flat1</u> <u>cam3</u>	0.96*	0.95*	0.83*	0.82*	1.00	-
<u>Flat2</u> <u>cam3</u>	0.82*	0.78*	0.91*	0.65*	0.83*	1.00

\*statisticamente significativo

Tabella 20. Correlazione tra gli angoli di spalla dei sei cicli dell'atleta LW11.5

### Angolo di tronco :

Nel tempo:

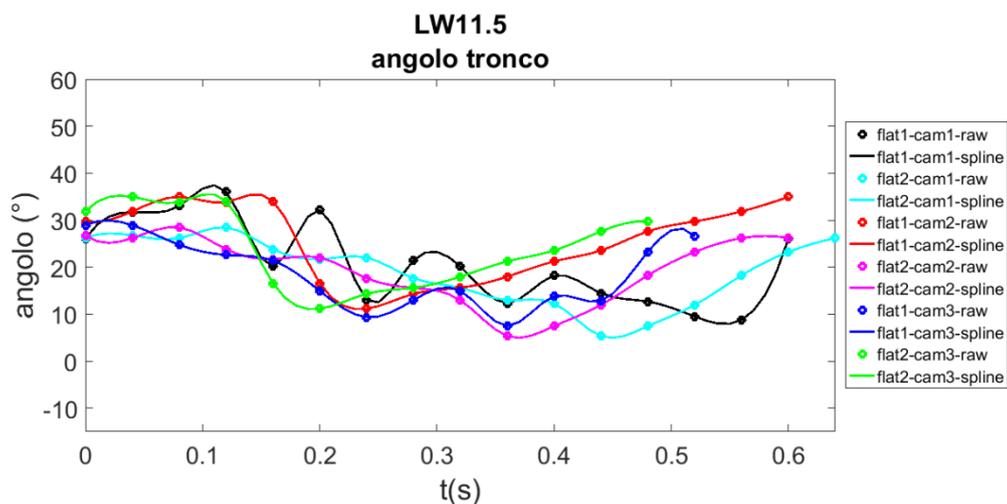


Figura 54. Sovrapposizione degli andamenti degli angoli di tronco dell'atleta LW11.5

In percentuale del ciclo:

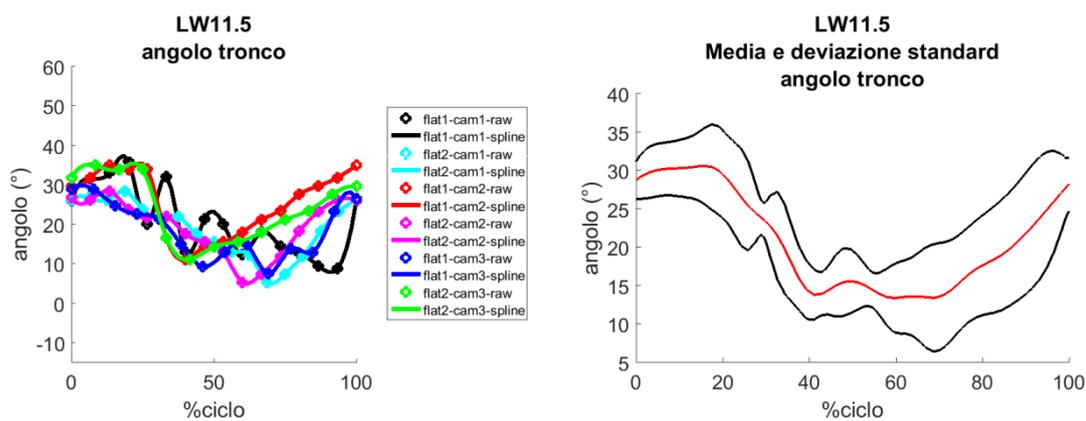


Figura 55. A. Sovrapposizione degli andamenti degli angoli di tronco dell'atleta LW11.5 in percentuale del ciclo. B. Media degli andamenti degli angoli di tronco (in rosso) e deviazione standard (in nero)

Correlazione tra i sei segnali:

	<u>Flat1 cam1</u>	<u>Flat2 cam1</u>	<u>Flat1 cam2</u>	<u>Flat2 cam2</u>	<u>Flat1 cam3</u>	<u>Flat2 cam3</u>
<u>Flat1 cam1</u>	1.00	-	-	-	-	-
<u>Flat2 cam1</u>	0.68*	1.00	-	-	-	-
<u>Flat1 cam2</u>	0.28	0.50*	1.00	-	-	-
<u>Flat2 cam2</u>	0.44*	0.85*	0.68*	1.00	-	-
<u>Flat1 cam3</u>	0.55*	0.87*	0.71*	0.80*	1.00	-
<u>Flat2 cam3</u>	0.49*	0.65*	0.96*	0.73*	0.83*	1.00

\*statisticamente significativo

Tabella 21. Correlazione tra gli angoli di tronco dei sei cicli dell'atleta LW11.5

• CLASSE LW 12 :

Angolo di anca :

Nel tempo:

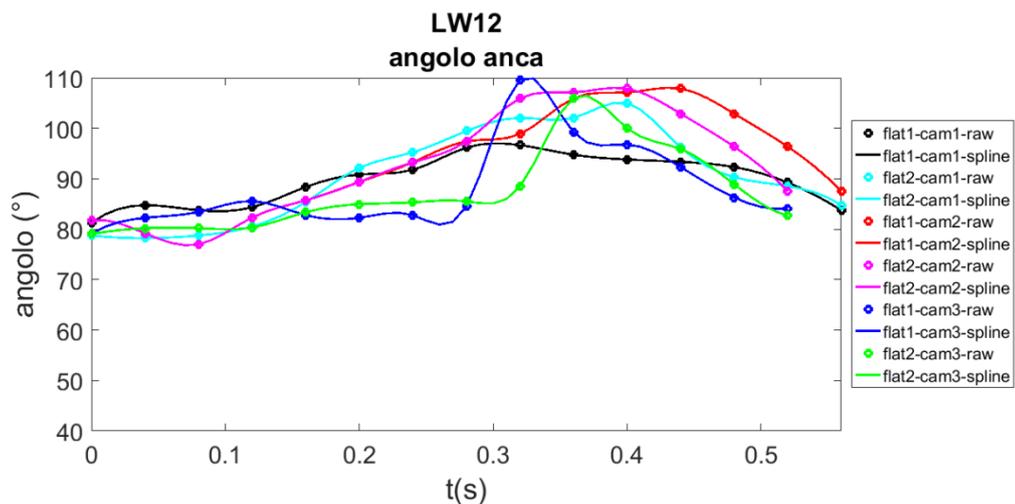


Figura 56. Sovrapposizione degli andamenti degli angoli di anca dell'atleta LW12

In percentuale del ciclo:

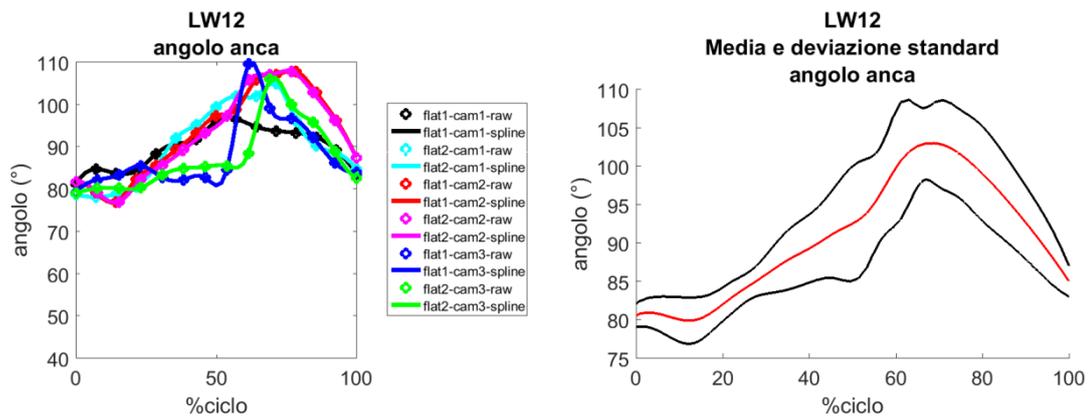


Figura 57. A. Sovrapposizione degli andamenti degli angoli di anca dell'atleta LW12 in percentuale del ciclo. B. Media degli andamenti degli angoli di anca (in rosso) e deviazione standard (in nero)

Correlazione tra i sei segnali:

	<u>Flat1</u> <u>cam1</u>	<u>Flat2</u> <u>cam1</u>	<u>Flat1</u> <u>cam2</u>	<u>Flat2</u> <u>cam2</u>	<u>Flat1</u> <u>cam3</u>	<u>Flat2</u> <u>cam3</u>
<u>Flat1</u> <u>cam1</u>	1.00	-	-	-	-	-
<u>Flat2</u> <u>cam1</u>	0.95*	1.00	-	-	-	-
<u>Flat1</u> <u>cam2</u>	0.85*	0.87*	1.00	-	-	-
<u>Flat2</u> <u>cam2</u>	0.84*	0.87*	0.99*	1.00	-	-
<u>Flat1</u> <u>cam3</u>	0.57*	0.65*	0.74*	0.79*	1.00	-
<u>Flat2</u> <u>cam3</u>	0.61*	0.70*	0.89*	0.88*	0.71*	1.00

\*statisticamente significativo

Tabella 22. Correlazione tra gli angoli di anca dei sei cicli dell'atleta LW12

## Angolo di gomito :

Nel tempo:

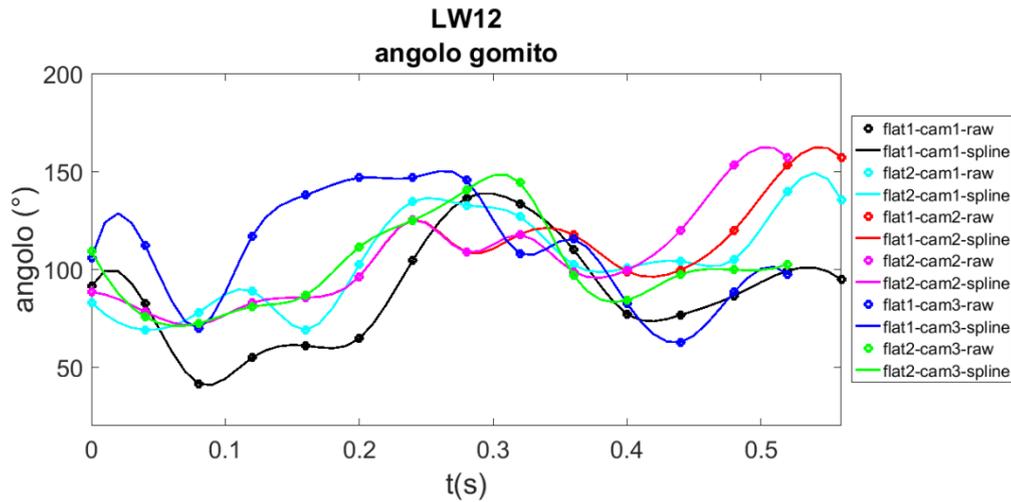


Figura 58. Sovrapposizione degli andamenti degli angoli di gomito dell'atleta LW12

In percentuale del ciclo:

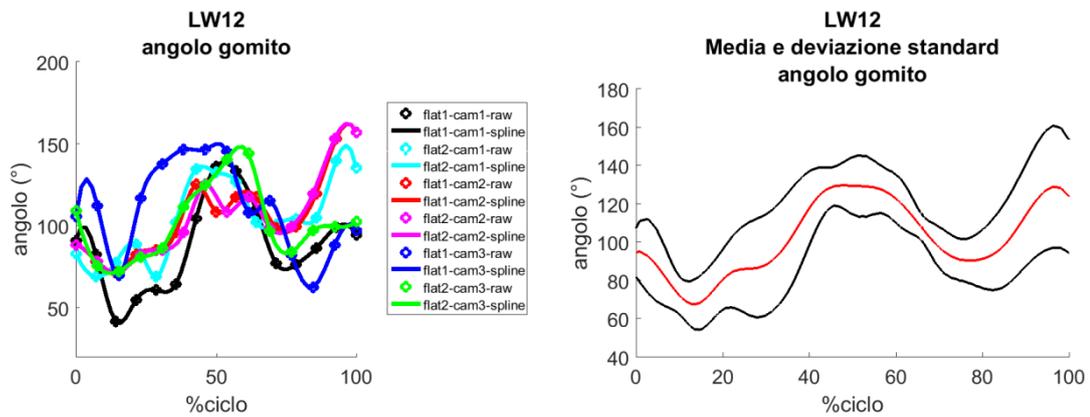


Figura 59. A. Sovrapposizione degli andamenti degli angoli di gomito dell'atleta LW12 in percentuale del ciclo. B. Media degli andamenti degli angoli di gomito (in rosso) e deviazione standard (in nero)

Correlazione tra i sei segnali:

	<u>Flat1 cam1</u>	<u>Flat2 cam1</u>	<u>Flat1 cam2</u>	<u>Flat2 cam2</u>	<u>Flat1 cam3</u>	<u>Flat2 cam3</u>
<u>Flat1 cam1</u>	1.00	-	-	-	-	-
<u>Flat2 cam1</u>	0.70*	1.00	-	-	-	-
<u>Flat1 cam2</u>	0.60*	0.87*	1.00	-	-	-
<u>Flat2 cam2</u>	0.61*	0.85*	0.98*	1.00	-	-
<u>Flat1 cam3</u>	0.39*	0.17	0.02	0.09	1.00	-
<u>Flat2 cam3</u>	0.89*	0.68*	0.54*	0.49*	0.48*	1.00

\*statisticamente significativo

Tabella 23. Correlazione tra gli angoli di gomito dei sei cicli dell'atleta LW12

- Angolo di spalla :

Nel tempo:

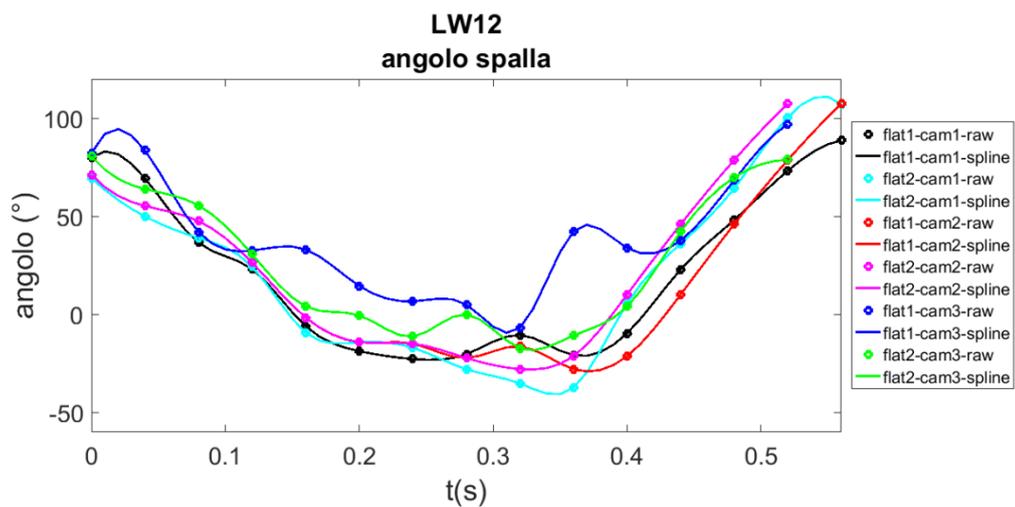


Figura 60. Sovrapposizione degli andamenti degli angoli di spalla dell'atleta LW12

In percentuale del ciclo:

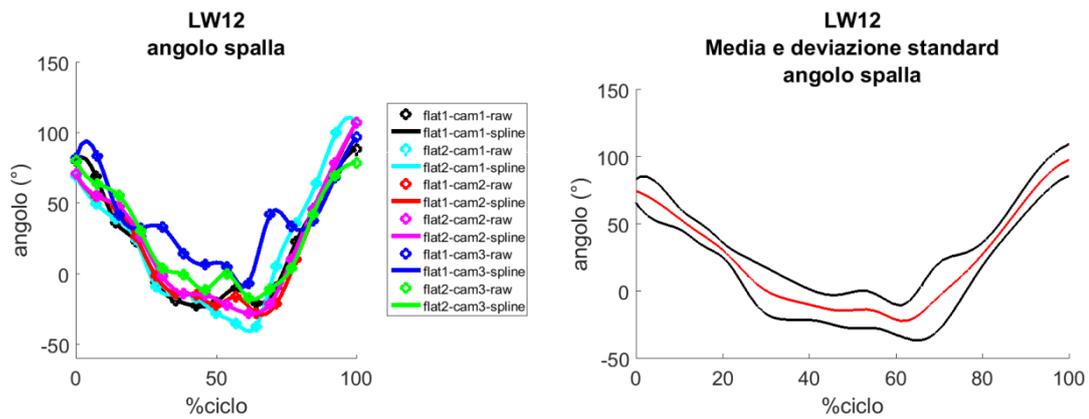


Figura 61. A. Sovrapposizione degli andamenti degli angoli di spalla dell'atleta LW12 in percentuale del ciclo. B. Media degli andamenti degli angoli di spalla (in rosso) e deviazione standard (in nero)

Correlazione tra i sei segnali:

	<u>Flat1</u> <u>cam1</u>	<u>Flat2</u> <u>cam1</u>	<u>Flat1</u> <u>cam2</u>	<u>Flat2</u> <u>cam2</u>	<u>Flat1</u> <u>cam3</u>	<u>Flat2</u> <u>cam3</u>
<u>Flat1</u> <u>cam1</u>	1.00	-	-	-	-	-
<u>Flat2</u> <u>cam1</u>	0.96*	1.00	-	-	-	-
<u>Flat1</u> <u>cam2</u>	0.97*	0.95*	1.00	-	-	-
<u>Flat2</u> <u>cam2</u>	0.96*	0.97*	0.99*	1.00	-	-
<u>Flat1</u> <u>cam3</u>	0.89*	0.86*	0.85*	0.87*	1.00	-
<u>Flat2</u> <u>cam3</u>	0.96*	0.91*	0.98*	0.98*	0.86*	1.00

\*statisticamente significativo

Tabella 24. Correlazione tra gli angoli di spalla dei sei cicli dell'atleta LW12

## Angolo di tronco :

Nel tempo:

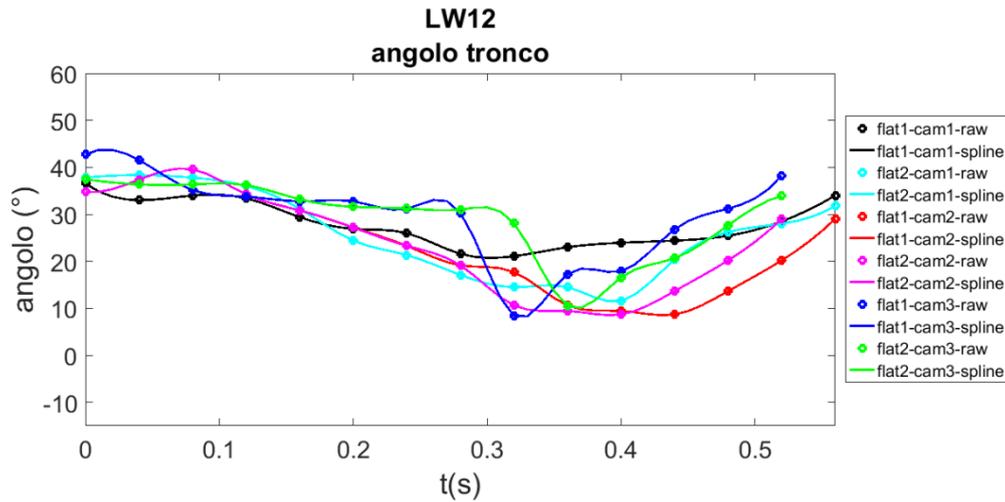


Figura 62. Sovrapposizione degli andamenti degli angoli di tronco dell'atleta LW12

In percentuale del ciclo:

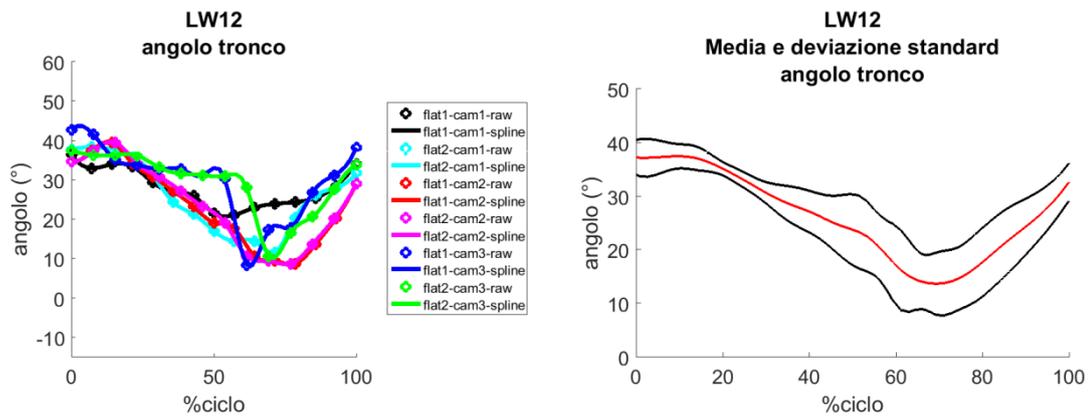


Figura 63. A. Sovrapposizione degli andamenti degli angoli di tronco dell'atleta LW12 in percentuale del ciclo. B. Media degli andamenti degli angoli di tronco (in rosso) e deviazione standard (in nero)

Correlazione tra i sei segnali:

	<u>Flat1 cam1</u>	<u>Flat2 cam1</u>	<u>Flat1 cam2</u>	<u>Flat2 cam2</u>	<u>Flat1 cam3</u>	<u>Flat2 cam3</u>
<u>Flat1 cam1</u>	1.00	-	-	-	-	-
<u>Flat2 cam1</u>	0.94*	1.00	-	-	-	-
<u>Flat1 cam2</u>	0.85*	0.87*	1.00	-	-	-
<u>Flat2 cam2</u>	0.84*	0.87*	0.99*	1.00	-	-
<u>Flat1 cam3</u>	0.73*	0.81*	0.83*	0.87*	1.00	-
<u>Flat2 cam3</u>	0.61*	0.70*	0.89*	0.88*	0.76*	1.00

\*statisticamente significativo

Tabella 25. Correlazione tra gli angoli di tronco dei sei cicli dell'atleta LW12

## Analisi statistica

### Angolo di anca :

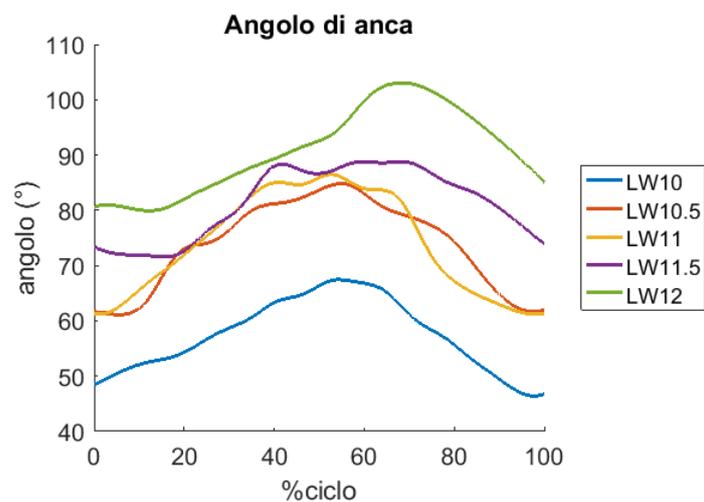
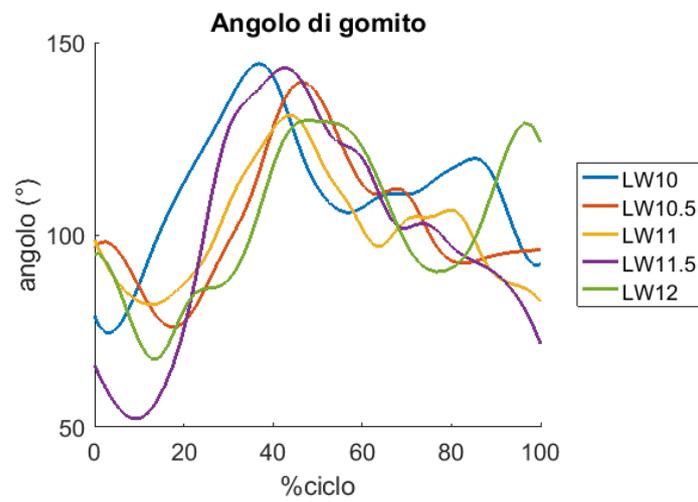


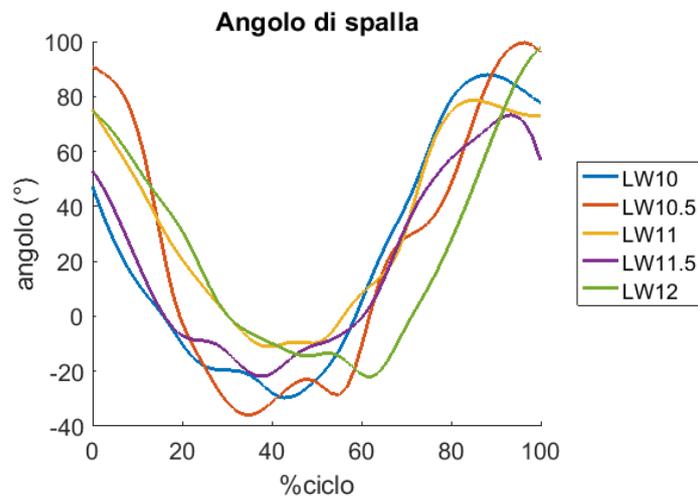
Figura 64: Confronto dell'angolo di anca degli atleti delle cinque classi

**Angolo di gomito :**



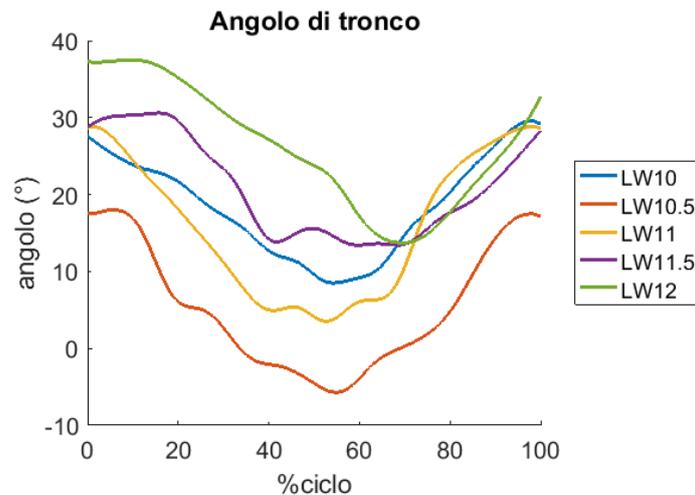
*Figura 65: Confronto dell'angolo di gomito degli atleti delle cinque classi*

**Angolo di spalla :**



*Figura 66: Confronto dell'angolo di spalla degli atleti delle cinque classi*

## Angolo di tronco :



*Figura 67: Confronto dell'angolo di tronco degli atleti delle cinque classi*

Tutti gli angoli mostrano una differenza statistica ( $p < 0.05$ ) tra gli atleti appartenenti alle diverse classi. In particolare, l'angolo di anca mostra che gli atleti di classe LW10, LW11.5 e LW12 muovono l'anca in modo differente rispetto a tutte le altre classi, mentre gli atleti di classe LW10.5 e LW11 mostrano differenza rispetto alle altre classi, ma non tra di loro.

Riguarda l'angolo di gomito si vede una differenza tra l'atleta della classe LW10 rispetto a quelli delle altre classi, che invece non mostrano nessuna differenza statistica.

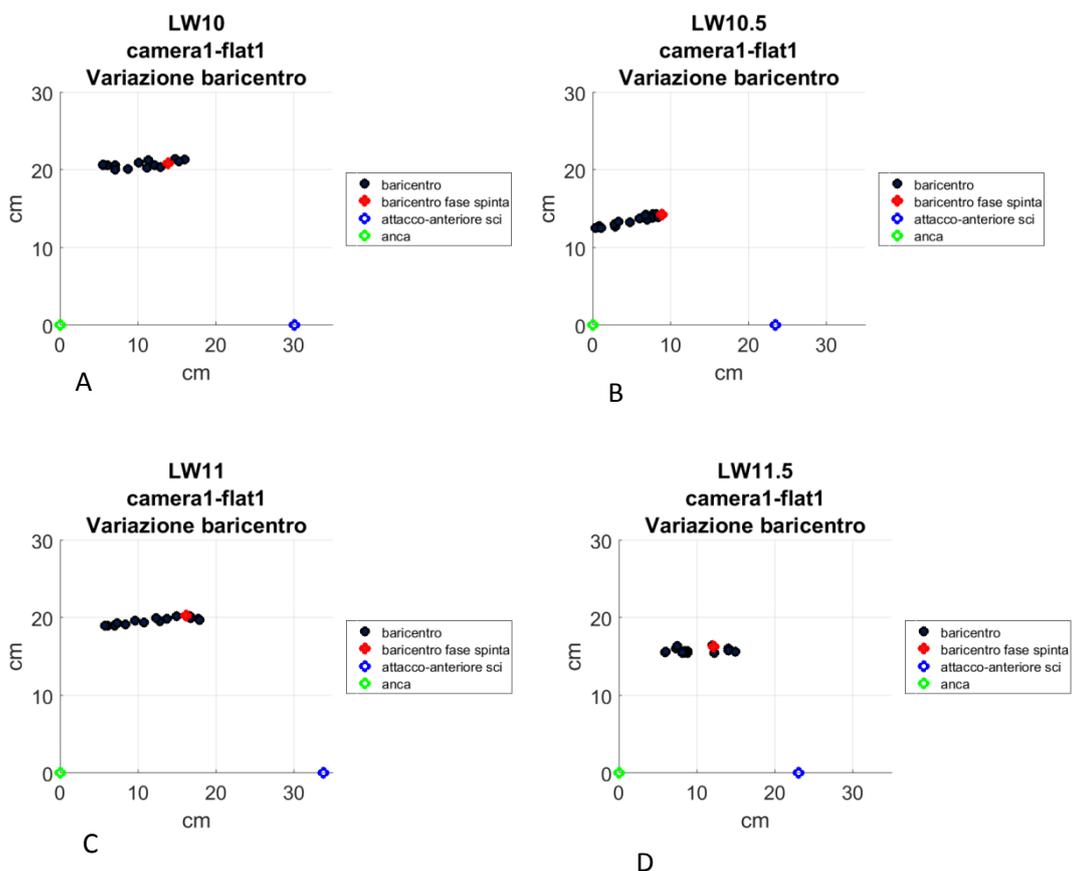
L'angolo di spalla mostra una differenza al limite per l'atleta della classe LW11 rispetto a quelli delle altre classi, che invece non mostrano differenza significativa tra di loro.

Infine l'angolo di tronco mostra che gli atleti LW10.5 e LW12 muovono il tronco in modo differente rispetto a quelli delle altre classi. Invece, quelli delle classi LW10, LW11, e LW11.5 non mostrano differenza statistica tra di loro.

## *Baricentro*

In questo studio è stata valutata anche la posizione assunta dal baricentro durante tutto il ciclo di sciata considerato. Conoscere l'andamento del centro di massa è fondamentale per confrontare il comportamento dei diversi atleti; infatti si è potuto analizzare il range di movimento ottenuto nelle diverse simulazioni. Per ogni atleta si è deciso di riportare un esempio per ogni classe. Viene, quindi, rappresentato il baricentro ottenuto dalla prima ripetizione della prima videocamera per ciascun atleta. Il baricentro è stato calcolato rispetto alla posizione dell'anca indicata come (0,0) nel grafico. Inoltre si riporta la posizione dell'attacco anteriore. Poiché tutte le coordinate articolari ricavate precedentemente sono state riferite alla posizione dell'anca, anche l'attacco dello sci è

calcolata rispetto ad essa. Si è scelto, però, di riportare, solo la coordinata x dell'attacco, tralasciando, quindi, l'altezza della sua posizione. Questo perché se si fosse considerata anche la coordinata y del baricentro, si sarebbe ottenuto un range di coordinate molto grande. Dal momento che l'altezza del baricentro e, quindi, la sua coordinata y anche rispetto all'attacco, non è fondamentale per l'analisi biomeccanica, si è scelto di tralasciare questa informazione e di impostare l'altezza dell'attacco uguale a quella dell'anca. Si rappresentano in nero le posizioni dei baricentri lungo tutto il ciclo, in rosso, la posizione occupata nell'istante iniziale della fase di spinta e in blu la posizione dell'attacco anteriore destro degli sci e in verde la posizione dell'anca.



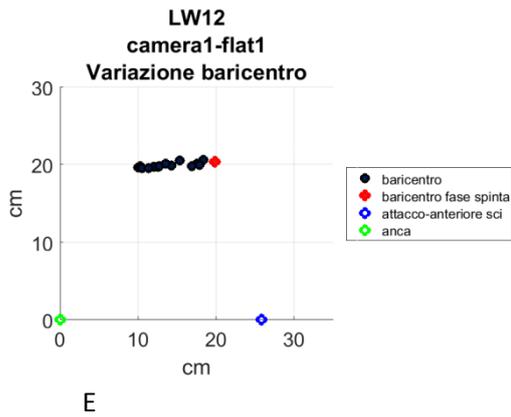
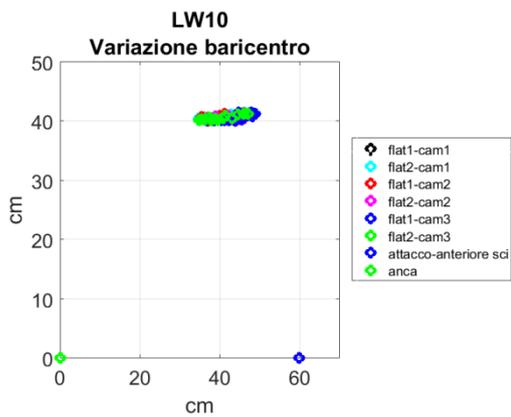
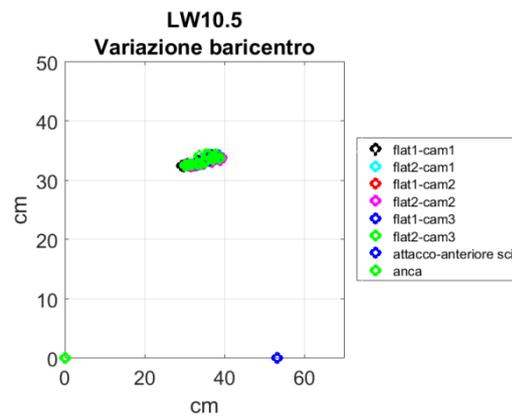


Figura 68. La figura mostra l'andamento del baricentro in un ciclo di sciata di diversi atleti. In nero è rappresentato il baricentro dell'atleta durante tutto il ciclo; in rosso la posizione del baricentro all'inizio della fase di spinta; in blu la posizione dell'attacco anteriore degli sci e in verde la posizione dell'anca. A. Andamento baricentro dell'atleta LW10; B. Andamento baricentro dell'atleta LW10.5; C. Andamento baricentro dell'atleta LW11; D. Andamento baricentro dell'atleta LW11.5; E. Andamento baricentro dell'atleta LW12.

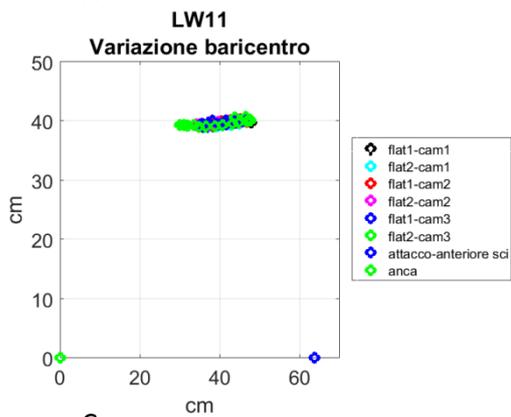
Anche per il baricentro si è pensato di riportare i grafici ottenuti dalla sovrapposizione degli andamenti del centro di massa delle due ripetizioni nelle tre videocamere per ogni atleta, in modo da avere un maggior confronto del comportamento del baricentro per i sei cicli.



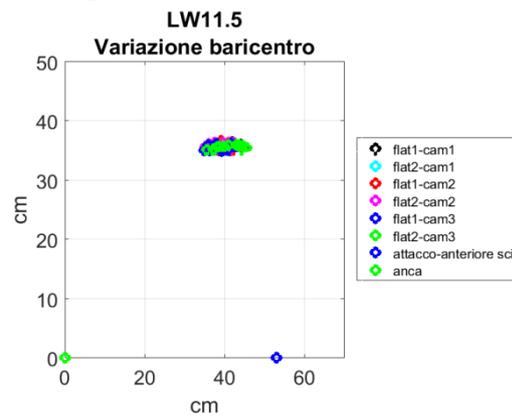
A



B



C



D

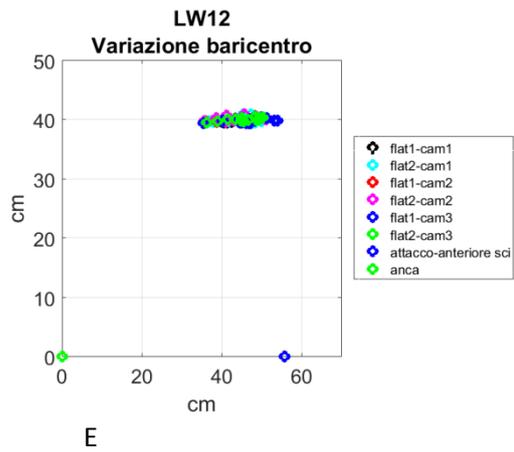


Figura 69. La figura mostra la sovrapposizione dell'andamento del baricentro nei sei cicli di sciata. A. Sovrapposizione del baricentro dell'atleta LW10; B. Sovrapposizione del baricentro dell'atleta LW10.5; C. Sovrapposizione del baricentro dell'atleta LW11; D. Sovrapposizione del baricentro dell'atleta LW11.5; E. Sovrapposizione del baricentro dell'atleta LW12.

### 3. Discussioni

Il primo dei due scopi di questo studio era l'analisi biomeccanica di atleti paralimpici con differenti livelli di disabilità fisica, e pertanto appartenenti alle cinque classi: LW10, LW10.5, LW11, LW11.5 e LW12. Per questa analisi sono stati valutati: la durata del ciclo e della fase di spinta, gli angoli articolari di tronco, anca, gomito e spalla, e il baricentro.

#### *Durata del ciclo e fase di spinta*

La durata del ciclo è l'arco di tempo che intercorre tra l'impatto del bastoncino con la neve e il successivo. Invece, la fase di spinta è intesa come intervallo tra l'impatto del bastoncino con la neve e il rispettivo distacco. Per i cinque atleti sono state esaminate le suddette durate. Durante la fase di analisi dei video, si è visto che in alcuni casi il video terminava prima della fine dell'intero ciclo di sciata, quindi ci si aspetta che in alcune ripetizioni delle tre videocamere si trovi una durata inferiore del ciclo, in quanto incompleta. In fase di analisi si è visto che la videocamera non aveva ripreso l'intero ciclo nei seguenti casi: per l'atleta di classe LW11.5, nelle due ripetizioni della terza videocamera; nella seconda ripetizione della seconda videocamera e per entrambe le ripetizioni della terza videocamera dell'atleta LW12. Infatti dalla tabella 3, si osserva che per questi atleti si ha una durata media del ciclo inferiore, pari rispettivamente a 0.63s e 0.59s. Inoltre, in fase di analisi video, è stato acquisito un numero di fotogrammi, dato dal prodotto della frequenza di campionamento della videocamera, pari a 25 Hz in tutti i casi, e la durata del ciclo, minore nei casi in cui la videocamera non riprendeva l'intero ciclo di sciata. Si può osservare dalla tabella 3, infatti, che nei casi in cui si è acquisito un minor numero di fotogrammi, si sono ottenuti valori di durata del ciclo inferiori.

Le durate del ciclo in cui non è stato possibile riprendere l'intero ciclo di sciata converrebbe tralasciarle nell'analisi, in quanto potrebbero fornire risultati non coerenti con quanto avviene effettivamente nella realtà. Infatti, se analizziamo la durata del ciclo delle videocamere in cui è stato possibile riprendere il ciclo completo, si osserva una durata media da 0.66s per l'atleta LW10, 0.70s per l'atleta LW10.5 e 0.68s per l'atleta di classe LW11, mostrando una certa coerenza anche con quanto trovato in studi precedenti (Valeria Rosso et al. 2016) ; in cui si erano ottenute durate medie di un ciclo intero pari a 0.66s in condizioni di sciata su neve.

Per la durata di spinta, si nota dalla tabella 4 che ogni atleta presenta una stessa durata della fase di spinta in tutte e tre le videocamere. Tale durata, però, è diversa a seconda delle classi. Infatti, si ha un tempo maggiore di spinta per gli atleti appartenenti alle classi LW10.5, con una media pari a 0.28 s; invece la durata media minore, pari a 0.20 s

è presente sia nelle classi LW10 che LW12. Infine, gli atleti di classe LW11 e LW11.5, completano il ciclo di spinta in 0.24 s. Si può notare che gli atleti che presentano una durata di ciclo maggiore, presentano, a loro volta, una durata di fase di spinta superiore rispetto agli altri. I valori della fase di spinta ottenuti si discostano dal valore medio della durata della fase di spinta trovato in studi precedenti (Valeria Rosso et al. 2016).

### *Angoli articolari*

Per l'analisi biomeccanica dei cinque atleti sono stati calcolati gli angoli articolari di anca, tronco, spalla, gomito e ginocchio.

Per tutti gli atleti, si è visto che l'angolo di ginocchio restava costante durante tutto il ciclo, indice di un mancato movimento degli arti inferiore e dell'articolazione del ginocchio da parte degli atleti. Nonostante l'andamento costante del ginocchio, si è ottenuta comunque una differenza di valori dell'angolo tra atleti di classi diverse. Infatti, come indica la tabella 5, si è ottenuto un angolo di ginocchio maggiore per l'atleta di classe LW10.5. Quest'ultimo, infatti, presenta una posizione di seduta in cui le ginocchia sono più alte rispetto all'anca, ma i piedi sono posti in avanti rispetto al ginocchio, aumentando così l'angolo di ginocchio stesso. Invece, l'atleta di classe LW11.5 presenta un valore dell'angolo di ginocchio di 33°, maggiore rispetto agli atleti di classe LW10 e LW11. La sua posizione di seduta è di tipo kneeling, con le ginocchia più basse rispetto all'anca. Gli atleti di classe LW11 e LW11.5 assumono entrambi una posizione di seduta di tipo kneeling, però l'angolo di ginocchio risulta maggiore per l'atleta LW11.5. Questo perché l'atleta di classe LW11 assume una posizione in cui le ginocchia sono quasi sullo stesso livello dell'anca, invece, l'atleta LW11.5 presenta le ginocchia molto più in basso rispetto al livello dell'anca. Invece, l'atleta di classe LW10 assume una posizione di seduta di tipo kneehigh, con le ginocchia più alte rispetto all'anca. L'angolo di ginocchio di questo atleta è pari a 28°, quindi minore dell'atleta LW11.5 e maggiore dell'atleta LW11. Per gli atleti con posizione di seduta di tipo kneehigh ci si aspettava un angolo di ginocchio maggiore rispetto a quelli ottenuti in posizione kneeling. Per l'atleta LW10 non è risultato così perché, nonostante le ginocchia siano poste più in alto dell'anca, i piedi dell'atleta sono posti più indietro del livello delle ginocchia, chiudendo maggiormente le gambe e facendo risultare un angolo di questa articolazione minore.

I grafici degli angoli articolari relativi alla prima videocamera sono utili per valutare l'andamento generale degli angoli articolari durante il ciclo di sciata. Dalle figure degli angoli riallineati della prima videocamera, si osserva che dopo l'inizio della fase di spinta, si ha un aumento dell'angolo di anca fino a raggiungere un picco al 50% del ciclo, dopo il quale si ha una diminuzione dello stesso angolo, fino alla fine del ciclo. L'aumento dell'angolo di anca, per come è stato calcolato, indica un'estensione del tronco, invece una sua flessione comporta una diminuzione dello stesso angolo di anca. Dopo l'impatto del bastoncino con la neve, l'atleta porta indietro il tronco,

estendendolo, aumentando l'angolo di anca, fino al 50% del ciclo. Successivamente, nella fase di recupero, l'atleta flette nuovamente il tr

onco, diminuendo, così, l'angolo di anca. In queste analisi, poiché si è visto che il ginocchio resta fisso per tutti gli atleti, si sono ottenuti angoli di tronco con un comportamento opposto a quello dell'anca. Quindi, si osserva dai grafici che dopo l'inizio della fase di spinta, fino al 50% del ciclo, si ha una netta diminuzione dell'angolo di tronco, dovuta all'estensione del busto. A metà fase di recupero, dal 60% del ciclo in poi, l'atleta flette il tronco, causando l'aumento del rispettivo angolo.

Subito dopo l'inizio della fase di spinta, per tutti gli atleti, si registra una leggera flessione del gomito, tra 0% fino al 20% del ciclo. Questo perché, in seguito all'impatto del bastoncino con il terreno, l'atleta flette il gomito, provocando, così, una diminuzione del rispettivo angolo articolare. Dal 20% del ciclo), per più di metà ciclo (fino al 60% del ciclo), si osserva un'estensione del gomito, fino a raggiungere il picco massimo di angolo di gomito per tutti gli atleti. Questa estensione si registra quando l'atleta porta indietro le braccia, dall'inizio della fase di recupero, fino a quando le braccia arrivano al livello del tronco. A metà fase di recupero (60% del ciclo) il gomito subisce una nuova flessione, in quanto l'atleta porta le braccia in avanti, fino alla posizione assunta all'inizio della successiva fase di spinta (fine ciclo).

Per l'angolo di spalla, invece, vi è una flessione all'inizio della fase di spinta fino a raggiungere un valore minimo a metà del ciclo. In seguito si registra un'estensione dell'angolo di spalla, da metà ciclo fino alla fine, quando l'atleta porta le braccia e il tronco in avanti per assumere la posizione per la successiva fase di spinta.

I grafici degli angoli articolari sovrapposti sono utili invece a verificare il grado di ripetibilità del gesto tecnico durante la sciata. Sovrapponendo le curve articolari per tutti gli atleti, come si vede dai grafici, si osserva che in entrambe le ripetizioni di tutte le videocamere gli angoli hanno un comportamento simile. Si nota una piccola differenza degli andamenti di tutti gli angoli per le due ripetizioni della terza videocamera per l'atleta LW11.5; per la seconda ripetizione della seconda videocamera e per entrambe le ripetizioni della terza videocamera dell'atleta LW12. Questo coincide con quanto detto precedentemente sulla durata di questi cicli. Infatti, in suddette videocamere si è visto che non erano presenti cicli interi e, quindi, si aveva un numero di fotogrammi minore. Infatti, avendo un minor numero di fotogrammi l'andamento degli angoli rimane lo stesso rispetto alle altre videocamere, ma avviene in qualche istante precedente. Inoltre, per tutti gli atleti si nota una maggiore sovrapposizione degli angoli di gomito e di spalla nella prima fase del ciclo, ovvero durante la fase di spinta. Invece, nella seconda metà del ciclo, fase di recupero, si ha un leggero scostamento dell'andamento angolare tra una videocamera e l'altra. Questo potrebbe essere dettato dal fatto che gli atleti nella fase di recupero presentano un movimento più libero delle braccia per poterle poi riposizionare per la successiva fase di spinta. Mentre nella fase di spinta il movimento sembra più controllato e ripetitivo.

Dalle tabelle della correlazione, calcolata sugli angoli articolari espressi in percentuale del ciclo, si osserva che quasi tutti i valori sono risultati medio-alti suggerendo un'alta ripetibilità della cinematica articolare nei sei cicli per tutti gli atleti. Questo ha permesso di poter calcolare la media di tutti gli angoli ottenuti nei sei cicli di sciata e comparare atleti di differenti classi tra di loro.

Dalla media degli angoli, si può osservare che l'angolo di gomito e di spalla mostrano limitate differenze statistiche tra gli atleti.

L'analisi statistica dell'angolo di gomito mostra infatti un'unica differenza tra la classe LW10 e le altre; al contrario le altre classi tra loro non mostrano differenza statistica. Quindi, tutti gli atleti dopo l'impatto del bastoncino con la neve presentano una piccola flessione dell'angolo di gomito, dall'inizio della spinta fino al 20% del ciclo, seguita da un'estensione sempre più elevata, fino a quando gli arti superiori dell'atleta vengono riportate in avanti, dal 20% del ciclo fino al 60% del ciclo (ovvero a metà della fase di spinta fino all'inizio della fase di recupero). Da qui si registra un'ulteriore flessione fino all'80% del ciclo, quando le braccia vengono portate nella posizione per la successiva spinta.

Per l'angolo di spalla si osserva un'estensione fino a metà ciclo e una successiva flessione fino alla fine del ciclo. Si osserva che l'atleta di classe LW10.5 porta le braccia più in avanti e in alto rispetto a tutti gli altri atleti presentando un angolo medio di spalla all'inizio della fase di spinta pari a  $100^\circ$ . Al contrario gli atleti LW10 e LW11.5 presentano un angolo medio di spalla all'inizio della fase di spinta pari a  $50^\circ$ . Invece, gli altri atleti presentano un angolo iniziale intermedio. Il valore minimo ottenuto dell'angolo di spalla, che identifica la massima estensione di spalla, varia a seconda dell'atleta. Si osserva che gli atleti di classe inferiore, LW10 e LW10.5, presentano picchi negativi maggiori rispetto agli altri, pari a  $-50^\circ$ . Ciò potrebbe indicare che, questi atleti, poiché hanno un limitato controllo del tronco, sfruttano maggiormente gli arti superiori per la spinta portando le braccia più indietro rispetto agli atleti di classe superiore. Invece, gli atleti LW11, LW11.5 e LW12, potendo flettere ed estendere maggiormente il tronco, in fase di spinta, non portano le braccia completamente in estensione (retroversione), ma in prossimità del tronco. Nonostante i risultati trovati siano in linea con quanto ci si aspettava, queste differenze però non risultano significative.

Maggiori differenze invece sono presenti nell'angolo di anca e di tronco tra i diversi atleti.

Dai risultati dell'angolo medio di anca si osserva che gli atleti appartenenti alle classi inferiori presentano un picco di angolo di anca prossimo ai  $70^\circ$ , invece, atleti di classe LW12 hanno un picco all'incirca di  $110^\circ$  identificando una maggiore estensione di anca durante il ciclo. Anche il valore minimo di angolo di anca risulta diverso tra gli atleti. Infatti, atleti con ridotto controllo del tronco assumono valori minimi di angolo all'incirca di  $45^\circ$ , a differenza degli atleti di classi superiori che presentano valori minimi di  $70^\circ$ - $80^\circ$ . Questa differenza è stata verificata anche con un'analisi statistica

che ha mostrato differenza nel movimento dell'anca per gli atleti con alto impatto della disabilità (classe LW10) rispetto agli altri e degli atleti con basso impatto della disabilità (LW11.5-LW12) rispetto tutti gli altri. Questa differenza di angoli di anca per atleti di classi differenti sono dovuti alla posizione delle ginocchia. Infatti, gli atleti di classe LW10 e LW10.5 assumono una posizione kneehigh in cui le ginocchia essendo più in alto dell'anca mostrano valori assoluti di angoli di anca minori rispetto ad atleti di classi maggiori. Invece, gli atleti di classe LW11 presentano un comportamento intermedio rispetto agli altri; infatti non mostrano differenza statistica rispetto ai LW10.5, mentre la mostrano rispetto tutti gli altri. Essi infatti, assumono angoli minimi di anca pari a  $60^\circ$ , quindi minori rispetto agli  $80^\circ$  presenti nelle classi LW12 e maggiori dei  $45^\circ$  assunti da atleti di classe inferiore.

Confrontando, invece, l'angolo medio di tronco, si osserva che nella fase iniziale di spinta si ha un valore maggiore per l'atleta di classe LW12, al contrario un valore minimo è presente per l'atleta LW10.5. Quindi, l'atleta LW12 presenta, nella fase di inizio spinta, il tronco più flesso rispetto gli altri. Per tutta la durata della fase di spinta si registra una flessione del tronco di tutti gli atleti, maggiore per atleti con limitazioni del controllo del tronco inferiori. I valori di picco minimi raggiunti durante la flessione risultano simili in tutti gli atleti, all'incirca di  $5^\circ$ . Dopo la metà del ciclo, al 50% della durata del ciclo, si nota un'estensione del tronco fino alla fine dell'intero ciclo di sciata. Il range di flesso-estensione del tronco, durante tutto il ciclo, risulta essere maggiore per gli atleti delle classi superiori, (pari a  $25^\circ$  per gli atleti LW12), e inferiore per gli atleti di classe LW10 e LW10.5 (all'incirca pari a  $20^\circ$ ). Questi risultati sono corroborati dalla statistica che mostra una differenza per la classe LW10.5 e per la classe LW12 rispetto a tutte le altre. Questi risultati sono coerenti con quanto detto in precedenza; ovvero atleti con maggiore controllo del tronco eseguono flessioni e estensioni del tronco superiori e con minore difficoltà rispetto agli atleti con un controllo ridotto del tronco.

### *Baricentro*

Dopo l'analisi degli angoli articolari, è stata calcolata la posizione del baricentro durante il ciclo. Il baricentro è stato calcolato rispetto alla posizione dell'anca in modo tale da rendere possibile il confronto per tutti gli atleti. Inoltre si è scelto di riportare anche la coordinata dell'attacco anteriore dello sci sull'asse delle ascisse in modo da andare a valutare la posizione del baricentro stesso rispetto a quella dell'attacco. Dalla figura 68 si può osservare che la posizione del baricentro alla fase di impatto (inizio fase di spinta) è più arretrata per gli atleti di classe inferiore e più vicina all'attacco degli sci per gli atleti di classe superiore. Questo indica che atleti di classi inferiori presentano il tronco in posizione più estesa all'inizio della fase di spinta, rispetto a quelli di classi maggiori. Questi ultimi possono assumere una posizione di tronco flessa dato l'alto

controllo che hanno sui muscoli addominali. Questo è in accordo con quanto detto precedentemente quando si sono discussi gli angoli di tronco e anca. Durante la spinta gli atleti con maggiore limitazione fisica non riescono a flettere molto il tronco, mantenendosi, quindi, più distanti dalla posizione degli attacchi degli sci. Al contrario, gli atleti di classe LW11, LW11.5 e LW12 si avvicinano di più agli attacchi anteriori, poiché riescono a portare il busto più in avanti. Inoltre, dalla figura si osserva che gli atleti di classe LW10.5 e LW12, dopo la fase di spinta (indicato in figura in rosso) portano il tronco completamente indietro per tutto il ciclo. Invece, gli atleti di classe LW10, LW11 e LW11.5, subito dopo l'inizio della fase di spinta, spostano il corpo e, quindi il centro di massa, leggermente in avanti rispetto alla posizione assunta all'inizio della spinta e successivamente arretrano il tronco.

Confrontando, i diversi atleti, si osserva una evidente differenza di range di movimento e di posizione del baricentro. Dai grafici in figura 68 si evince che il range di movimento è maggiore per gli atleti di classe LW11 e LW12 (18cm e 20cm rispettivamente) rispetto all'atleta LW10.5 (10cm). Infatti, questi, avendo un minor livello di disabilità, riescono a flettere ed estendere maggiormente il tronco, rispetto agli atleti di classe LW10 e LW10.5. Inoltre, per gli atleti di classe LW10.5 e LW11.5 si ha un baricentro più basso rispetto agli altri. Questo perché gli atleti considerati di queste classi presentano una posizione di seduta tale per cui si ha un arretramento del tronco, per l'atleta LW10.5 e una posizione delle gambe più basse, per l'atleta LW11.5, causando così un abbassamento del centro di massa.

Un risultato inatteso si è trovato per l'atleta LW10 che, pur avendo maggiore limitazione del tronco, mostra un range di movimento maggiore rispetto all'atleta di classe LW10.5. Questo può essere spiegato dal fatto che l'atleta considerato in questo studio usa una cinghia per stabilizzare il tronco in un punto più alto rispetto all'anca in confronto agli altri atleti, come mostrato in figura 69. Questo gli consente di avere una flessione estensione della parte alta di tronco, ma poiché il tronco è stato rappresentato come segmento rigido tra anca e spalla, si è persa l'informazione relativa a questo fissaggio, andando quindi a sovrastimare il movimento del tronco stesso. Questo atleta infatti non mostrava differenze statistiche nell'andamento dell'angolo di tronco rispetto a quelli di classi LW11 e LW11.5.



*Figura 70. Atleta di classe LW10. La figura evidenzia la posizione della cinghia dell'atleta, posta più in alto rispetto agli altri atleti.*

Infine, analizzando la figura 69, in cui vengono rappresentate le sovrapposizioni delle posizioni del baricentro delle due ripetizioni delle tre videocamere per ciascun atleta, si osserva che si ha una buona sovrapposizione delle posizioni del baricentro per tutti gli atleti, indice questo di una stessa posizione del baricentro per tutte le videocamere. Questo risultato era atteso, infatti vista l'alta correlazione presente nell'analisi degli angoli ci si aspetta che ogni atleta faccia un movimento altamente ripetitivo durante i cicli di sciata.

## 4. Progettazione di uno slittino regolabile

### 4.1 Analisi biomeccanica dell'atleta di classe LW11

L'analisi biomeccanica dell'atleta LW 11 è stata approfondita successivamente, considerando il video registrato durante l'allenamento sul tappeto. L'atleta in questo tipo di analisi è la stessa di quella di classe LW11 esaminata nel tunnel. La differenza delle due simulazioni è che in questo caso la parte anteriore della slitta è verso sinistra, nel tunnel, invece, era verso destra. Questo video, a differenza dei precedenti, ha registrato 6 interi cicli. La frequenza di campionamento della videocamera in questo caso era di 29 Hz. Come fatto per i video del tunnel, su Kinovea sono stati individuati con dei marker le articolazioni della spalla, del gomito, del polso, dell'anca, del ginocchio e della caviglia. Sono state tracciate, in tal modo, le traiettorie dei marker come si osserva in figura 67: quella della spalla in blu, del gomito in azzurro, del polso in rosa, dell'anca in verde, del ginocchio in giallo e della caviglia in rosso.



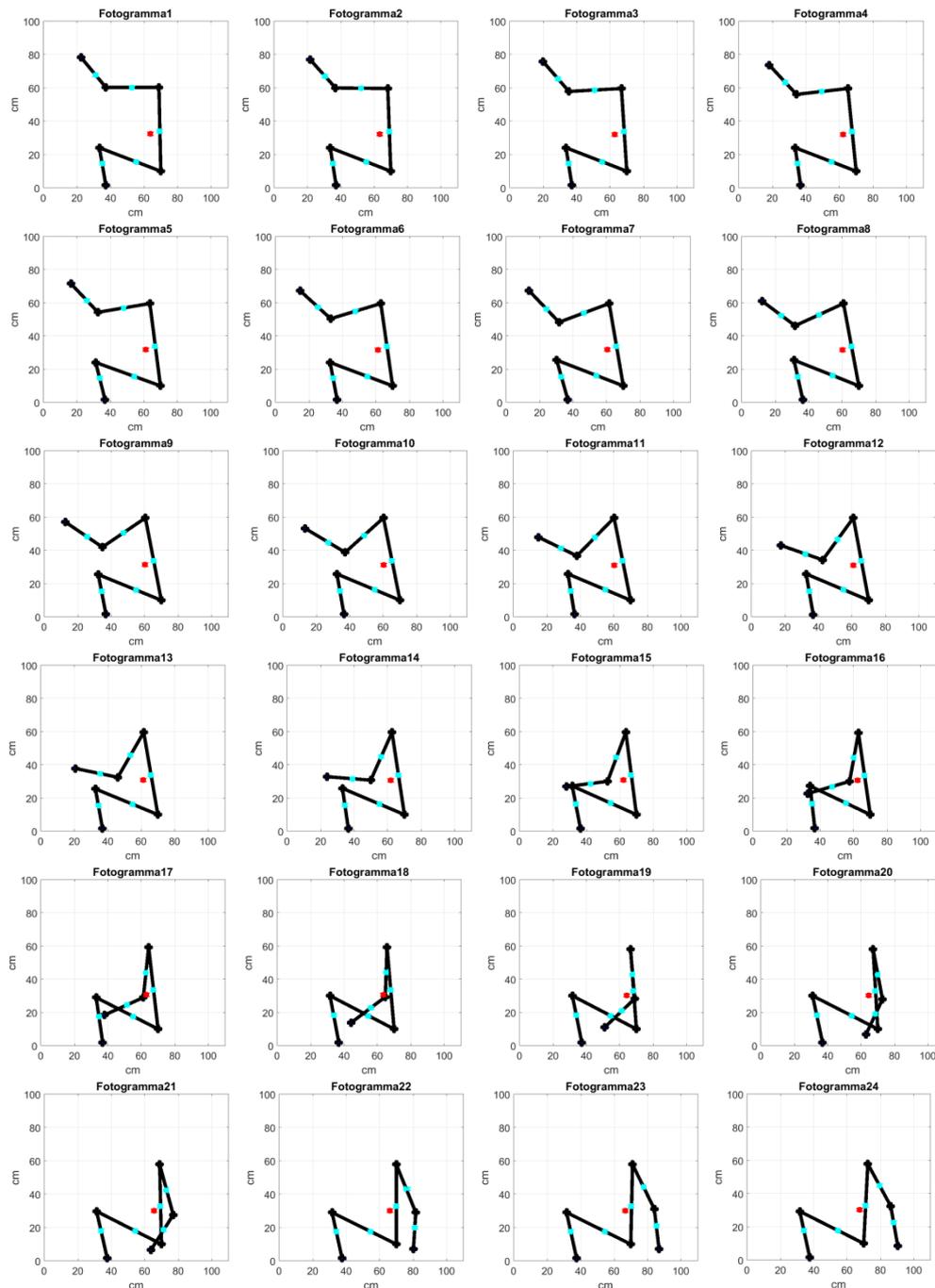
Figura 71. Esempio di individuazione delle traiettorie delle articolazioni su Kinovea.

Per la calibrazione, in questo caso, è stato preso come riferimento il tronco dell'atleta di 50 cm. I valori delle coordinate articolari sono state riportate su Matlab per procedere con il calcolo degli angoli, della durata del ciclo e della fase di spinta e per il calcolo del baricentro. Siccome in questo caso si ha movimento relativo tra atleta e tappeto, il calcolo del baricentro potrebbe esserne influenzato. Per ovviare questo problema, si è posta fissa la posizione della caviglia e si sono calcolate tutte le posizioni delle altre articolazioni rispetto ad essa.

Gli angoli articolari e il centro di massa vengono calcolati con le formule usate per l'analisi nel tunnel, considerando il peso dell'atleta di 50 kg. L'atleta in esame è la

stessa considerata nella precedente analisi biomeccanica della sciata nel tunnel di classe LW11. Quindi le posizioni del baricentro dei segmenti corporei sono risultati gli stessi di quelli ricavati in precedenza.

Si riporta come esempio il primo dei 6 cicli considerati nelle analisi. Come nella sezione precedente, in nero si evidenziano le articolazioni e i segmenti articolari, in azzurro i baricentri dei singoli segmenti, in rosso il baricentro totale.



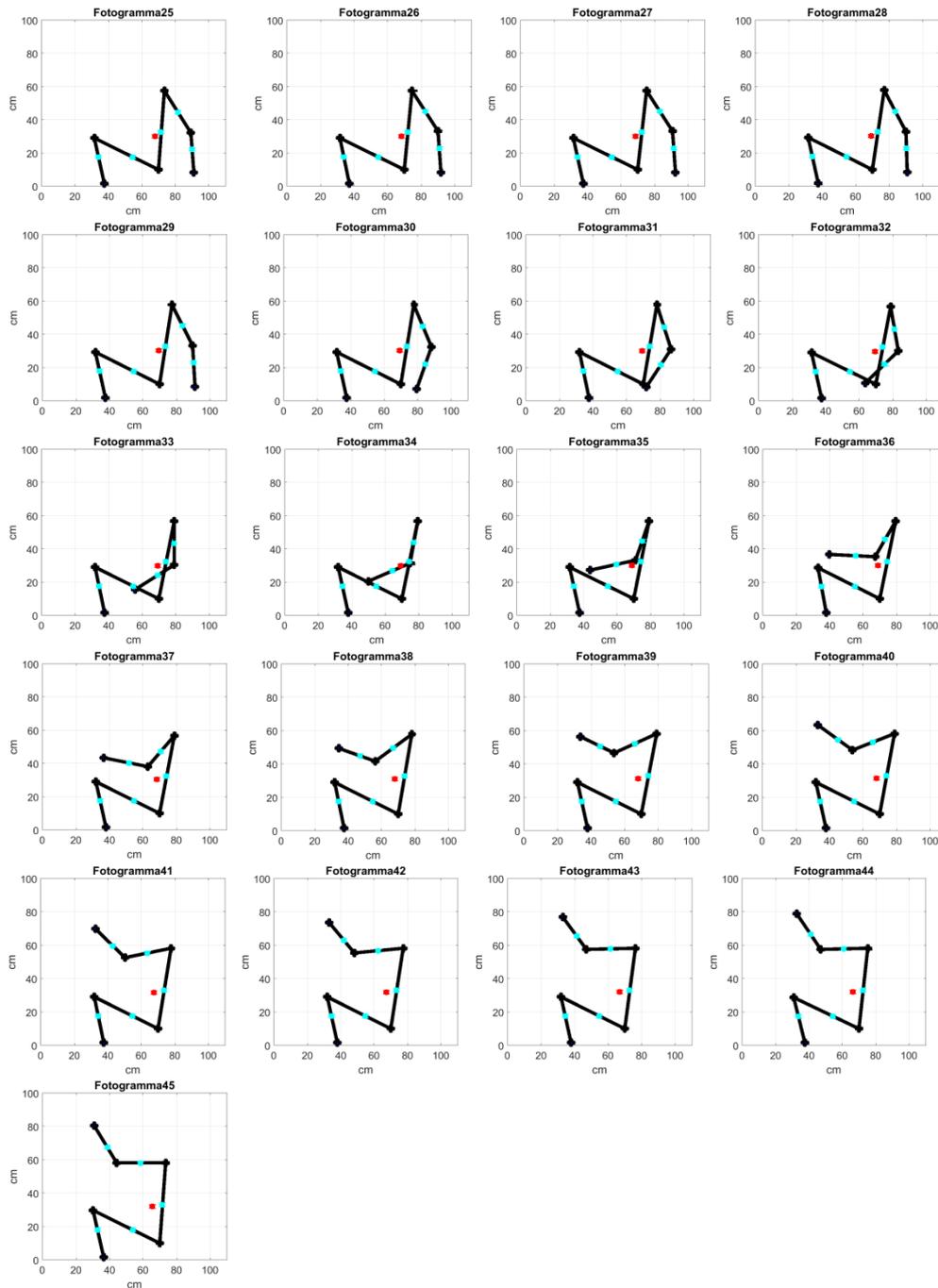


Figura 72. Stick diagram ottenuti con le coordinate della articolazioni individuate. In nero le articolazioni, in azzurro i baricentri dei singoli segmenti corporei e in rosso il baricentro totale.

In questo caso, la videocamera aveva una frequenza di 29 Hz e essendo la durata del primo ciclo di 1.55 s si sono ottenuti 45 fotogrammi.

Sono stati analizzati anche la durata del ciclo totale e quella della fase di spinta per ogni ciclo.

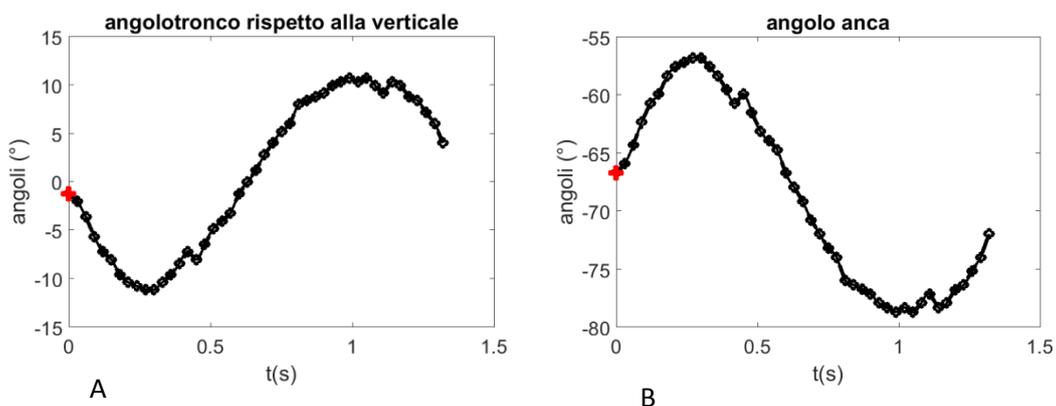
Variabile	Ciclo 1	Ciclo 2	Ciclo 3	Ciclo 4	Ciclo 5	Ciclo 6
Durata ciclo (s)	1.55	1.60	1.60	1.50	1.50	1.47
Durata fase di spinta (s)	0.74	0.77	0.77	0.73	0.77	0.77

Tabella 26. Durata del ciclo e della fase di spinta nei sei cicli di sciata

Dalla tabella si vede che i tempi della durata del ciclo e quelli della fase di spinta sono maggiori rispetto a quelli calcolati precedentemente nel tunnel. Infatti per la classe LW11 nel tunnel si erano ricavati valori di durata dell'intero ciclo all'incirca di 0.60 s , invece, qui risulta essere approssimativamente pari a 1.55 s. Inoltre, per la fase di spinta su neve si è ottenuta una durata di 0.24 s , invece sul tappeto di circa 0.74 s. C'è una coerenza tra questi risultati e quelli ottenuti in studi precedenti (V. Rosso et al. 2017) Era stato dimostrato, infatti, che in condizioni simulate si aveva una maggiore durata del ciclo e della fase di spinta rispetto alle condizioni naturali.

Successivamente sono stati calcolati gli angoli articolari del tronco, dell'anca, della spalla, del gomito e del ginocchio. Anche in questo caso l'angolo di ginocchio è risultato costante durante tutto il ciclo e quindi si è deciso di non riportarlo. I segnali sono stati, anche qui, traslati in modo da avere come primo istante quello dell'inizio della fase di spinta.

Si riportano gli angoli articolari del primo ciclo.



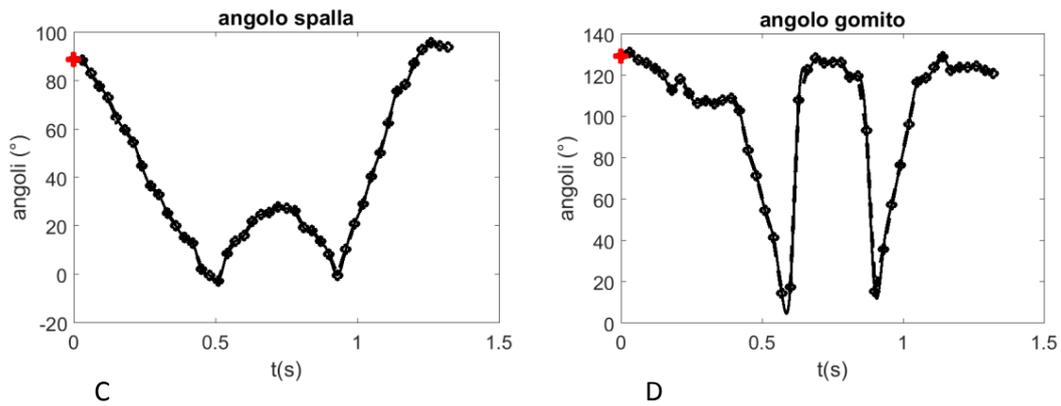


Figura 73. Andamento degli angoli articolari. A. Angolo di tronco. B. Angolo di anca. C. Angolo di spalla. D. Angolo di gomito

Gli angoli ottenuti in questa simulazione sono risultati differenti da quelli ricavati sulla stessa atleta in condizioni di sciata naturale. Questo perché precedentemente l'atleta presentava una posizione di seduta di tipo kneeling,



Figura 74. La figura mostra la posizione di seduta(kneeing) dell'atleta LW11 durante la sciata su neve

invece nel secondo caso mostrato nella figura successiva assume una posizione di tipo kneehigh.



Figura 75. La figura mostra la posizione di seduta(kneehigh) dell'atleta LW11 durante la sciata su tappeto

Inoltre, in condizioni simulate, l'atleta presenta un range di movimento del gomito e della spalla maggiore rispetto a quelli assunti durante la sciata su neve.

Infine, è stato calcolato il movimento del baricentro durante tutto il ciclo. Nella figura seguente, sono rappresentate in nero le posizioni dei baricentri in tutto il ciclo e in rosso la posizione del baricentro nell'istante iniziale della fase di spinta.

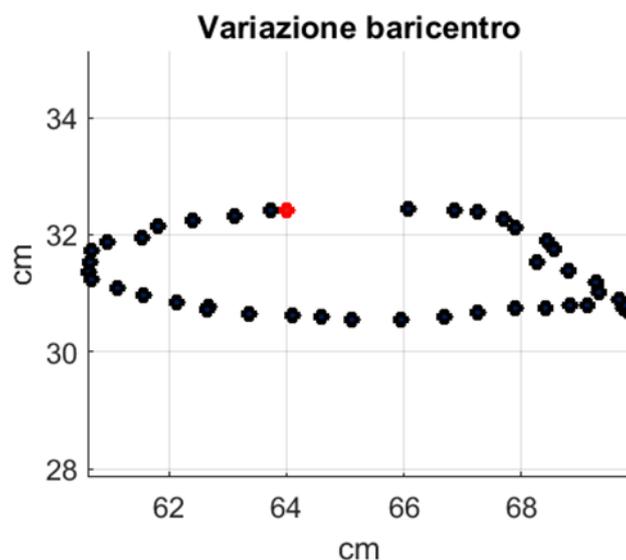


Figura 77. La figura mostra le posizioni del baricentro assunte durante un ciclo di sciata sul tappeto dell'atleta LW11. In nero le posizioni del baricentro durante tutto il ciclo, in rosso la posizione del baricentro all'inizio della fase di spinta

Dall' inizio della fase di spinta, l'atleta porta il tronco in avanti, fino alla fase di recupero; ciò comporta uno spostamento del baricentro in avanti di circa 4 cm; invece nella fase di recupero man mano il tronco arretra, di altri 4-5 cm rispetto alla posizione

di partenza. Quindi si ha un range di movimento totale di circa 10-12 cm, come ottenuto nell'analisi precedente. Sull'asse y invece si nota uno spostamento del baricentro, all'incirca di 3 cm, in quanto il corpo dell'atleta non subisce spostamenti verso il basso o verso l'alto, perché l'atleta mantiene la stessa posizione di ginocchio in tutto il ciclo. In questa simulazione si ottiene un andamento del baricentro simmetrico rispetto a quello ottenuto nel tunnel perché la parte anteriore dello slittino sul tappeto era rivolta verso sinistra, invece nel tunnel era verso destra.

#### *4.2 Analisi e modifiche delle caratteristiche dello slittino originario*

Dopo aver analizzato le caratteristiche biomeccaniche degli atleti di sci di fondo paralimpici appartenenti alla categoria seduti e dopo aver posto maggiore attenzione sull'atleta finlandese Sini Pyy di classe LW11, si vuole ora approfondire lo studio dei componenti e dei parametri dello slittino da lei utilizzato nelle gare e cercare, in seguito, una soluzione per migliorare la struttura preesistente, adattandola il più possibile alle esigenze dell'atleta e ai risultati biomeccanici ottenuti precedentemente. Questo progetto prevede differenti step:

1. Modellizzazione in ambiente Solidworks dell'atleta e del suo attuale slittino;
2. Valutazione di slittini e sedute di atleti di differenti classi con lo scopo di trovare le configurazioni maggiormente utilizzate;
3. Ricreare su Solidworks sedute kneehigh e kneeling con inclinazioni della seduta che mantengano angoli di anca e ginocchio simili a quelli delle posizioni precedentemente identificate, indipendentemente dall'altezza del telaio;
4. Struttura adattabile in inclinazione della seduta e altezza del telaio;
5. Valutazione del baricentro nelle diverse configurazioni;
6. Integrazione dell'attuale seduta dell'atleta nel modello

Si riportano di seguito i diversi passaggi nel dettaglio:

1. Modellizzare in ambiente Solidworks l'atleta e il suo attuale slittino;

La prima fase del progetto concerne nell'acquisizione e nello studio dei dati antropometrici dell'atleta, quelli relativi alla slitta e al calcolo della massa. I primi due, forniti in precedenza, sono riportati rispettivamente in tabella 1 e tabella 2, mentre le misure della massa sono state ricavate tramite le equazioni di Chandler per la stima delle dimensioni del corpo umano. In questo modello, come descritto precedentemente, il corpo umano è diviso in 14 segmenti, che comprendono testa, tronco, braccio, avambraccio, mano, coscia, gamba e piede. Le equazioni con cui si sono ricavate i pesi (in Newton) di ogni singolo segmento sono riportate in tabella 3; esse dipendono dalla massa totale del corpo, che nel caso dell'atleta Sini Pyy risultava essere pari a  $F_w=50\text{kg}$ , espressa poi in Newton  $F_w=490.5\text{N}$ .

SEGMENTI CORPOREI	LUNGHEZZA(cm)
Braccio	65
Avambraccio	40
Coscia	41
Gamba	47.5
Piede	23.5

Tabella 27. Dati antropometrici dell'atleta Sini Pyy

PARTI DELLO SLITTINO	MISURA (cm)
Larghezza slitta (A)	37cm
Lunghezza slitta (B)	34.5
Altezza anteriore slitta (C)	32
Altezza posteriore slitta (D)	26
Lunghezza seduta (E)	42
Lunghezza degli attacchi (F)	31.4

Tabella 28. Dati antropometrici dell'atleta Sini Pyy

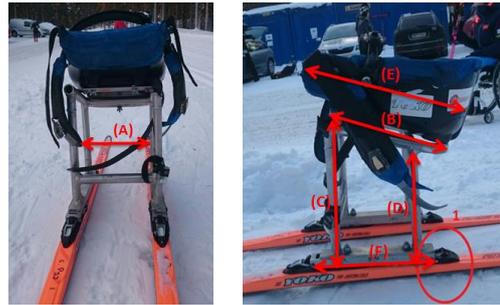


Figura 73. Slittino originario dell'atleta Sini Pyy

SEGMENTO CORPOREO	PESO(N)
Testa	$0.032 * F_w + 18.70$
Tronco	$0.532 * F_w - 6.93$
Braccio	$0.022 * F_w + 4.76$
Avambraccio	$0.013 * F_w + 2.41$
Mano	$0.005 * F_w + 0.75$
Coscia	$0.127 * F_w - 14.82$
Gamba	$0.044 * F_w - 1.75$
Piede	$0.009 * F_w + 2.48$

Tabella 29. Modello Chandler; calcolo delle masse dei singoli componenti del corpo umano.

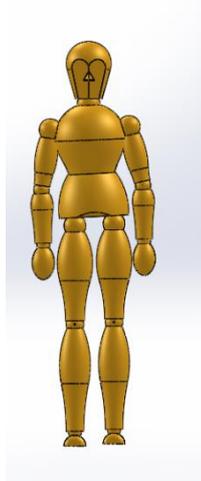
Si sono ottenuti, così i seguenti valori:

- Peso della testa=34.4 N
- Peso del tronco=254 N
- Peso del braccio=15.5 N
- Peso dell'avambraccio=8.8 N
- Peso della mano=3.2 N
- Peso della coscia=47.5 N
- Peso della gamba=19.7 N
- Peso del piede=6.9 N

Tali misure, convertite poi in kg, sono state caricate su Solidworks. , software che si occupa della modellazione di solidi 3D ,per creare una simulazione atta a favorire

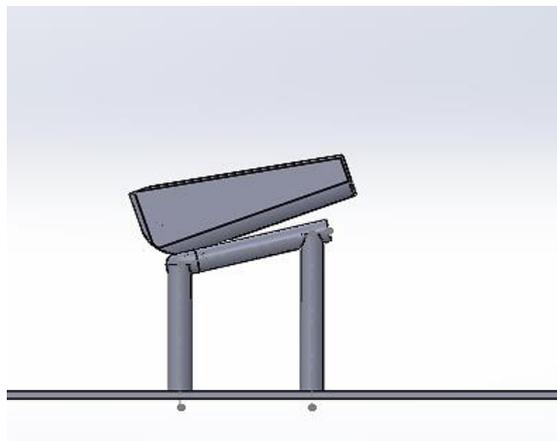
l'analisi del modello originario e a creare la nuova struttura. Su tale software è stato costruito un manichino con dimensioni e masse modificate in base a quelle dell'atleta Sini Pyy.

Il manichino così ottenuto, è riportato in figura:



*Figura 79. Modello del manichino ottenuto su Solidworks con i dati antropometrici dell'atleta*

Su Solidworks, inoltre, è stato riprodotto lo slittino attuale dell'atleta, con le misure reali, riportate sopra, composto dalla base, dalla seduta, dal poggiatesta e dagli sci.



*Figura 80. Modello della slitta ottenuto su Solidworks con le misure della slitta originaria dell'atleta*

Il modello completo (figura 81) funge da base sulla quale eseguire le varie prove e condurre i vari studi per comprendere la posizione assunta dall'atleta, il range di movimento possibile, per poi captare i limiti che esso determina e esaminare le soluzioni più adatte che potranno portare a dei miglioramenti e dei vantaggi.

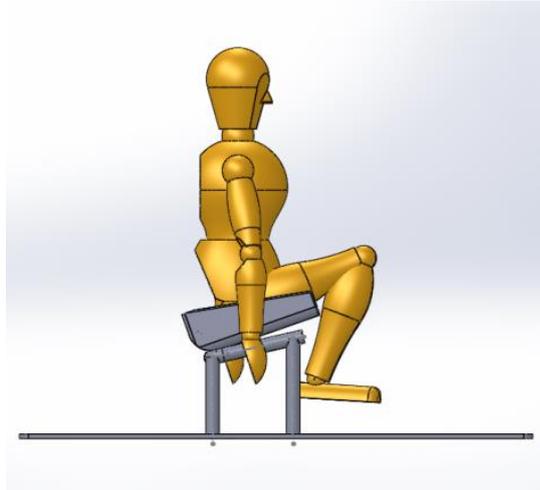


Figura 81. Modello del manichino e della slitta costruito su Solidworks

Tramite il modello cad creato si è potuto procedere al calcolo degli angoli di inclinazione dell'atleta (ginocchio e anca) e della struttura (Figura 82).

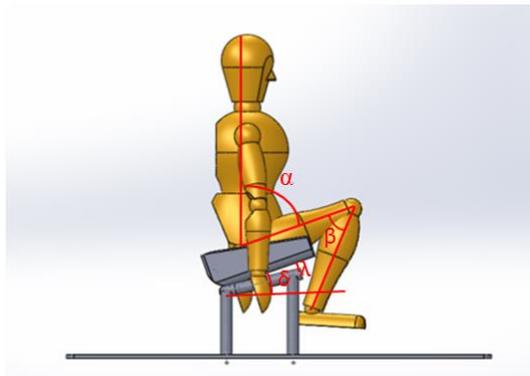


Figura 82. Modello del manichino e della slitta ottenuto su Solidworks. La figura mostra gli angoli articolari di ginocchio ( $\beta$ ) e di anca ( $\alpha$ ) e l'angolo tra la seduta e l'orizzontale ( $\delta$ ) e l'angolo tra la seduta e il telaio ( $\lambda$ ).

Per il calcolo degli angoli si è usata la trigonometria. Il supporto del software Solidworks è stato limitato al calcolo della distanza fra due punti e quindi alla lunghezza dei segmenti. Per l'analisi dell'angolo di tronco è stato considerato il segmento tra vertice della testa e il punto medio dell'anca e il segmento tra punto medio dell'anca e punto medio del ginocchio. Il primo segmento con lunghezza pari a 83 cm e il secondo pari a 49 cm. Per questa prima analisi di angoli, si è impostato il tronco dell'atleta sempre verticale, tralasciando, quindi, l'inclinazione che si ha nella realtà. Si è ottenuto un angolo di anca  $\alpha = 63^\circ$ . L'angolo di ginocchio, invece, è stato calcolato considerando il segmento tra punto medio dell'anca e punto medio del ginocchio (lunghezza pari a 49 cm) e il segmento tra punto medio del ginocchio e punto medio della caviglia di lunghezza pari a 46 cm. Si è ottenuto, così  $\beta = 40^\circ$ .

Per la slitta, si è calcolato l'angolo di inclinazione tra la seduta e l'orizzontale ( $\delta$ ) e l'angolo tra seduta e il telaio ( $\lambda$ ). Considerando la lunghezza del sedile della slitta di 42 cm, si è ricavato un angolo  $\delta= 16^\circ$  e  $\lambda= 10^\circ$ . Gli angoli articolari sono stati calcolati in modo da avere un andamento crescente nel caso di estensione dell'articolazione e un decremento nel caso di flessione. Invece, per gli angoli dello slittino, si è scelto di assumerli positivi se al di sopra dell'orizzontale rispetto al telaio (figura 82) e negativi in caso contrario.

Quindi, per la fase di progettazione è stato importante ricavare tutti i dati attuali dello slittino e dell'atleta da cui si è partiti per fare le dovute considerazioni. Tutti i dati ricavati del modello attuale sono riportati in tabella:

ANGOLO	VALORE (°)
Angolo di ginocchio ( $\beta$ )	40
Angolo di anca ( $\alpha$ )	63
Angolo tra seduta e orizzontale ( $\delta$ )	16
Angolo tra seduta e telaio( $\lambda$ )	10

Tabella 30. Angoli articolari dell'atleta di classe LW11 e angoli tra seduta e orizzontale e seduta e telaio della slitta originaria.

Dall'analisi degli angoli eseguita, si può affermare che la posizione attuale di Sini Pyy è di tipo kneehigh, ossia con le ginocchia più alte dei fianchi, posizione assunta dalla maggior parte degli atleti con una disabilità maggiore (appartenenti alle classi LW10 e LW11).

## 2. Valutazione di slittini e sedute di atleti di differenti classi

La fase successiva del lavoro è stata una ricerca sulle tipologie di sedute maggiormente utilizzate da atleti di elite seduti appartenenti alle cinque classi. Un grande apporto allo sviluppo del progetto è stato l'analisi degli angoli di inclinazioni di tronco e di ginocchio degli atleti seduti sulle rispettive slitte. Si riportano in tabella gli atleti esaminati e i rispettivi angoli.

<u>CLASSE</u>	<u>ATLETI</u>	<u>ANGOLI</u>
		<ul style="list-style-type: none"> <li>• Angolo di anca(<math>\alpha</math>)=<math>48^\circ</math></li> <li>• Angolo di ginocchio(<math>\beta</math>)=<math>28^\circ</math></li> </ul>

<p><b><u>LW10</u></b></p>		<ul style="list-style-type: none"> <li>• Angolo di anca(<math>\alpha</math>)= 38°</li> <li>• Angolo di ginocchio(<math>\beta</math>) =43°</li> </ul>
		<ul style="list-style-type: none"> <li>• Angolo di anca(<math>\alpha</math>)= 40°</li> <li>• Angolo di ginocchio(<math>\beta</math>) =45°</li> </ul>
<p><b><u>LW10.5</u></b></p>		<ul style="list-style-type: none"> <li>• Angolo di anca(<math>\alpha</math>)= 50°</li> <li>• Angolo di ginocchio(<math>\beta</math>) =55°</li> </ul>
<p><b><u>LW11</u></b></p>		<ul style="list-style-type: none"> <li>• Angolo di anca(<math>\alpha</math>)= 90°</li> <li>• Angolo di ginocchio(<math>\beta</math>) =48°</li> </ul>

		<ul style="list-style-type: none"> <li>• Angolo di anca(<math>\alpha</math>)= <math>67^\circ</math></li> <li>• Angolo di ginocchio(<math>\beta</math>)= <math>53^\circ</math></li> </ul>
<b><u>LW11.5</u></b>		<ul style="list-style-type: none"> <li>• Angolo di anca(<math>\alpha</math>)= <math>85^\circ</math></li> <li>• Angolo di ginocchio(<math>\beta</math>)= <math>44^\circ</math></li> </ul>
<b><u>LW12</u></b>		<ul style="list-style-type: none"> <li>• Angolo di anca(<math>\alpha</math>)= <math>48^\circ</math></li> <li>• Angolo di ginocchio(<math>\beta</math>)= <math>80^\circ</math></li> </ul>
		<ul style="list-style-type: none"> <li>• Angolo di anca(<math>\alpha</math>)= <math>115^\circ</math></li> <li>• Angolo di ginocchio(<math>\beta</math>)= <math>43^\circ</math></li> </ul>

Tabella 31. Esempi di atleti paralimpici di diverse classi. La tabella mostra il calcolo degli angoli di ginocchio e di anca di tutti gli atleti

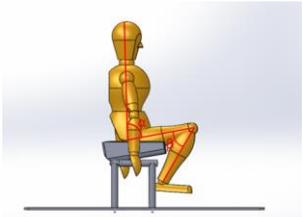
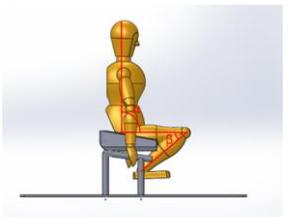
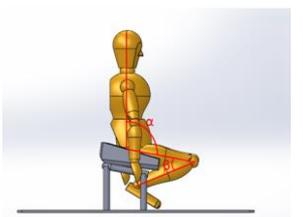
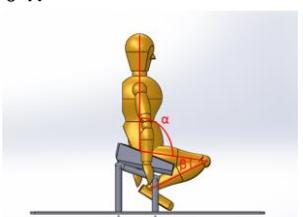
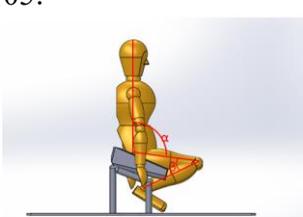
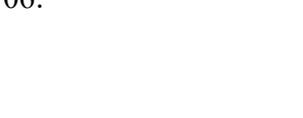
Nonostante non tutte le immagini siano completamente sul piano sagittale, questa indagine è stata comunque utile per avere informazioni riguardo alle posizioni maggiormente utilizzate dagli atleti nelle diverse sedute. Dai risultati ottenuti, si può osservare che gli atleti di classe LW 10 e LW 10.5, con un minor controllo del tronco, sono principalmente tutti in una posizione kneehigh, con angolo di ginocchio che varia tra  $28^\circ$  e  $55^\circ$ , e angolo di anca nel range  $40^\circ$ - $50^\circ$  di flessione. E' stato dimostrato in studi precedenti che questi atleti, , richiedono il supporto della parte superiore del corpo e dell'attrezzatura, ovvero lo schienale più alto e le ginocchia più alte rispetto all'anca in modo da stabilizzare maggiormente la seduta. Invece, per gli atleti delle classi superiori LW11.5-LW12, con maggiore possibilità di controllo del tronco la configurazione maggiormente adottata è quella tipo kneeing. L'atleta Sini Pyy risulta nella classe intermedia LW11. In tale classe gli atleti scelgono la posizione seduta più consona alle loro esigenze, alcuni adottano una kneeing altri una kneehigh.

### 3. Ricreare su Solidworks sedute kneehigh e kneeing e calcolo degli angoli articolari e della struttura

Nelle fasi successive per la progettazione di un nuovo slittino regolabile, si sono effettuate delle modifiche al modello di slitta originario per simulare anche la configurazione kneeing e verificarne la fattibilità, ricercando gli angoli di anca e ginocchio trovati dall'analisi precedente. L'ipotesi era quella di variare l'angolo di inclinazione tra seduta e orizzontale e mantenendo costante l'angolo tra la seduta e il telaio , misurando così diversi angoli di ginocchio e di anca e passare da una configurazione kneehigh a una kneeing.

Poiché il modello preesistente dello slittino risultava avere un angolo di inclinazione tra seduta e orizzontale già abbastanza grande, ovvero di  $16^\circ$ , si è pensato di effettuare le modifiche andando a diminuire questa inclinazione fino a raggiungere una inclinazione pari a  $0^\circ$  (seduta orizzontale). Si è poi passati a una configurazione kneeing in cui questo angolo è stato ridotto fino ad un valore pari a  $-20^\circ$ . Queste modifiche sono state apportate al modello creato su Solidworks, variando le misure dell'altezza delle gambe posteriori e anteriori dello slittino, in origine rispettivamente pari a 26 cm e 32 cm, in modo da ottenere le diverse inclinazioni, e mantenendo invariate le misure della lunghezza della seduta e la distanza degli attacchi degli sci. In questa fase il tronco del manichino è sempre mantenuto verticale.

Nella tabella seguente vengono riportate le diverse configurazioni testate con i rispettivi angoli di anca e di ginocchio ottenuti.

CONFIGURAZIONE	ANGOLO TRA SEDUTA E ORIZZONTALE	ANGOLO TRA SEDUTA E TELAIO	ANGOLO DI ANCA	ANGOLO DI GINOCCHIO
00: 	$\delta=16^\circ$	$\lambda=10^\circ$	$\alpha=63^\circ$	$\beta=40^\circ$
01: 	$\delta=10^\circ$	$\lambda=10^\circ$	$\alpha=75^\circ$	$\beta=42^\circ$
02: 	$\delta=0^\circ$	$\lambda=10^\circ$	$\alpha=90^\circ$	$\beta=38^\circ$
03: 	$\delta=-10^\circ$	$\lambda=10^\circ$	$\alpha=111^\circ$	$\beta=25^\circ$
04: 	$\delta=-15^\circ$	$\lambda=10^\circ$	$\alpha=105^\circ$	$\beta=22^\circ$
05: 	$\delta=-20^\circ$	$\lambda=10^\circ$	$\alpha=106^\circ$	$\beta=27^\circ$
06: 	$\delta=0^\circ$	$\lambda=10^\circ$	$\alpha=90^\circ$	$\beta=143^\circ$

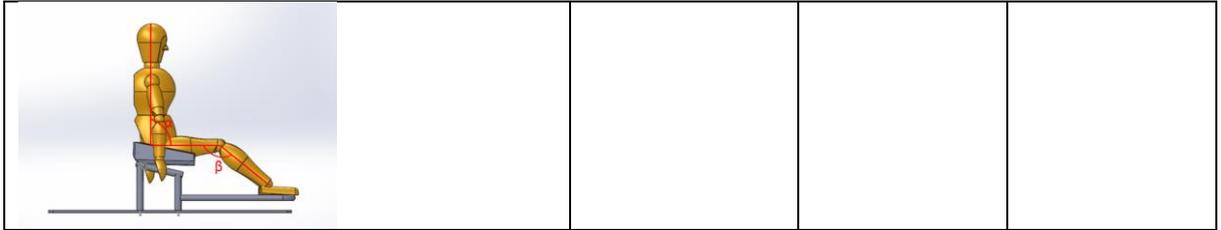


Tabella 32. La tabella rappresenta le diverse configurazioni di seduta esaminate, il calcolo degli angoli di anca e ginocchio e degli angoli di inclinazione della seduta rispetto al telaio e rispetto all'orizzontale

Dall'analisi di questi dati, si può affermare che le posizioni estreme, come quelle presenti nelle configurazioni 04 e 05 sopra riportate, potrebbero essere un limite per l'atleta in analisi, la quale presenta un limitato controllo del tronco, e quindi saranno difficili da adottare nella realtà. Nonostante ciò, le configurazioni apparentemente non eseguibili saranno comunque oggetto di studio e di valutazione.

#### 4. Struttura adattabile in inclinazione della seduta e altezza del telaio

Nella fase successiva si è valutato un sistema che, in base alle modifiche subite, avrebbe permesso di ottenere le diverse configurazioni kneehigh e kneeing. Si è pensato, quindi, ad un cuneo largo 368 mm e di lunghezza di 320mm, ma con altezza variabile in modo da ottenere le diverse altezze della seduta e, quindi, le diverse inclinazioni della seduta rispetto all'orizzontale. Per la massa del cuneo si è ipotizzato un valore ragionevole pari a 580g. Per passare da una configurazione kneehigh a una kneeing, si è pensato semplicemente di invertire la posizione del cuneo: mettendo in contatto il tubo verticale del cuneo con la parte anteriore dello slittino, se si desiderava la configurazione kneehigh, e con la parte posteriore se, invece, bisognava ottenere la configurazione kneeing. Nell'ipotesi di progetto il cuneo veniva fissato su un telaio fisso (Figura 83)

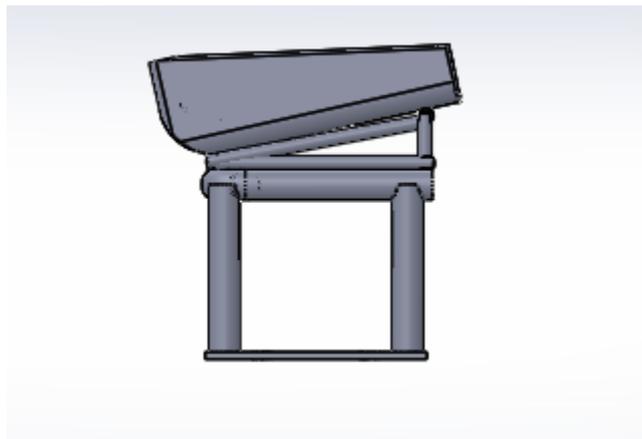


Figura 83. Esempio di slitta con inclinazione della seduta ottenuta tramite il cuneo.

L'analisi è stata condotta per tre differenti altezze di questo telaio: 23 cm, 25 cm, e 27 cm. Differenti altezze del telaio avrebbero consentito di variare l'altezza del baricentro dell'atleta rispetto al suolo. Sono stati esaminati anche studi con altezze minori di 23cm

e maggiori di 27 cm, ma sono stati riscontrati subito problemi nella posizione delle gambe, che hanno impedito l'attuazione di tali modelli. In questa seconda fase con telaio fisso e cuneo di altezza variabile si sono ottenute diverse inclinazioni della seduta con una variazione tra  $-22^\circ$  a  $22^\circ$ , passando per  $0^\circ$ . Nella tabella si osservano i diversi modelli acquisiti nelle configurazioni kneehigh e kneeling:

- Kneehigh:

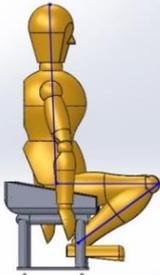
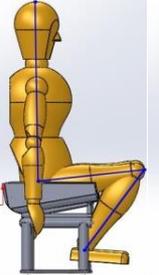
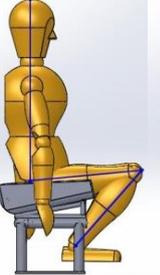
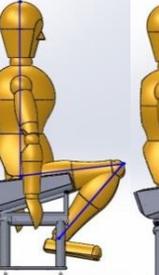
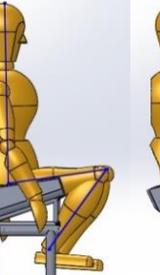
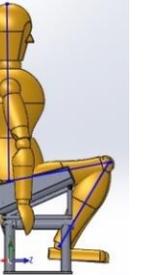
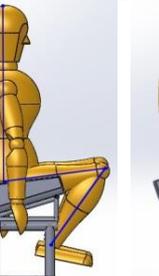
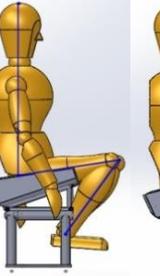
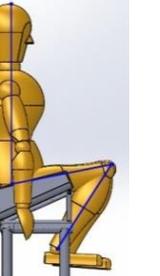
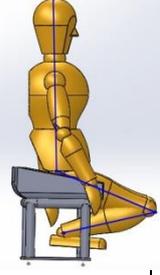
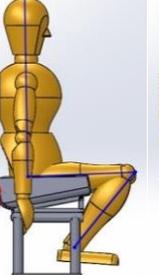
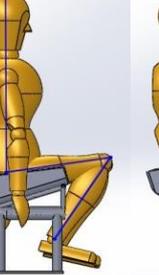
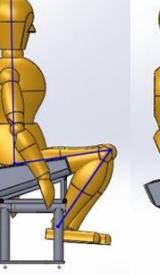
Altezza slitta	Altezza cuneo 0 cm Angolo seduta- orizzontale $0^\circ$	Altezza cuneo 5 cm Angolo seduta- orizzontale $11^\circ$	Altezza cuneo 8 cm Angolo seduta- orizzontale $13^\circ$	Altezza cuneo 10 cm Angolo seduta- orizzontale $16^\circ$	Altezza cuneo 12 cm Angolo seduta- orizzontale $19^\circ$	Altezza cuneo 14 cm Angolo seduta- orizzontale $22^\circ$
23 cm						
	Angolo ginocchio= $36^\circ$ Angolo tronco= $90^\circ$	Angolo ginocchio= $46^\circ$ Angolo tronco= $84^\circ$	Angolo ginocchio= $44^\circ$ Angolo tronco= $84^\circ$	Angolo ginocchio= $43^\circ$ Angolo tronco= $83^\circ$	Angolo ginocchio= $43^\circ$ Angolo tronco= $81^\circ$	Angolo ginocchio= $43^\circ$ Angolo tronco= $78^\circ$
25 cm						
	Angolo ginocchio= $37^\circ$ Angolo tronco= $98^\circ$	Angolo ginocchio= $48^\circ$ Angolo tronco= $87^\circ$	Angolo ginocchio= $46^\circ$ Angolo tronco= $85^\circ$	Angolo ginocchio= $45^\circ$ Angolo tronco= $83^\circ$	Angolo ginocchio= $45^\circ$ Angolo tronco= $81^\circ$	Angolo ginocchio= $44^\circ$ Angolo tronco= $78^\circ$
27 cm						
	Angolo ginocchio= $40^\circ$ Angolo tronco= $109^\circ$	Angolo ginocchio= $49^\circ$ Angolo tronco= $87^\circ$	Angolo ginocchio= $47^\circ$ Angolo tronco= $86^\circ$	Angolo ginocchio= $46^\circ$ Angolo tronco= $84^\circ$	Angolo ginocchio= $46^\circ$ Angolo tronco= $82^\circ$	Angolo ginocchio= $45^\circ$ Angolo tronco= $79^\circ$

Tabella 33. La tabella rappresenta le diverse configurazioni di slittino esaminate in configurazione kneehigh, con le diverse altezze delle gambe e diverse inclinazioni della seduta. È rappresentato, inoltre, il calcolo degli angoli di anca e ginocchio.

- Kneeing:

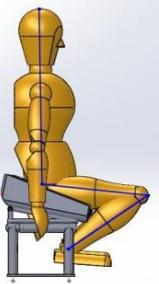
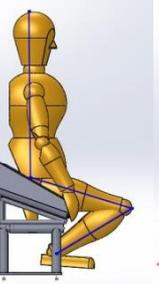
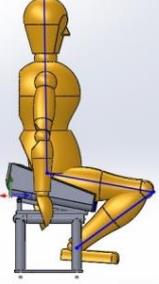
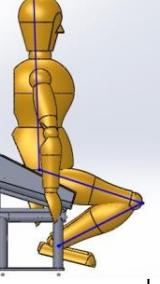
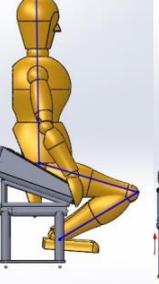
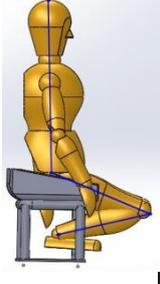
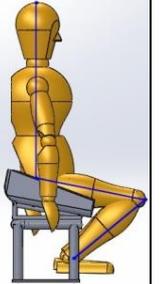
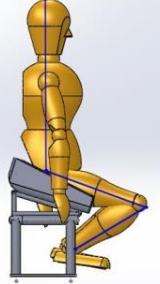
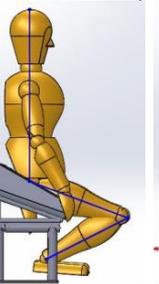
Altezza slittino	Altezza cuneo 0 cm Angolo seduta-orizzontale 0°	Altezza cuneo 5 cm Angolo seduta-orizzontale 11°	Altezza cuneo 8 cm Angolo seduta-orizzontale 13°	Altezza cuneo 10 cm Angolo seduta-orizzontale 16°	Altezza cuneo 12 cm Angolo seduta-orizzontale 19°	Altezza cuneo 14 cm Angolo seduta-orizzontale 22°
23 cm						
	Angolo ginocchio =36° Angolo tronco =90°	Angolo ginocchio =39° Angolo tronco =96°	Angolo ginocchio =41° Angolo tronco =99°	Angolo ginocchio =42° Angolo tronco =107°	Angolo ginocchio =49° Angolo tronco =108°	Angolo ginocchio =48° Angolo tronco =106°
25 cm						
	Angolo ginocchio =37° Angolo tronco =98°	Angolo ginocchio =46° Angolo tronco =100°	Angolo ginocchio =47° Angolo tronco =101°	Angolo ginocchio =48° Angolo tronco =108°	Angolo ginocchio =49° Angolo tronco =109°	Angolo ginocchio =50° Angolo tronco =117°
27 cm						
	Angolo ginocchio =40° Angolo tronco =109°	Angolo ginocchio =47° Angolo tronco =101°	Angolo ginocchio =48° Angolo tronco =102°	Angolo ginocchio =50° Angolo tronco =109°	Angolo ginocchio =51° Angolo tronco =111°	Angolo ginocchio =53° Angolo tronco =119°

Tabella 34. La tabella rappresenta le diverse configurazioni di slittino esaminate in configurazione kneeling, con le diverse altezze delle gambe e diverse inclinazioni della seduta. È rappresentato, inoltre, il calcolo degli angoli di anca e ginocchio.

Le simulazioni sopra riportate sono state condotte mantenendo il tronco dell'atleta sempre in posizione verticale, tralasciando, quindi, le inclinazioni che si hanno nella realtà per una semplicità di calcolo. In questa prima fase si è voluto solo analizzare il

range di altezza dello slittino possibile e la differenza dell'angolo di ginocchio e di anca tra le diverse configurazioni. Dai valori ottenuti si osserva che, nella configurazione kneehigh, all'aumentare dell'altezza del cuneo corrisponde una diminuzione sia dell'angolo di ginocchio che dell'angolo di anca, viceversa nella configurazione kneeling, alla quale corrisponde un aumento di entrambi gli angoli. Passando, poi, da un'altezza minima del telaio di 23 cm ad una massima di 27 cm, si riscontra un aumento dei due angoli in tutte e due le configurazioni.

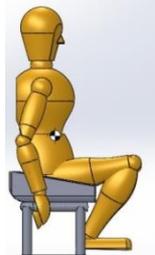
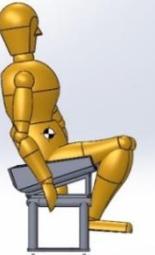
## 5. Valutazione del baricentro nelle diverse configurazioni

Si è cercato di creare un ambiente di lavoro il più possibile vicino alle condizioni reali; per questo sono state apportate modifiche al modello cad precedente: le gambe del manichino sono state posizionate in una posizione vicina a quella assunta nella realtà e il tronco è stato inclinato di un numero ragionevole di gradi per simulare la seduta che l'atleta avrebbe nella fase iniziale di spinta. La variazione della posizione del baricentro è stata analizzata dettagliatamente attraverso due diversi casi:

- A. Calcolo del baricentro mantenendo le masse degli arti superiori e inferiori del manichino, ma ponendo a zero le masse dei componenti dello slittino.
- B. Calcolo del baricentro considerando sia le masse degli arti superiori e inferiori del manichino che le masse dei componenti dello slittino.

Di seguito si riportano i valori rilevati dallo studio del baricentro nei due diversi casi sopra elencati, distinguendo ancora le posizioni kneehigh e kneeling:

- A. Calcolo del baricentro mantenendo le masse degli arti superiori e inferiori del manichino, ma ponendo a zero le masse dei componenti dello slittino:

Configurazione	Altezza cuneo 0 cm Angolo seduta-orizzontale 0°	Altezza cuneo 5 cm Angolo seduta-orizzontale 11°	Altezza cuneo 8 cm Angolo seduta-orizzontale 13°	Altezza cuneo 10 cm Angolo seduta-orizzontale 17°	Altezza cuneo 12 cm Angolo seduta-orizzontale 20°	Altezza cuneo 14 cm Angolo seduta-orizzontale 24°
Kneehigh						

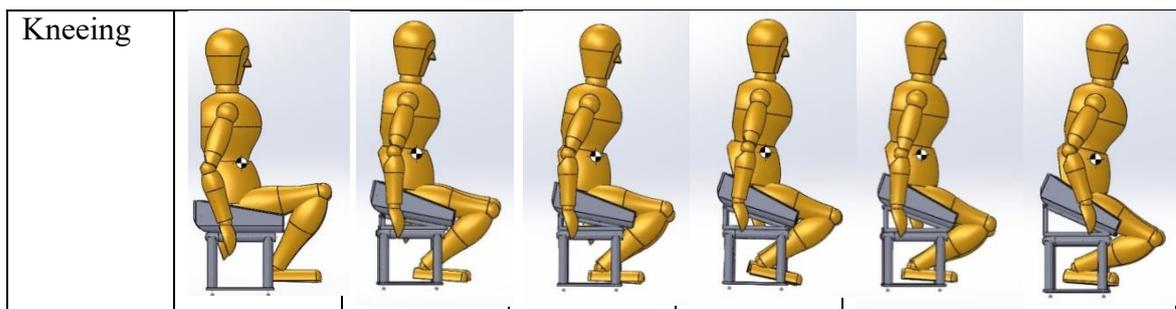


Tabella 35. Posizioni del baricentro nelle diverse configurazioni, considerando la massa degli arti inferiori, superiori e del tronco del manichino e ponendo a zero le masse della slitta.

B. Calcolo del baricentro considerando sia le masse sia degli arti superiori che di quelli inferiori del manichino e le masse dei componenti dello slittino:

Configurazione	Altezza cuneo 0 cm Angolo seduta-orizzontale e 0°	Altezza cuneo 5 cm Angolo seduta-orizzontale e 11°	Altezza cuneo 8 cm Angolo seduta-orizzontale e 13°	Altezza cuneo 10 cm Angolo seduta-orizzontale e 17°	Altezza cuneo 12 cm Angolo seduta-orizzontale e 20°	Altezza cuneo 14 cm Angolo seduta-orizzontale e 24°
Kneehigh						
Kneeing						

Tabella 36. Posizioni del baricentro nelle diverse configurazioni, considerando la massa degli arti inferiori, superiori, del tronco del manichino e le masse della slitta.

Dall'osservazione delle due simulazioni , si può notare che il baricentro ha uno spostamento in direzione antero-posteriore in funzione dell'inclinazione della seduta. In particolare:

- Nella configurazione kneehigh, man mano che l'altezza del cuneo aumenta, vi è un arretramento del baricentro in quanto il tronco per preservare l'equilibrio cade all' indietro;
- Al contrario, nella configurazione kneeing, si registra uno spostamento in avanti del baricentro rispetto alla posizione occupata nella configurazione di base di 0°, indice questo di un avanzamento del tronco dell'atleta.
- Inoltre, il baricentro ha uno spostamento anche in direzione verticale a seconda che si considerino o meno le masse dello slittino. Nella prima simulazione è in una posizione più alta rispetto alla seconda ; questo perché, nel primo caso, sulla posizione del baricentro influisce solo la massa degli arti superiori e degli arti inferiori. Nella seconda il centro di massa subisce un abbassamento di posizione dettato dall'influenza della massa dello slittino.

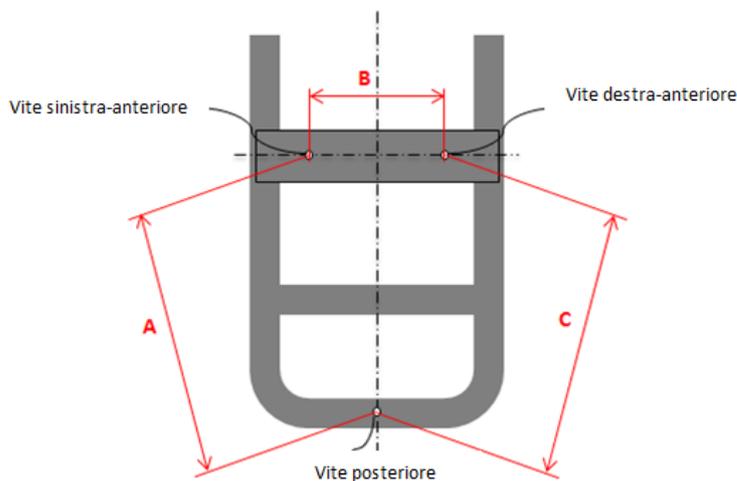
Le posizioni occupate dal baricentro dell'atleta nelle diverse posizioni è un elemento importante poiché capire dove va a stabilirsi il centro di massa è fondamentale per garantire l'equilibrio dello slittino che verrà progettato nelle fasi successive. Il software Solidworks calcola il centro di massa automaticamente in base a tutti i parametri che sono stati dati in input all'inizio del progetto( masse delle parti del corpo dell'atleta, masse dello slittino e massa del cuneo) e permette la visualizzazione di questo direttamente sul modello. Si è condotto quindi lo studio per ricavare le misure delle coordinate del baricentro, cercando però di simulare la posizione dell'atleta nel modo più realistico possibile. Per non discostarsi di molto dalla posizione che assumerebbe il baricentro nelle condizioni reali, si sono imposti dei limiti e delle caratteristiche sul modello 3D considerato. Il poggiatesta presente nello slittino originario dell'atleta, ad un'altezza di 85mm, è stato eliminato dal modello cad, in quanto questo rappresentava un vincolo per la posizione delle gambe e dei piedi dell'atleta, limitava i movimenti e causava la non fattibilità delle configurazioni kneeing e kneehigh più estreme. Si è imposto, poi, un angolo tra il tronco dell'atleta e il piano orizzontale diverso a seconda delle configurazioni e un angolo tra le cosce e lo stesso piano orizzontale, in modo da mantenerle fisse alla seduta e da simulare la vera angolazione. Variando l'altezza del cuneo e passando da una simulazione kneeing ad una simulazione kneehigh si ha un angolo di ginocchio e di tronco diverso.

6. Integrazione dell'interfaccia dell'attuale seduta dell'atleta (viti seduta e viti attacchi) nel modello Solidworks con altezza del telaio di 25 cm.

Nelle analisi precedenti sono state utilizzate tre diverse altezze del telaio(23 cm , 25 cm, e 27 cm). Per gli studi successivi, si è scelto di utilizzare il telaio con altezza intermedia

di 25 cm. Questo perché con un'altezza minore si è visto che si aveva difficoltà a posizionare le gambe del manichino sulla seduta, poiché vi era uno spazio minore per le gambe. Invece con altezze maggiori di 25 cm, c'era una minore possibilità di eseguire prove sul telaio, poiché già con le prime configurazioni di inclinazione e altezza si raggiungeva il limite di altezza di 40 cm tra punto di contatto della natica con il sedile e la parte superiore dello sci, imposto dall'IPC.

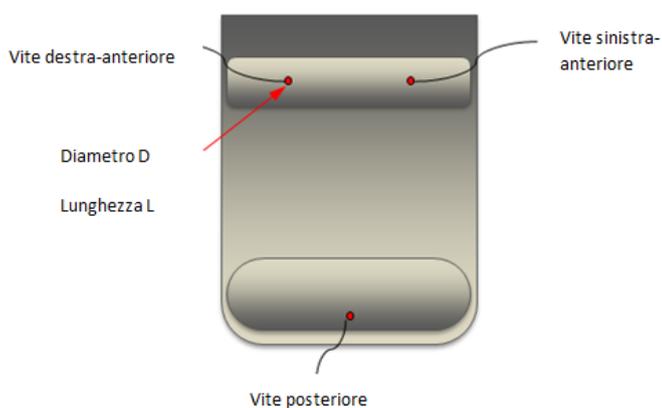
Poiché il nuovo progetto di slittino avrebbe dovuto avere l'attuale seduta dell'atleta, si sono considerate, a questo punto, le viti presenti sulla seduta dello slittino e quelle degli attacchi degli sci rispetto al centro di massa. Nel nuovo modello si è scelto di fissare le viti alla seduta senza modificarne il numero e la posizione rispetto al modello originario. (vedi figura 84-85-86-87)



Dimensione	Valore(mm)
A	230
B	135
C	230

Tabella 37. Dimensioni viti sul telaio del modello originario dello slittino

Figura 84. Posizioni originarie delle viti sul telaio



Dimensione	Valore(mm)
Diametro D	10
Lunghezza L	35

Tabella 38. Dimensioni viti sulla seduta del modello originario dello slittino

Figura 85. Posizioni originarie delle viti sulla seduta



Diametro DP

Lunghezza LP

Figura 86. Posizioni originarie degli attacchi degli sci

Dimensione	Valore(mm)
Diametro DP	7
Lunghezza LP	40
E	152

Tabella 39. Dimensioni viti attacchi



Figura 87. Posizioni degli sci nel modello originario dello slittino

Dimensione	Valore(mm)
S	240

Tabella 40. Distanza degli sci

Successivamente si è passati all'analisi delle coordinate delle viti e del baricentro. Si è impostata un'origine e un sistema di coordinate che fosse comune a tutti i modelli e che non subisse variazioni nel passaggio da una configurazione kneeling ad una kneehigh o alla variazione dell'angolo di inclinazione della seduta. Per fare questo, tramite il software Solidworks si è costruito un cubo con un'altezza pari a 350 mm e una lunghezza di 340 mm. Poiché la fase successiva del lavoro era la progettazione di un nuovo telaio, mantenendo la seduta e gli sci del modello originario, si è scelto di utilizzare questo cubo in sostituzione al telaio precedente della slitta per avere un sistema comune per tutte le simulazioni. Si è deciso, infatti, di posizionare l'origine del sistema di riferimento nel vertice infero-posteriore del cubo per calcolare le coordinate sia del baricentro che delle viti anteriori e posteriori dello slittino e quelle degli attacchi degli sci. Si è ottenuto quindi il nuovo modello su Solidworks, costituito da :un cubo per sostituire la base dello slittino, il cuneo, per simulare le diverse inclinazioni ,e la seduta,

con le medesime caratteristiche di quella attuale dell'atleta. Per il calcolo delle coordinate si è impostato una massa della seduta pari a 2.6 kg, le masse degli arti dell'atleta sono mantenute costanti rispetto a quelli scelti in partenza, con una massa dell'atleta pari a 50 kg; si sono posti, invece, a zero la massa del cuneo e del cubo, essendo questi solo ausili temporanei per lo studio delle coordinate e non oggetto di ricerca per la progettazione vera e propria del nuovo modello di slitta. Nella tabella seguente si riportano le misure ricavate delle coordinate del baricentro e delle viti anteriori e posteriori della seduta e quelle degli attacchi degli sci nella configurazione kneehigh. Si riportano inoltre le immagini ottenute dal software Solidworks mettendo in risalto la posizione occupata dal baricentro nei diversi modelli. Il sistema di riferimento è orientato come: X verso sinistra, Y verso l'alto, Z in avanti e le misure sono in mm:

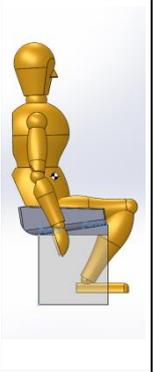
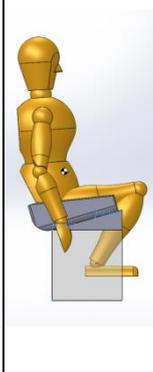
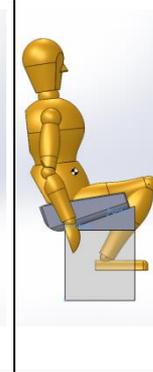
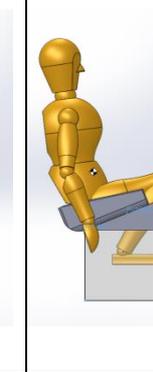
		Tipo di seduta						
		0	5 kneehigh	8 kneehigh	10 kneehigh	12 kneehigh	14 kneehigh	
CONFIGURAZIONI								
	Angolo(°)	0	7	13	16	19	22	
	Baricentro (mm)	X	172	171	171	172	171	171
		Y	649	644	643	641	641	641
		Z	90	79	70	60	48	42
	Vite anteriore destra (mm)	X	102	102	102	102	102	102
Y		350	382	400	411	422	433	
Z		221	219	215	212	209	205	
Vite anteriore sinistra (mm)	X	237	237	237	237	237	237	
	Y	350	382	400	411	422	433	
	Z	221	219	215	212	209	205	
Vite posteriori (mm)	X	170	170	170	170	170	170	
	Y	350	350	350	350	350	350	
	Z	1	0,99	0,97	0,96	0,94	0,93	

Tabella 41. Coordinate del baricentro e delle viti anteriori e posteriori della seduta nelle diverse configurazioni di inclinazione della seduta, nel modello kneehigh

Per la configurazione kneeling sono state apportate delle modifiche al modello creato. per ottenere delle misure aderenti con quanto dettato dalla norma 224.9.1 dell'IPC, la quale afferma che: “ La differenza di altezza massima consentita tra il punto di contatto della natica con il sedile e la parte superiore dello sci è di 40 cm (compreso il cuscino senza carico)” (IPC Nordic Skiing 2015). Quindi al fine di evitare la violazione delle norme dell'IPC si è pensato di eliminare il cuneo nella configurazione kneeling, di mantenere l'altezza posteriore del cubo sempre costante, di 35 cm per ottenere le varie inclinazioni, e di variare solo l'altezza anteriore in base agli angoli di inclinazione desiderati.

Pertanto, i valori delle coordinate del baricentro e delle viti ottenuti nella configurazione kneeling, sono riportati nella tabella seguente:

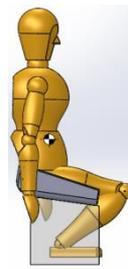
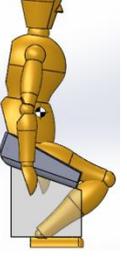
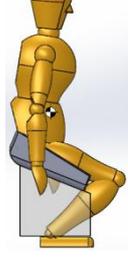
		Tipo di seduta						
		0	5 kneeling	8 kneeling	10 kneeling	12 kneeling	14 kneeling	
CONFIGURAZIONI								
	Angolo(°)	0	7	13	16	19	22	
	Baricentro (mm)	X	172	172	171	171	171	171
		Y	649	640	629	620	614	612
		Z	90	95	119	136	144	148
	Vite anteriore destra (mm)	X	102	102	102	102	102	102
Y		350	318	300	288	277	267	
Z		221	219	215	212	209	205	
Vite anteriore sinistra (mm)	X	237	238	237	237	237	237	
	Y	350	318	300	288	277	267	
	Z	221	219	215	212	209	205	
Vite posteriore (mm)	X	170	170	170	170	170	170	
	Y	350	350	350	350	350	350	
	Z	1	0.96	0.97	0.96	0.94	0.93	

Tabella 42. Coordinate del baricentro e delle viti anteriori e posteriori della seduta nelle diverse configurazioni di inclinazione della seduta, nel modello kneeling

Osservando i valori ricavati nelle due tabelle, si può affermare che il baricentro non subisce spostamenti medio laterale, in nessuna delle configurazioni, mantenendo quindi un valore costante di 171 mm. Per quanto riguarda, invece, la coordinata z (antero-

posteriore) i valori subiscono delle mutazioni significative: si può notare che nella prima configurazione diminuiscono di una quantità notevole, passando da un valore iniziale di 90 mm ad un minimo di 42 mm, invece per la seconda configurazione aumentano di circa 60 mm dalla configurazione di 0mm alla configurazione di 14mm. Questo rispecchia quanto detto precedentemente; infatti in kneehigh il tronco cade all'indietro e la parte più alta del cuneo, trovandosi anteriormente, provoca un arretramento del tronco, portando più indietro anche il centro di massa. Invece, in kneeling il tronco tende ad essere spostato in avanti, e, di conseguenza anche la posizione del centro di massa avanza man mano che aumenta l'inclinazione della seduta.

Per considerare gli spostamenti del baricentro e delle viti nelle varie sedute, le coordinate appena trovate sono state importate in Matlab. Questo ha permesso di analizzare le diverse posizioni occupate e quindi di valutare il volume complessivamente occupato dallo slittino nelle varie configurazioni. Si sono sovrapposte tutte le configurazioni create e sono stati, poi, analizzati i movimenti del baricentro e delle viti anteriori della seduta (Figura 88)

L'immagine riportata è stata ottenuta nel piano Y-Z e poiché l'origine del sistema era, per costruzione, prossima alla posizione anteroposteriore della vite posteriore, si è ottenuta una sovrapposizione delle viti posteriori di tutte le configurazioni.

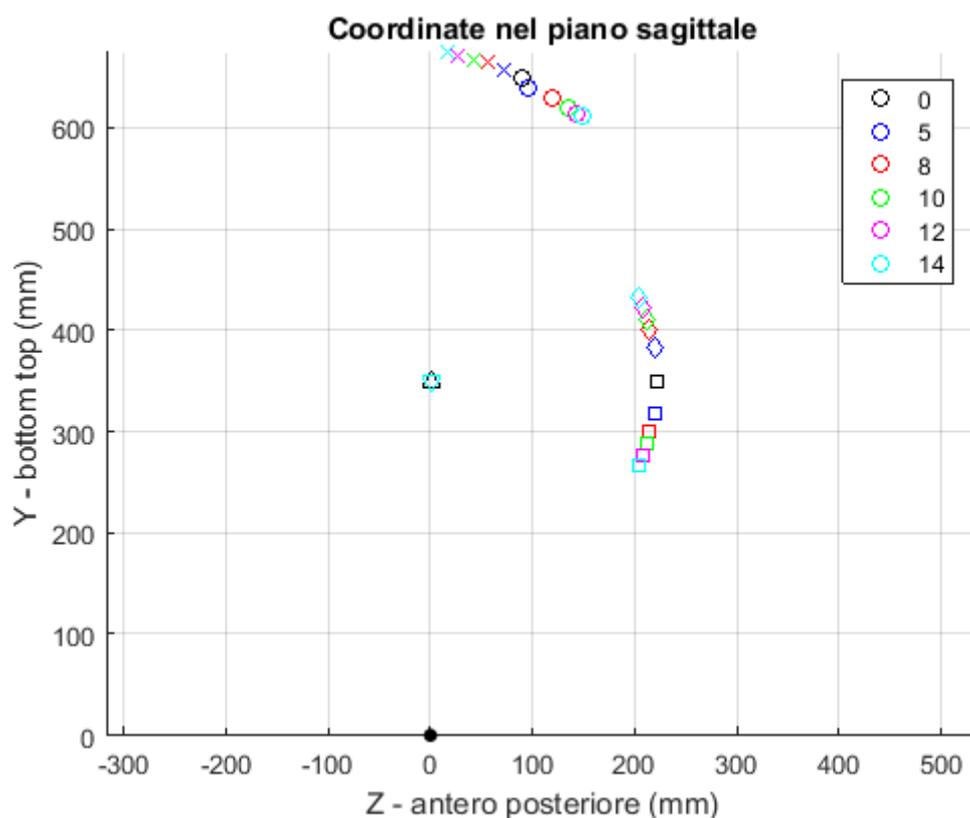


Figura 88. Posizione delle viti del baricentro, della vite anteriore e della vite posteriore della seduta, nelle configurazioni kneehigh e kneeling.

Dall'osservazione del grafico si osserva che la posizione della vite posteriore(“▼”,in kneehigh e “▲” in kneeing) è la stessa per tutte le configurazioni, in quanto è stata mantenuta costante l'altezza posteriore del cubo. Il simbolo “x” indica la posizione del baricentro nelle condizioni di kneeing, invece “o” rappresenta il baricentro in kneehigh. “■” indica invece la posizione delle viti anteriori nelle configurazioni kneeing e “◆”in kneehigh. Si evince la presenza di uno spostamento in avanti e un abbassamento della posizione sia del baricentro che della seduta in condizioni di kneehigh. Invece, in kneeing si ha il movimento opposto del centro di massa e delle viti anteriori rispetto a quelle posteriori. Le distanze, però dalla prima configurazione (0 cm )all'ultima(14 cm ) risultano essere pari a 90 cm sia in situazione di kneehigh che di kneeing. Il baricentro in entrambi i casi si sposta di una quantità pari a 5,5 cm in avanti o indietro, a seconda se vi è una posizione kneeing o kneehigh, e di 18 cm verso il basso o verso l'alto. In totale,invece,le viti, passando dalla condizione con ginocchia più alte dell'anca o più basse si spostano di 16 cm.

#### *4.3 Slittino regolabile*

Per la realizzazione del nuovo modello di slitta si era scelto di mantenere la seduta e gli sci con i rispettivi attacchi del modello originario. Quindi, si voleva solo modificare la struttura del telaio. Nelle analisi precedenti si sono considerate le posizioni delle viti della seduta originaria dell'atleta, per analizzare la posizione del baricentro nelle diverse configurazioni. Precedentemente, però, non sono state considerate le posizioni degli attacchi degli sci, in quanto non influenzavano la posizione del centro di massa. Però, per la fase successiva di progettazione del nuovo modello di slitta è stato fondamentale esaminare anche la posizione degli attacchi degli sci. La distanza degli attacchi degli sci era di 300 mm nel sistema originario. Così, si è deciso di spostare l'origine del sistema al centro degli attacchi degli sci ad una distanza da questi di 150 mm sia a destra che a sinistra ,in modo da far cadere il baricentro nell'origine e da riferire tutti gli spostamenti ad esso. Il nuovo modello di slitta si doveva attenere al meglio alle norme dettate dall'IPC e doveva aumentare le prestazioni in termini di gara e di comfort dell'atleta. Da qui è nata l'idea di un unico sistema che permetteva ,attraverso piccole modifiche di costruzione, di ottenere diverse inclinazioni di slitta, come si è visto nelle fasi di analisi precedenti. Nel corso di questo studio sono state eseguite delle prove modificando sia l'altezza delle gambe dello slittino che l'inclinazione della seduta per avere un iter completo sulle possibili soluzioni. Dalle analisi fatte non si poteva affermare con certezza quali fossero le posizioni migliori per l'atleta Sini Pyy; i valori del baricentro sono risultati ragionevoli sia in configurazione kneeing che kneehigh ,non sono apparse delle anomalie così evidenti da poter eliminare una simulazione rispetto ad un'altra. Inoltre, dalle ricerche storiche eseguite sugli sciatori di fondo paralimpico si è evinto che quelli di classe LW11( a cui appartiene l'atleta finlandese Sini Pyy) assumono sia

posizioni con ginocchia più alte dell'anca(kneehigh) che viceversa. In un primo momento si è voluto comunque creare un sistema in grado di simulare tutte le prove condotte precedentemente, incluse quelle con altezze estreme, apportando solo delle modifiche ai componenti del sistema. Per le gambe dello slittino, si è pensato a dei tubi telescopici, dispositivi formati da due o più elementi tubolari atti a scorrere gli uni negli altri ,che permettono di ottenere le varie altezze necessarie per le diverse simulazioni.

Per la scelta dei pezzi meccanici è stata eseguita un'accurata ricerca. Si è trovato, però, una sola azienda che producesse profilati telescopici, come quelli desiderati per la progettazione del nuovo slittino. Sul catalogo erano presenti modelli di diverse dimensioni sia in termini di lunghezza, che in termini di dimensioni della sezione quadrata. L' altezza del telaio desiderata per il nuovo modello era di 350 mm . si è visto dalle specifiche dell'azienda scelta, che il tubo interno doveva essere inferiore di 14 mm rispetto al tubo esterno. Quindi, dopo diverse prove con i pezzi di varie dimensioni, si sono scelti per la parte esterna tubi di lunghezza pari a 160 mm e con sezione quadrata pari a 40x40mm di serie 8 ; e per la parte interna, invece, si sono utilizzati tubi lunghi 146 mm, con sezione quadrata pari a 30x30mm e di serie 6. Si riportano le immagini dei tubi scelti e le rispettive proprietà e dimensioni.

-Tubo esterno :

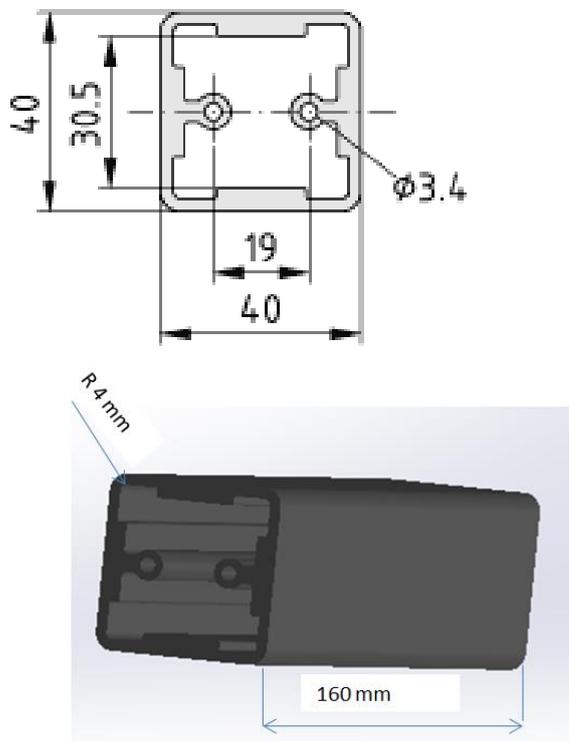


Figura 89. Modello cad del tubo esterno scelto per il nuovo modello di slittino.

PROPRIETA'		
Serie		8
Materiale		Al, anodizzato
Qualità		Naturale
Sezione trasversale	A	5.07 cm <sup>2</sup>
Momento d'inerzia, x-asse	I <sub>x</sub>	7.38 cm <sup>4</sup>
Momento d'inerzia, y-asse	I <sub>y</sub>	7.38 cm <sup>4</sup>
Momento d'inerzia a torsione	I <sub>t</sub>	1.09 cm <sup>4</sup>
Momento resistente, x-asse	W <sub>x</sub>	3.69 cm <sup>3</sup>
Momento resistente, y-asse	W <sub>y</sub>	3.69 cm <sup>3</sup>
Peso specifico lunghezza	M	1.37 kg/m

Tabella43. Proprietà del tubo esterno

-Tubo interno:

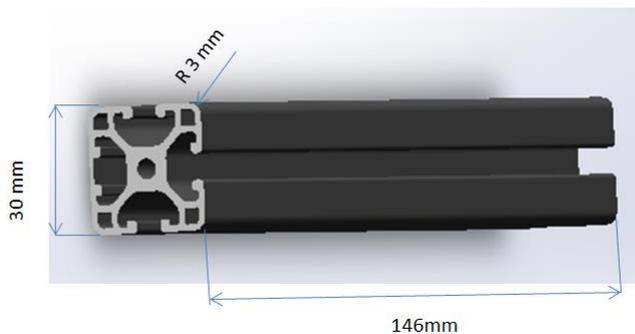


Figura 90. Modello cad del tubo interno scelto per il nuovo modello di slittino.

PROPRIETA'		
Serie		6
Materiale		Al, anodizzato
Qualità		Naturale
Sezione trasversale	A	3.43 cm <sup>2</sup>
Momento d'inerzia, x-asse	I <sub>x</sub>	2.9 cm <sup>4</sup>
Momento d'inerzia, y-asse	I <sub>y</sub>	2.9 cm <sup>4</sup>
Momento d'inerzia a torsione	I <sub>t</sub>	0.3 cm <sup>4</sup>
Momento resistente, x-asse	W <sub>x</sub>	1.94 cm <sup>3</sup>
Momento resistente, y-asse	W <sub>y</sub>	1.94 cm <sup>3</sup>
Peso specifico lunghezza	M	0.93 kg/m

Tabella 44. Proprietà del tubo interno

Il modello finale dei tubi telescopici è riportato in figura:

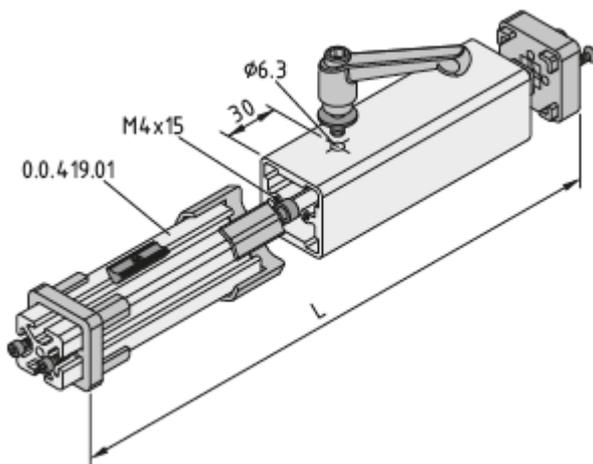
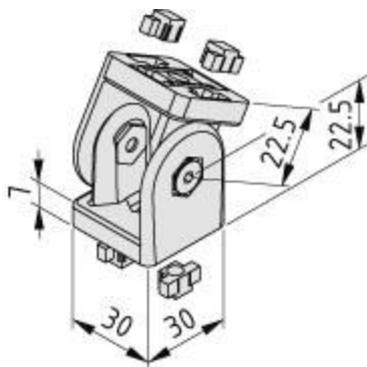


Figura 91. Modello cad del tubo telescopico utilizzato per il nuovo modello di slittino.

Sul medesimo catalogo si è cercato un pezzo meccanico che potesse permettere la simulazione delle diverse inclinazioni, con un angolo variabile automaticamente in base alle condizioni, senza apportare ulteriori modifiche o cambi di parti per passare da una configurazione all'altra. Gli snodi presenti sul catalogo hanno soddisfatto maggiormente le richieste del lavoro in corso. In questo nuovo

modello si è scelto di utilizzare solo due snodi da inserire nel sistema a contatto con i tubi interni dei profilati nella parte superiore, in quanto nella parte inferiore non si avevano inclinazioni. Pertanto, si sono scelti due giunti di sezione pari a 30x30mm e con un' altezza di 50mm. Di seguito, le immagini e le proprietà degli snodi optati per la progettazione:

-Snodi:



PROPRIETA'		
Serie		6
Peso	M	125g

Tabella45. Proprietà del giunto

Figura 92. Modello cad del giunto scelto per il nuovo modello di slittino.

A contatto con i due giunti inferiori sono stati posizionati tubi a sezione quadrata 30 x 30 mm di serie 6 con lunghezza di 300 mm, pari alla distanza degli attacchi degli sci presente nel modello originario di slitta:

-Profilati inferiori:

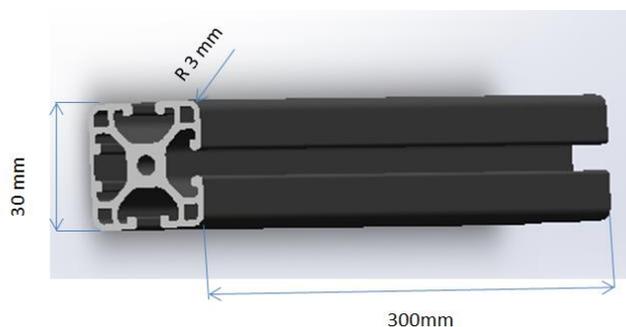
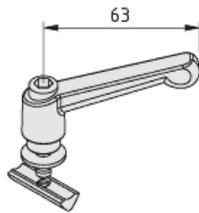


Figura 93. Modello cad del tubo inferiore scelto per il nuovo modello di slittino.

Le diverse altezze dei tubi telescopici erano ottenute tramite un sistema di bloccaggio a contatto con il tubo telescopico interno attraverso un tassello scorrevole. Il sistema era composto da:

- Tassello scorrevole 6 acciaio M6
- Rondella DIN 9021-6,4, acciaio
- Leva di bloccaggio

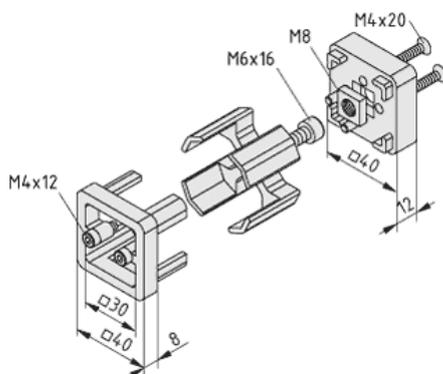


PROPRIETA'		
Serie		6
Peso	m	86g

Tabella46. Proprietà del set di accoppiamento

Figura 94. Modello cad del sistema di bloccaggio scelto per il nuovo modello di slittino.

Infine, è stato scelto un set di accoppiamento per permettere, insieme al set di bloccaggio, lo scorrimento del profilato interno in quello esterno:



PROPRIETA'		
Serie		8
Materiale		GD-GD-Zn, alluminio bianco simile a RAL 9006
Peso	M	250g

Tabella47. Proprietà del set di accoppiamento

Figura 95. Modello cad del set di accoppiamento scelto per il nuovo modello di slittino.

Dall'analisi condotta nelle fasi precedenti sulle mutazioni di posizioni del baricentro e delle viti della seduta, si è evinto che ,passando dalle configurazione più estreme sia in kneeling che in kneehigh, la seduta subisce uno spostamento di 16 cm. Pertanto, si doveva ideare un ausilio nel sistema in modo da permettere il passaggio automatico da una posizione all'altra della seduta. Sul software Solidworks si è creata una piastra rettangolare di lunghezza, pari alla seduta del

modello originario della slitta(420mm),di larghezza della medesima misura e spessore di 10 mm. Sulla faccia superiore sono state create delle asole di lunghezza pari a 170 mm e con un raggio di 7 mm. Queste permettevano lo scorrimento delle viti della seduta così da spostarla dei 16 cm per ottenere l'equilibrio del baricentro desiderato. Le asole presenti sulla piastra sono tre poiché le viti sulla seduta erano della medesima quantità, di cui due nella parte anteriore e una in quella posteriore.

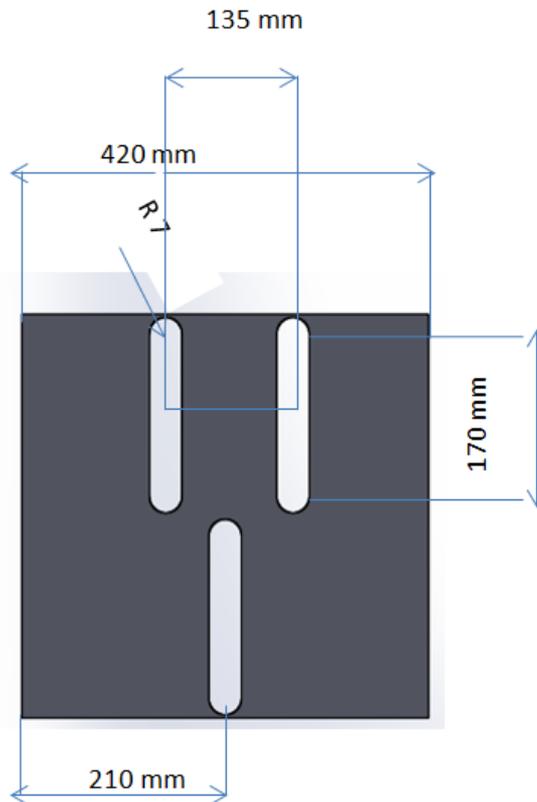


Figura 96. Modello cad del piastra con asole costruita per il nuovo modello di slittino.

Dei pezzi meccanici scelti , si è considerato il modello CAD messo a disposizione dall'azienda sul proprio sito, ed è stato importato su Solidworks. Infine, è stato assemblato con la piastra con le asole creata. Il modello finale, ottenuto in questa prima fase di progettazione è il seguente:

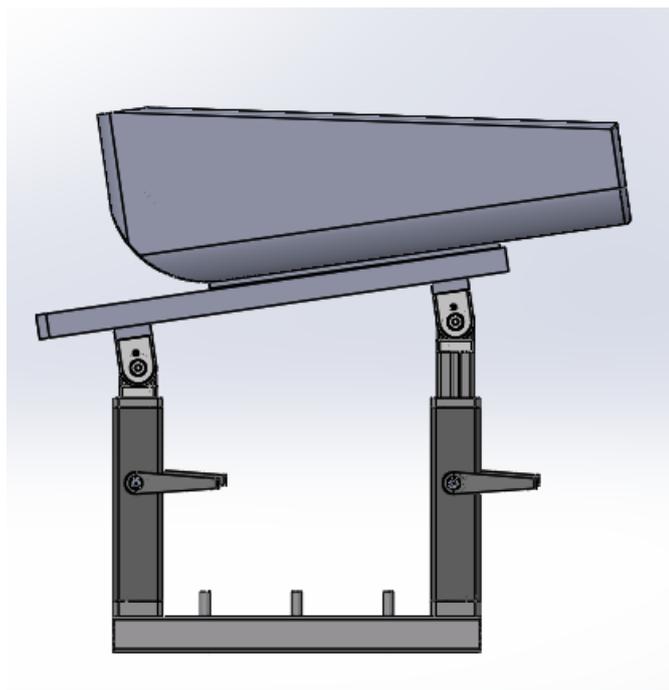


Figura 97. Modello cad completo del nuovo modello di slittino.

Negli studi successivi, si è scelto di prendere in considerazione solo le inclinazioni della seduta da  $0^\circ$  a  $16^\circ$ , tralasciando, quindi, le configurazioni più estreme, in quanto difficili da attuare per l'atleta Sini Pyy, a causa delle sue disabilità. Nelle immagini seguenti si dimostra l'osservanza della norma dell'IPC riguardanti l'altezza dello slittino:

-Angolo di seduta di  $16^\circ$

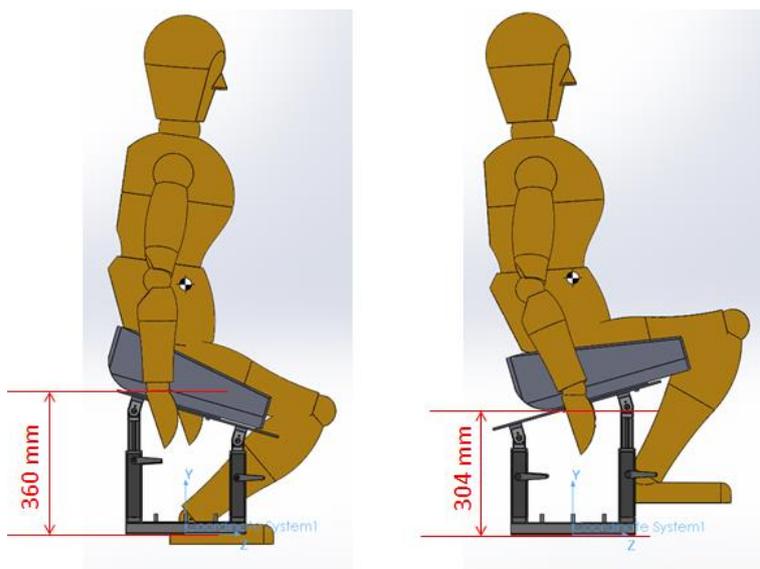


Figura 98. Modello del nuovo slittino con angolo di seduta pari a  $16^\circ$

-Angolo di seduta di 13°

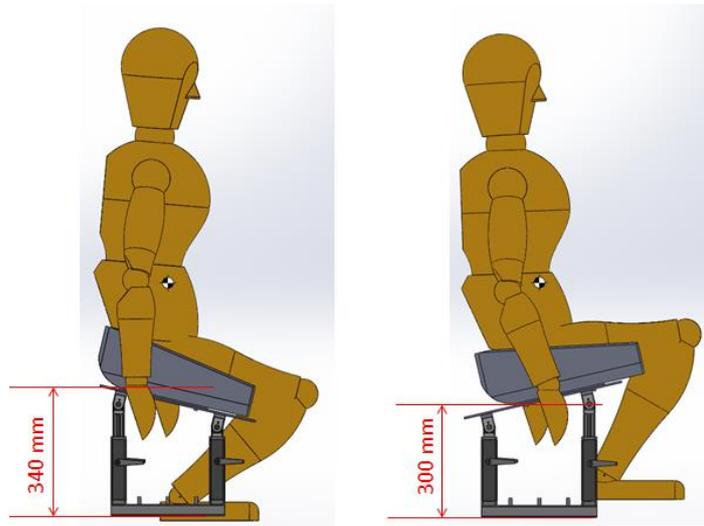


Figura 99. Modello del nuovo slittino con angolo di seduta pari a 13°

-Angolo di seduta di 8°

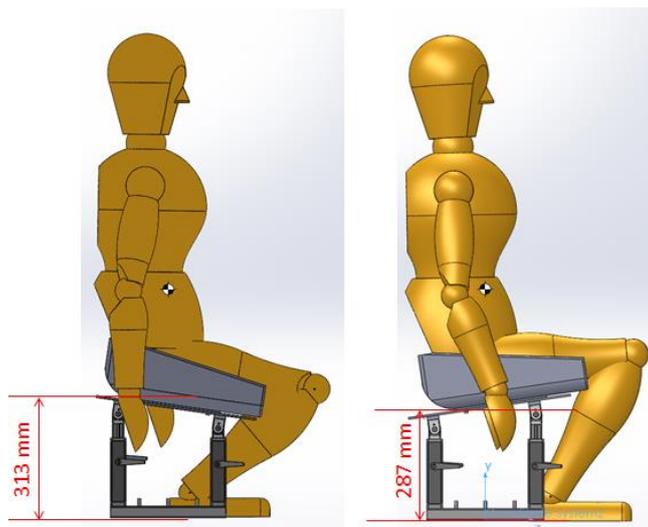
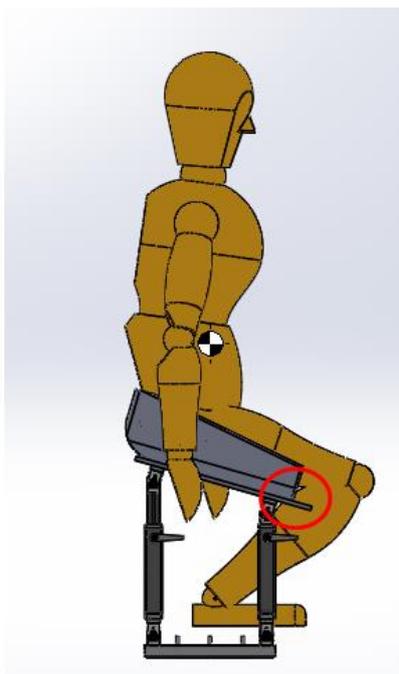


Figura 100. Modello del nuovo slittino con angolo di seduta pari a 8°

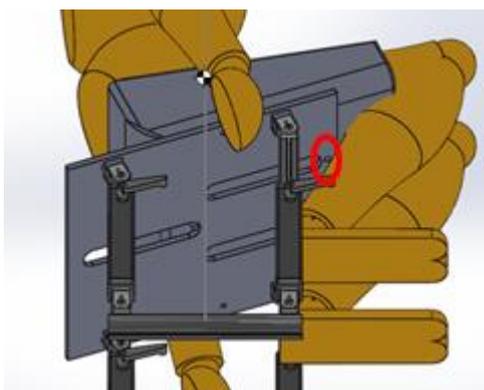
Considerando questi modelli, si sono rilevati dei problemi nella misura della asole. Infatti, la piastra sopra descritta, utilizzata nella configurazione kneeling, con la seduta che scorreva nelle apposite asole, occupava una posizione troppo in avanti rispetto alla seduta stessa, non permettendo, in tal modo, al soggetto di posizionarsi. Viene riportata l'immagine con il problema della piastra riscontrato e appena descritto.



*Figura 101. Modello del nuovo slittino con posizione di seduta di tipo kneeling. La figura mostra come la piastra sia più avanti rispetto alla seduta e quindi mostra la problematica ottenuta con questo tipo di piastra.*

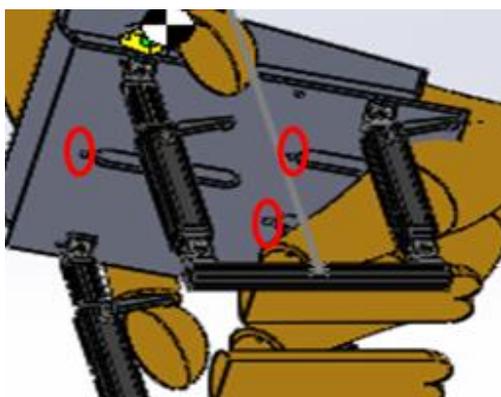
A tal punto si sono provate a modificare anche le dimensioni delle asole, ma non si è trovata nessuna combinazione possibile tra le configurazioni in kneehigh e kneeling. Di seguito si possono osservare alcune prove effettuate, variando le dimensioni delle asole e della piastra.

-Asole di lunghezza pari a 160mm:



*Figura 102. Modello del nuovo slittino con posizione di seduta di tipo kneehigh, con asole sulla piastra lunghe 160mm. La figura mostra come i fori non riescano a stare all'interno delle asole della piastra quindi mostra la problematica ottenuta con questo tipo di piastra.*

-Asole di lunghezza pari a 200mm:



*Figura 103 Modello del nuovo slittino con posizione di seduta di tipo kneehigh, con asole sulla piastra lunghe 200mm. La figura mostra come i fori non riescano a stare all'interno delle asole della piastra quindi mostra la problematica ottenuta con questo tipo di piastra.*

Si doveva allora creare un modello in grado di superare questi limiti. Si è giunti all'idea di un nuovo progetto in cui la piastra veniva sostituita da due piastre di larghezza inferiore alla precedente. Su di esse erano presenti le asole in cui si faceva scorrere una terza piastra, costituita nella parte superiore da tre fori, che servivano per fissare la seduta tramite le proprie viti:

-Piastra sotto la seduta

(Le misure sono riportate in m)

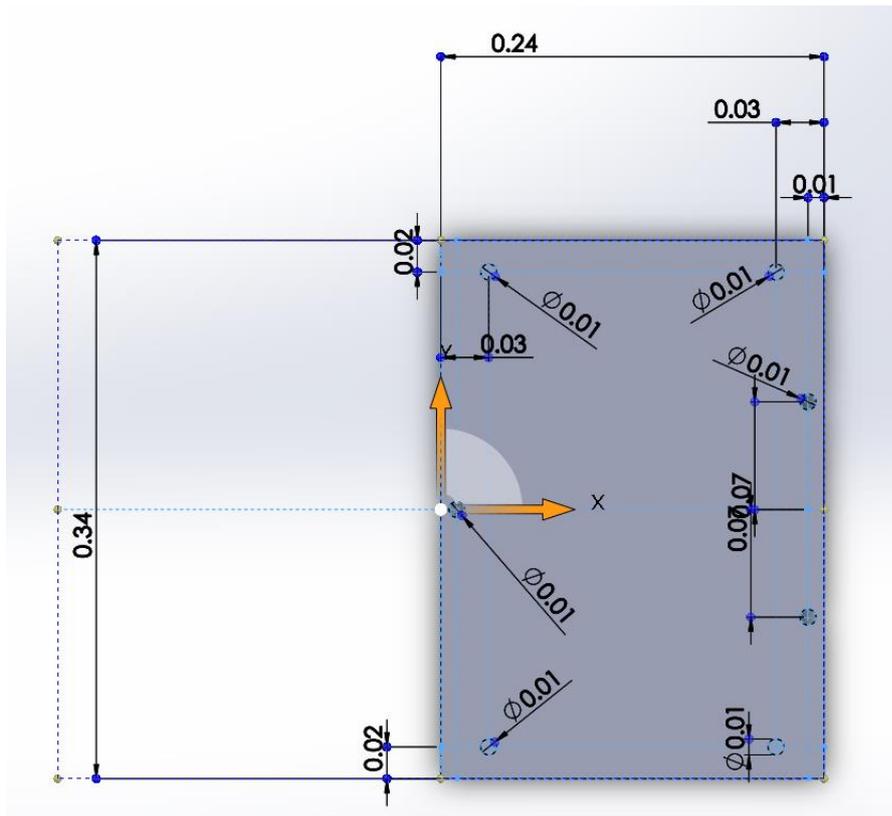
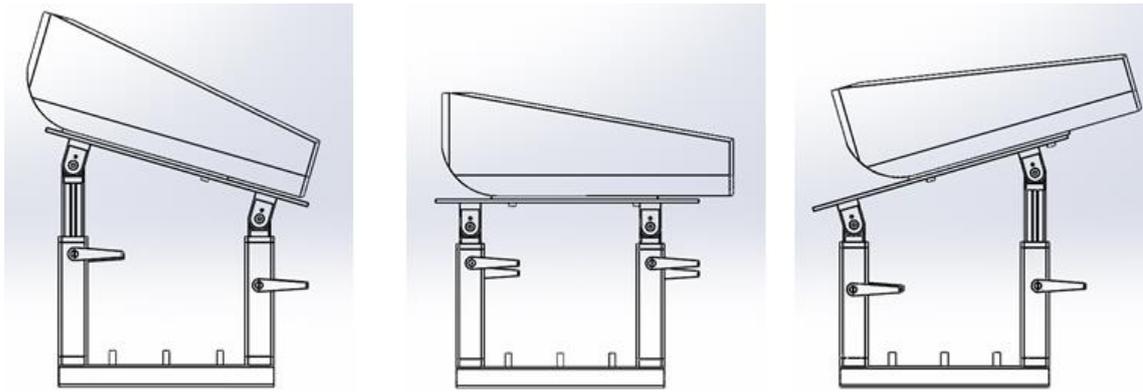


Figura 104. Nuovo modello di piastra che sarà posta a contatto con la seduta.

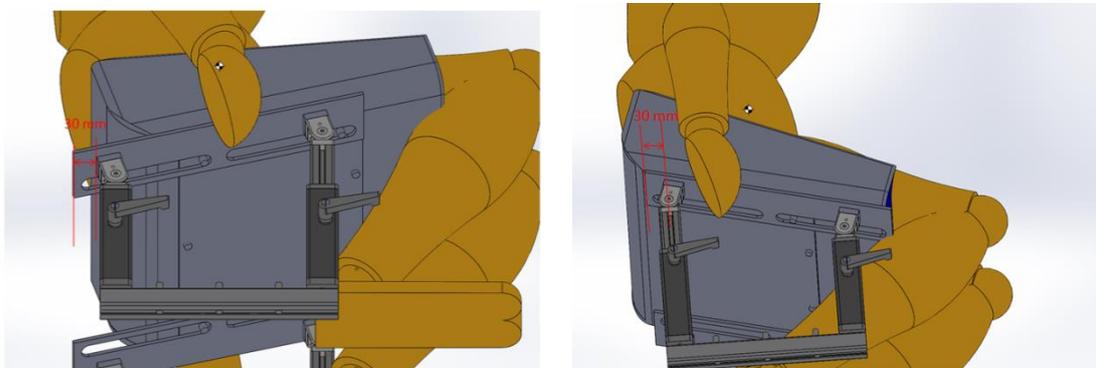
-Piastra di scorrimento

(Le misure sono riportate in m)





*Figura 106. Nuovo modello di slittino nelle configurazioni kneeling, normale e kneehigh*



*Figura 107. La figura mostra la piastra con fori del nuovo modello progettato fissate alla seduta e le due piastre con asole a contatto con il telaio.*

Tramite il catalogo consultato si è fatta un'analisi dei costi, della quantità dei pezzi meccanici e delle rispettive caratteristiche supposti idonei per la progettazione del nuovo slittino:



## 5. Conclusioni

L'obiettivo di questo lavoro di tesi è stato la progettazione di un nuovo modello di slittino di sci di fondo adattabile per atleti seduti. In particolare questo slittino è stato progettato per un'atleta paralimpica di classe LW11.

Il lavoro si compone di due parti: un'analisi biomeccanica della sciata di atleti di classi differenti e la progettazione vera e propria dello slittino. L'analisi biomeccanica di atleti appartenenti alle cinque classi sportive ha avuto lo scopo di dare maggiori informazioni sulla cinematica di atleti con diverse disabilità e quindi di capire quali modifiche potevano essere apportate al modello di slittino originario che portassero vantaggi anche in termini di performance. In questa prima parte si sono analizzati: la durata del ciclo di sciata, la durata della fase di spinta, la cinematica articolare di ginocchio, anca, tronco, spalla, e gomito e il baricentro. Dai risultati si è capito che: atleti con differenti livelli di disabilità presentano pattern di movimento durante la sciata differenti, ma che questi pattern sono ripetibili in cicli successivi. Infatti,

Si è ottenuto che gli atleti di classe LW10 e LW10.5, poiché hanno un ridotto controllo del tronco, non riescono a flettere molto il busto e hanno quindi un angolo di tronco più vicino alla verticale. Invece, gli atleti di classe superiore riescono a muovere meglio il busto per via di un maggiore controllo dei muscoli addominali, eseguono una flessione maggiore in fase di spinta. Inoltre questi atleti assumono una seduta di tipo kneehigh in cui le gambe aiutano ad aumentare la stabilità del tronco evitando eccessivi movimenti in direzione anteriore. Questo proprio per via del loro ridotto controllo muscolare sui muscoli addominali che non gli garantirebbe di avere stabilità durante la sciata. Invece l'atleta LW11 presenta un angolo di tronco intermedio rispetto agli altri atleti, e riesce a flettere ed estendere bene il tronco in fase di spinta e di recupero. Infine, gli atleti di classi superiori, inoltre, presentano un range di movimento del tronco maggiore e un tronco più flesso in avanti durante tutto il ciclo, rispetto agli atleti di classe inferiore. Questi risultati sono stati anche confermati dall'analisi del baricentro che posizioni del baricentro più arretrate rispetto l'attacco anteriore degli sci proprio perché assumono una posizione di tronco più vicino alla verticale. Invece, gli atleti delle classi sportive superiori avanzano maggiormente il baricentro all'attacco anteriore dello sci perché in fase di spinta e per tutto il ciclo di sciata assumono una posizione di tronco più in avanti. Questa prima parte ha confermato l'esistenza di differenze nella cinematica della sciata a seconda della classe di appartenenza. Siccome l'atleta per cui si vuole andare a progettare lo slittino regolabile appartiene a una classe intermedia (LW11) tutti questi risultati sono stati usati nella fase di progettazione in modo da avere un progetto di slittino che potesse passare da una configurazione kneehigh a una kneeling, garantendo la corretta posizione del baricentro rispetto agli attacchi.

La seconda parte è stata la progettazione vera e propria. Per la progettazione si è ricreato un modello per l'atleta e della sua seduta su Solidworks. Facendo variare le inclinazioni della seduta si è valutata la posizione del baricentro rispetto a un riferimento fisso in

differenti configurazioni kneehigh e kneeing. Questo ha permesso di individuare un'area di interfaccia tra la seduta e il nuovo telaio. Per poter soddisfare queste richieste si è deciso di usare dei tubi telescopici, in modo da rendere la seduta regolabile in altezza e inclinazione e delle piastre con asole per garantire il corretto allineamento del baricentro rispetto agli attacchi. Questi componenti sono utili per avere una seduta che possa essere adattabile alle esigenze dell'atleta senza apportare ulteriori modifiche al sistema, ma semplicemente regolando le altezze dei tubi e le inclinazioni della seduta tramite le asole. Il modello ottenuto con questi componenti sembra adattarsi alle esigenze individuate all'inizio del lavoro di tesi. Con esso si può, infatti, ottenere sia una configurazione kneehigh, come quella di partenza dell'atleta, che kneeing, migliorando così le prestazioni dell'atleta in fase di sciata. Inoltre, questo nuovo modello di slitta si attiene alle norme imposte dall'IPC, in cui si richiede che l'altezza dello slittino, dallo sci alle natiche, deve essere al massimo pari a 40cm. Infine l'analisi dei costi ha mostrato costi contenuti per l'eventuale realizzazione di un prototipo di questo telaio. In questo lavoro non sono stati considerati i costi delle piastre con asole che vengono messe a contatto con il telaio e la piastra con i fori da posizionare sotto la seduta dello slittino, poiché non presenti sui cataloghi di componenti meccanici. Ma si stima che impattino relativamente sul costo finale preventivato.

Per studi futuri si potrebbe considerare di valutare anche aspetti come il peso dello slittino e la sua forma per garantirne una buona aerodinamicità.

## 6. Bibliografia

- Gastaldi, Laura PhD\*; Pastorelli, Stefano PhD\*; Frassinelli, Stefano MD†. 2012. “A Biomechanical Approach to Paralympic Cross-Country Sit-Ski Racing.” [https://journals.lww.com/cjsportsmed/Abstract/2012/01000/A\\_Biomechanical\\_Approach\\_to\\_Paralympic.10.aspx](https://journals.lww.com/cjsportsmed/Abstract/2012/01000/A_Biomechanical_Approach_to_Paralympic.10.aspx).
- H F M Pernot, A M Lannem, R P J Geers, E F G Ruijters, M Bloemendal & H A M Seelen. 2011. “Validity of the Test–table–test for Nordic Skiing for Classification of Paralympic Sit-Ski Sports Participants.” <https://www.nature.com/articles/sc201130>.
- Hopkins. 2002. “A Scale of Magnitudes for Effect Statistics.” <http://www.sportsci.org/resource/stats/effectmag.html>.
- International Paralympic Committee (IPC). n.d. “No Title.” <https://www.paralympic.org/nordic-skiing/about>.
- IPC Nordic Skiing. 2015. “Nordic Skiing Classification Rules and Regulations,” no. December.
- M. Lund Ohlsson Email author M. S. Laaksonen. 2017. “Sitting Position Affects Performance in Cross-Country Sit-Skiing.” <https://link.springer.com/article/10.1007/s00421-017-3596-y>.
- Millet GY , Hoffman MD , Candau RB, Clifford PS. 1998. “Poling Forces during Roller Skiing: Effects of Technique and Speed.” <http://europepmc.org/abstract/med/9813879>.
- Nagle, Kyle B. 2015. “Cross-Country Skiing Injuries and Training Methods.” *Current Sports Medicine Reports* 14 (6): 442–47. doi:10.1249/JSR.0000000000000205.
- Rapp, W, V Rosso, O Ohtonen, L Gastaldi, Y Vanlandewijck, S Lindinger, and V Linnamo. 2016. “Role of Muscle Activation in the Sit-Skiing Performance and Classification Process.” *Science and Nordic Skiing III*, no. January: 165–72.
- Rosso, V., L. Gastaldi, W. Rapp, S. Lindinger, Y. Vanlandewijck, and V. Linnamo. 2017. “Biomechanics of Simulated versus Natural Cross-Country Sit Skiing.” *Journal of Electromyography and Kinesiology* 32. Elsevier Ltd: 15–21. doi:10.1016/j.jelekin.2016.11.002.
- Rosso, Valeria, Stefan Lindinger, Vesa Linnamo, Yves Vanlandewijck, Walter Rapp, and Laura Gastaldi. 2016. “Trunk Kinematics during Cross Country Sit-Skiing Ergometry: Skiing Strategies Associated to Neuromusculoskeletal Impairment.” In *2016 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications, MeMeA 2016 - Proceedings*. doi:10.1109/MeMeA.2016.7533724.
- Schillinger, F, W Rapp, A Hakkarainen, V Linnamo, and S Lindinger. 2016. “A Descriptive Video Analysis of Classified Nordic Disabled Sit-Skiers during the Nordic World Championship 2013.” *Science and Nordic Skiing III*, no. September 2017: 173–79.

Stöggli, Thomas Leonhard, and Hans Christer Holmberg. 2016. "Double-Poling Biomechanics of Elite Cross-Country Skiers: Flat versus Uphill Terrain." *Medicine and Science in Sports and Exercise* 48 (8): 1580–89.  
doi:10.1249/MSS.0000000000000943.