POLITECNICO DI TORINO

Corso di Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica

Tesi di Laurea Magistrale

Analisi cinematica telemetrica dello sci alpino tramite sensori indossabili miniaturizzati



Relatore Prof. Aurelio Somà

> **Candidato** Stefania Roati

Sommario

1. Introduzione	2
1.1 Storia dello sci	2
1.2 Attrezzatura	4
1.3 La tecnica	11
1.4 Obiettivo della tesi	18
2. Analisi del movimento	19
2.1 Inizi dell'analisi del movimento	19
2.2 Sistemi di analisi attuali	21
2.3 Sistemi optoelettronici	25
2.4 Sensori inerziali	34
3. Studi scientifici sullo sci alpino	37
4. Cinematica dello sci alpino in pista: risultati delle prove sperimentali	44
4.1 Sistema di misura	44
4.2 Selezione delle discese e sincronizzazione dei sensori	45
4.3 Analisi degli angoli caratteristici dello sci	48
4.4 Confronto tra le discese	62
4.5 Indici di valutazione della sciata	65
4.6 Considerazioni sulla cinematica dello sci alpino	71
5. Cinematica articolare della camminata: risultati prove sperimentali	72
5.1 Introduzione	72
5.2 Prove sperimentali	73
5.3 Analisi angolo articolare di ginocchio integrando i dati del giroscopio	74
5.3 Analisi angolo articolare di ginocchio imponendo un angolo noto ad ogni ciclo del passo	79
5.4 Analisi angolo articolare di ginocchio con filtro complementary	84
5.5 Considerazioni sulla cinematica articolare	91
6. Conclusioni	92
Ringraziamenti	94
Bibliografia	95

1. Introduzione

Lo sci alpino è uno sport invernale praticato in montagna su una discesa innevata, detta pista, lungo la quale lo sciatore scende verso valle scivolando per mezzo di sci fissati agli scarponi attraverso gli attacchi.

1.1 Storia dello sci

Inizi

Lo sci ha una storia millenaria[1][2][3], la prova più antica della loro esistenza risale al periodo compreso tra il 6000 e il 5000 a.C., epoca in cui sono datati gli sci più antichi ritrovati in Russia, vicino al lago Sindor. I primi sci erano assi di legno di varie forme e dimensioni. Resti di sci che risalgono al 3000 a.C. furono ritrovati nelle torbiere in Russia, Finlandia, Svezia, Norvegia, in queste zone sono state ritrovate anche pitture rupestri che testimoniano l'utilizzo degli sci. In Cina le prime testimonianze dello sci sono meno antiche, risalenti al 200 a.C.

Fino al medioevo gli sci erano utilizzati per spostarsi su terreni ghiacciati e durante la caccia o la guerra. L'utilizzo di questi attrezzi era più simile allo sci di fondo, che si pratica su terreni piani o poco pendenti.

Sci: attività sportiva

Lo sci iniziò a diventare un'attività sportiva molto diffusa nel IXX secolo.

La culla dello sci è la Norvegia, dove nacque il pioniere dello sci alpino Sondre Norheim (1825-1897), originario della contea di Telemark, che dà il nome alla tecnica sciistica da lui inventata. La tecnica Telemark o "tecnica a tallone libero" utilizza scarponi in cuoio fissati allo sci solo in punta, e introduce la novità degli sci con la parte centrale più stretta, antenati dei moderni sci. La tecnica Telemark permise di affrontare meglio le discese, facilitando le curve e le frenate.

Un altro personaggio importante nella storia dello sci è Mathias Zdarsky (1856-1940), nato nell'attuale Repubblica Ceca, propose una tecnica alternativa alla Telemark. Questa tecnica sviluppata sulle alpi austriache di Lilienfeld utilizza sci più corti, scarponi fissati in modo più rigido e un singolo bastoncino su cui fare perno per effettuare le curve. Questa tecnica permise un maggiore controllo degli sci su discese ripide.

Alcuni miglioramenti nella produzione degli sci sono stati raggiunti nella seconda metà dell'Ottocento. Il primo utilizzo di cera per aumentare la scorrevolezza degli sci risale già al 1860. Gli sci erano costruiti con un singolo asse di legno pesante fino a fine Ottocento quando vennero fatti i primi tentativi di utilizzo di legni leggeri in lamine.

Il primo impianto di risalita fu costruito nel 1908 in Germania e diede un nuovo impulso a questo sport che negli anni seguenti iniziò anche a essere un'attività ricreativa e le località sciistiche un'attrazione turistica.

Tra fine Ottocento e inizio Novecento lo sci prende piede in tutte le zone montane in Europa, America, Nuova Zelanda e Australia e sono fondati i primi club locali di sci. In Italia si deve la diffusione di

questo sport a Adolf Kind, un ingegnere svizzero che importò i suoi sci a Torino, dove viveva e lavorava, nel 1897. Questo sport si diffuse nelle valli alpine piemontesi e nel 1901 fu fondato il primo sci club italiano, lo Ski Club Torino. La diffusione dello sci in tutto l'arco alpino portò alla fondazione di altri club locali che si riunirono costituendo la Federazione Italiana dello Sci (FIS) nel 1920. Attualmente la federazione italiana ha denominazione FISI (Federazione Italiana Sport Invernali) e comprende anche altri sport oltre allo sci come snowboard, slittino, bob. A livello internazionale è stata fondata nel 1924 la FIS (Federazione Internazionale Sci), e lo sci alpino diventa disciplina olimpica, durante le olimpiadi invernali di Garmisch-Partenkirchen in Germania nel 1936 [1].

[3] Fino all'inizio del Novecento gli sci venivano costruiti con un unico asse di legno ma nel XX secolo ci furono sviluppi nella tecnica di sci e nei materiali costitutivi.

Le lamine in acciaio vengono montate ai bordi degli sci per la prima volta nel 1928 con l'obiettivo di ridurre l'usura degli sci ma ci si accorse anche che migliorarono molto il controllo degli sci su fondi di neve dura.

Poco dopo venne presentato un attacco con un cavo metallico a molla che permetteva di bloccare il tallone allo sci.

In questi anni furono costruiti i primi sci in lamine di legno a più strati con colle resistenti all'umidità.

Negli anni 1945-46 furono sviluppati i primi sci di materiali diversi. Howard Head, ingegnere aeronautico, costruì i primi prototipi di sci in legno ricoperto da alluminio. In seguito vennero prodotti sci in legno ricoperto da plastica con uno strato metallico alla base. Negli anni seguenti si ricercarono nuove soluzioni con una combinazione di materiali.

Nel 1952 venne proposto l'uso di plastiche rinforzate con fibre di vetro per la produzione di sci che vennero poi commercializzati negli anni seguenti. Nel 1957 Bob Lange costruì i primi scarponi in plastica, più durevoli, rigidi e impermeabili di quelli precedenti in cuoio.

1.2 Attrezzatura

Sci

Lo sci è l'attrezzo lungo e piatto che permette lo scivolamento sulla neve. I primi sci erano fatti da un'unica lamina di legno, attualmente invece sono costituiti da diversi materiali in lamine sovrapposte per avere migliori prestazioni meccaniche. I materiali utilizzati sono fibra di vetro, kevlar, titanio o materiali compositi. I componenti principali degli sci sono la soletta, le lamine, il nucleo centrale, la copertura esterna.



Figura 1. Sci [4]

La soletta è la parte inferiore dello sci che va a diretto contatto con la neve. Questo strato è fatto in materiale plastico, deve essere perfettamente liscio per minimizzare l'attrito. La base è ricoperta da uno strato di cera, la sciolina, per migliorarne la capacità di scorrimento con il fondo nevoso.

Le lamine sono le strisce metalliche lungo gli spigoli dello sci. Sono responsabili dell'aderenza dello sci alla pista durante una curva. Lamine affilate e uniformi permettono un migliore controllo degli sci in curva rispetto a lamine meno affilate e con irregolarità dovute all'usura. L'angolo dello spigolo delle lamine è compreso tra 90° e 88°.

Il nucleo centrale è formato da materiali diversi a seconda della qualità dello sci [5]. Per sci di alta fascia il nucleo centrale è una struttura a più strati detta "sandwich", quelli più esterni sono due lamine di una lega di alluminio, al loro interno ci sono due lamine di un materiale composito in matrice polimerica rafforzata da fibre e infine la parte centrale è uno strato di legno che distanzia i materiali strutturali precedenti, ai lati di questa struttura stratificata ci sono i fianchetti in materiale polimerico che proteggono l'interno e trasmettono alla lamina la forza dello sciatore. Gli sci di fascia più bassa invece hanno il nucleo centrale con struttura a scatola detta "cap", il cuore è in materiale polimerico o in legno rinforzato con lastre di alluminio, il rivestimento esterno è un materiale polimerico rinforzato da fibre.

La copertura esterna è la parte superiore visibile dello sci, è fatta in materiale polimerico e serve a proteggere lo sci da umidità e urti.

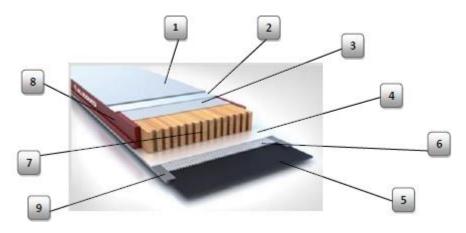


Figura 2. Costruzione Sandwich dello sci. (1) copertura esterna; (2,4) lamina in alluminio; (3,6) materiale composito a matrice polimerica; (5) soletta; (7) legno; (8) fianchetti; (9) lamine. [5]

Caratteristiche importanti dello sci sono la sciancratura laterale, la rigidezza, il profilo di costruzione a ponte, la larghezza, la lunghezza.

La sciancratura laterale nella figura seguente è definita dal raggio di curvatura delle lamine nella parte centrale dello sci: la punta e la coda sono più larghe della parte centrale. Durante una curva lo sci è inclinato lateralmente e si flette leggermente, in questo modo tutta la lamina laterale è in contatto con la neve. Questa curvatura porta lo sci a seguire una direzione curvilinea. Il raggio di curvatura dello sci dipende dallo stile della sciata con raggi minori per curve più corte e strette e raggi maggiori per curve più larghe. Valori tipici sono 14-20 m per sci commercialmente usati, valori minori sono utilizzati per sci da slalom con curve rapide e strette, valori maggiori per discese con velocità più elevate come gigante, supergigante, discesa libera.

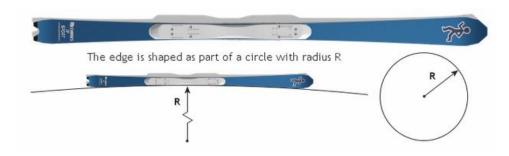


Figura 3. Sciancratura laterale dello sci [4]

La rigidezza dello sci definisce il comportamento di questo ai carichi di flessione e torsione a cui è sottoposto durante una discesa (figura 4).

La rigidezza a flessione è legata alla gestione dello sci in curva. Quanto più gli sci sono deformabili a flessione tanto più sono manovrabili dallo sciatore a bassa velocità e si adattano alle discontinuità del terreno, diventano però più instabili a velocità maggiori, per questo motivo sono più adatti a sciatori meno esperti. Sci più rigidi a flessione sono utilizzati da sciatori più esperti e sono più adatti a sciare ad alta velocità e quindi quando i carichi sono maggiori, infatti, all'aumentare della rigidezza, lo sci

penetra maggiormente nella neve evitando lo scivolamento laterale in curva dovuto alle forze centrifughe.

La rigidezza a torsione è legata alla gestione del trasferimento dei carichi e al cambio di spigolo tra la fine di una curva e l'impostazione di quella successiva. Maggiore è la rigidezza a torsione più è veloce il cambio di spigolo, importante nelle discipline con curve veloci come nello slalom. Minore rigidezza a torsione migliora il controllo durante il cambio di spigolo, è preferita nelle discipline veloci con curve larghe.

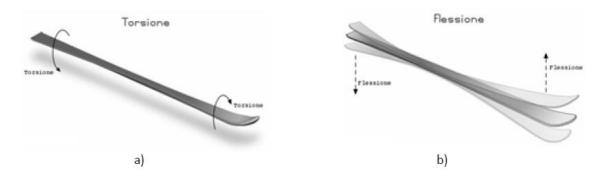


Figura 4. Sci soggetto a sollecitazioni torsionali (a) e flessionali (b) [5]

Il profilo di costruzione a ponte (camber) è caratteristico della maggior parte degli sci. Visti lateralmente gli sci sono arcati e quando non sono sottoposti a carichi la parte centrale è sollevata dal terreno. Durante il loro utilizzo, la parte davanti e dietro gli scarponi esercita sul terreno una pressione utile a mantenere meglio il contatto di tutto lo sci sulla neve, con un'aderenza maggiore per sci più rigidi.

Gli sci possono avere anche profili differenti, con una leggera curvatura verso l'alto della sola punta o di punta e coda, che facilita l'ingresso dello sciatore in curva, la deformazione dello sci assicura comunque un contatto di tutto lo sci sulla neve.

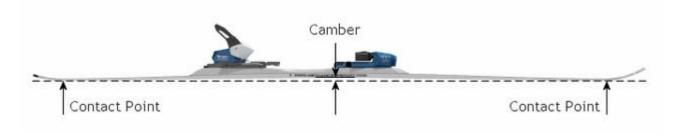


Figura 5. Profilo a ponte della costruzione dello sci [4]

La larghezza degli sci influisce principalmente sulla sua capacità di scivolare sulla neve fresca, sci più larghi sono adatti a piste poco battute e fuori pista. La larghezza degli sci ha influenza anche sulla pressione che la lamina può esercitare sulla neve e sulla rapidità nel cambio di spigolo. Larghezze tipiche per la parte centrale dello sci sono 85 mm per sci utilizzati principalmente su piste battute e 110 mm per fuoripista, sci con larghezze intermedie sono più versatili [4].

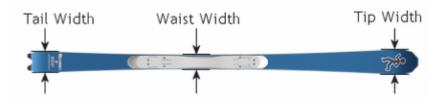


Figura 6. Larghezza dello sci [4]

La lunghezza dello sci dipende dall'altezza dello sciatore, generalmente si predilige uno sci più corto dell'altezza della persona. La lunghezza dello sci deve essere scelta anche in base alla tipologia di sciata. Sci più lunghi sono più adatti per sciare a velocità elevata, sci più corti hanno minore inerzia alla rotazione e quindi facilitano lo sciatore nella curva e sono più adatti a discipline caratterizzate da curve veloci.



Figura 7. Lunghezza dello sci [4]

Attacchi

Gli sci sono fissati alla punta e al tallone degli scarponi per mezzo degli attacchi. La seconda funzione degli attacchi è la prevenzione di infortuni agli arti inferiori. L'attacco ha un sistema di sicurezza con un meccanismo a molle che permette di sganciare gli scarponi quando sono sottoposti a sforzo elevato, ad esempio di torsione in caso di caduta.

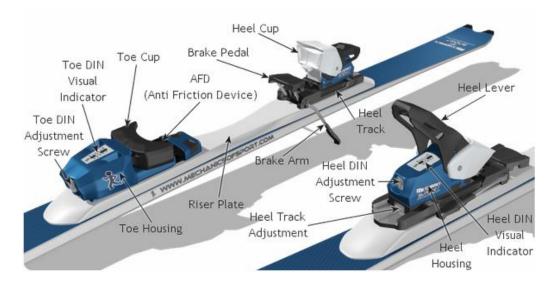


Figura 8. Attacchi dello sci[4]

Gli attacchi sono costituiti da più componenti, come mostrato in figura 8. Il puntale (Toe Cup) e la talloniera (Heel Cup) sono le parti che tengono bloccato lo scarpone. La punta ha delle alette che si aprono lateralmente liberando lo scarpone quando c'è un forte sforzo di torsione. Dove si appoggia la punta dello scarpone si trova una piastra anti-attrito (AFD), questa ha lo scopo di trasmettere meglio gli sforzi al puntale e facilitare il distacco degli scarponi dagli sci. La talloniera permette di agganciare e sganciare gli scarponi per mezzo di una leva (Heel Lever). Quando gli scarponi non sono agganciati gli attacchi hanno un freno con due aste (Brake Arm) che bloccano lo sci nella neve. Quando si agganciano gli scarponi agli attacchi si preme il freno (Brake Pedal) e le aste si sollevano liberando lo sci. Anche la talloniera ha un sistema di sgancio automatico dello scarpone, quando è eccessivo lo sforzo lungo l'asse dello sci il tallone dello scarpone viene sganciato verso l'alto. Gli attacchi sono comunemente montati su una base (Riser Plate) che aumenta l'altezza degli scarponi da terra.

Gli attacchi sono regolati sullo sciatore in due modi. La lunghezza è impostata in base alla misura dello scarpone spostando la posizione di fissaggio della talloniera. La seconda regolazione è legata al livello di sforzo oltre il quale si sgancia lo scarpone, si imposta secondo una scala, il valore DIN, legato soprattutto al peso dello sciatore ma anche a età, altezza, lunghezza della suola dello scarpone e capacità di sciare. La taratura del valore DIN è fatta regolando le molle interne a puntale e talloniera con una vite (DIN Adjustment Screw).

Scarponi

Gli scarponi permettono di trasferire il movimento dello sciatore agli sci.



Figura 9. Scarponi da sci [4]

La parte interna è importante per la comodità dello sciatore. Avvolge piede e gamba dello sciatore, quindi deve essere morbida e mantenere caldo il piede.

La parte esterna è un guscio rigido e impermeabile con la parte inferiore che avvolge il piede e si aggancia agli attacchi e la parte superiore che avvolge la gamba. Per chiudere lo scarpone ci sono

generalmente quattro leve e un cinturino elastico con velcro che consentono una regolazione in modo da stringere lo scarpone abbastanza da tenere fermo il piede. Lo scarpone ha un'inclinazione in avanti che obbliga lo sciatore a tenere caviglia e ginocchia flesse durante la sciata. I movimenti laterali sono bloccati, invece è possibile flettere ulteriormente la caviglia di pochi gradi. La rigidezza dello scarpone alla flessione della caviglia è detta Flex, ed è indicata per mezzo di una scala tra 50 e 140 con i valori più elevati per scarponi più rigidi. Scarponi meno rigidi sono più adatti a sciatori principianti, quelli più rigidi a quelli esperti.

Bastoncini

I bastoncini servono allo sciatore per spostarsi nelle zone in piano e in alcuni casi a eseguire le curve, quando lo sciatore utilizza il bastoncino interno alla curva piantandolo vicino alla punta dello sci e curvando intorno ad esso.

I bastoncini sono formati da impugnatura, laccio, asta, puntale e rondella.



Figura 10. Bastoncini da sci [4]

L'impugnatura deve essere ergonomica e ha generalmente la parte superiore e inferiore più larga per tenere la mano in posizione durante la discesa. È fatta di plastica con superficie non troppo liscia in modo da non scivolare.

I lacci si mettono intorno al polso e hanno una larghezza regolabile. Servono a tenere i bastoncini legati alle mani anche senza presa e aiutano a trasmettere la spinta delle braccia oltre all'impugnatura.

L'asta è la parte principale del bastoncino. Può essere fatta in alluminio o fibra di carbonio, le aste in alluminio sono più robuste e più flessibili, in caso di urti tendono a piegarsi o ammaccarsi ma possono ritornare alla loro forma, le aste in fibra di carbonio sono più rigide e se subiscono un forte urto potrebbero rompersi. Per scegliere la lunghezza adatta del bastoncino si deve considerare che la punta dello stesso affonderà nella neve, quindi si gira il bastoncino con la punta in alto e l'impugnatura appoggiata a terra, si tiene il bastoncino con la mano sotto la rondella, con il braccio lungo il fianco e il bastoncino in verticale l'avanbraccio deve formare un angolo retto con il braccio. La lunghezza

dipende anche dalla capacità dello sciatore, atleti esperti hanno bastoncini più corti adatti alla posizione con ginocchia e anche più flesse rispetto a un principiante.

Il puntale è la parte del bastoncino che affonda nella neve, possono essere fatti da un rivestimento metallico direttamente sull'asta oppure essere una componente separata dall'asta.

La rondella è la parte in plastica a forma di disco che serve a evitare un eccessivo affondamento del bastoncino nella neve. Ha un diametro di circa 5 cm.

Altra attrezzatura

L'abbigliamento è fondamentale nello sci in quanto si pratica in un ambiente di montagna. Le ditte di abbigliamento sportivo producono pantaloni, giacche e guanti specifici per questo sport in materiale tecnico che isoli dalle temperature esterne e sia caldo e impermeabile. Sotto si indossano una calzamaglia e maglioni in lana o pile per proteggersi dal freddo. I calzettoni sono importanti per la comodità del piede nello scarpone e sono alti e spessi.

In questo sport è importante l'uso del casco per proteggere la testa in caso di cadute che possono essere pericolose soprattutto quando si scia ad alta velocità. Oltre al casco si indossano occhiali o maschera che proteggono gli occhi sia dal sole sia da vento e neve, in questo caso si usano maschere con lenti più chiare.

1.3 La tecnica

Movimenti fondamentali

Durante una discesa lo sciatore traccia un percorso di curve in successione e controlla la propria direzione e velocità grazie ad alcuni movimenti fondamentali: le inclinazioni laterali, gli spostamenti in avanti e indietro, le rotazioni dei segmenti corporei a destra e sinistra, i movimenti in alto e in basso, il caricamento del peso su uno o l'altro sci.

Le inclinazioni laterali del corpo verso l'interno delle curve servono per due motivi. Il primo è portare gli sci in appoggio sulle lamine, in modo che si crei un angolo tra la base degli sci e il piano della pista, questa posizione detta presa di spigolo garantisce il movimento degli sci lungo la loro direzione longitudinale, se l'angolo creato fosse troppo piccolo ci sarebbe uno scivolamento laterale. Il secondo motivo dell'inclinazione dello sciatore è mantenere l'equilibrio tra la forza peso, la forza di reazione della neve sugli sci e la forza centrifuga che tende a sbilanciare lo sciatore verso l'esterno della curva.

I movimenti in avanti e indietro influiscono sulla centralità del corpo rispetto agli sci. Sono fondamentali per distribuire il peso dello sciatore uniformemente lungo la direzione longitudinale degli sci. Il centro di massa dello sciatore deve essere sopra il centro degli sci, gli scarponi sono fissati più vicino alle code degli sci, quindi lo sciatore deve appoggiarsi sulla parte davanti degli scarponi, tenere ginocchia e anche flesse, busto dritto e spalle inclinate in avanti.

Le rotazioni degli scarponi intorno all'asse perpendicolare al terreno corrispondono alla direzione degli sci. I principianti tengono gli sci ruotati verso l'interno, con le punte vicine e le code lontane a formare una "V". Gli sciatori più esperti tengono gli sci paralleli e in assenza di scivolamenti laterali la loro rotazione impone la direzione del movimento. Le rotazioni di bacino e spalle non sono sempre uguali alla rotazione degli scarponi ma aiutano lo sciatore nel controllo del movimento, le spalle sono rivolte verso la discesa.

I movimenti in alto e basso del busto dello sciatore sono regolati da una maggiore o minore flessione di ginocchia e anche. Nell'eseguire una curva si ha un'estensione del corpo nella prima parte e una flessione nella seconda parte della curva, la fase di chiusura. Flessione ed estensione delle articolazioni servono anche per smorzare le discontinuità del fondo nevoso come piccole gobbe e avvallamenti.

Il caricamento del peso su uno sci o sull'altro determina quale dei due ha più effetto sulla direzione della sciata, in curva il peso dello sciatore è maggiormente sostenuto più dallo sci esterno.

Tecniche di virata

Le curve possono essere descritte distinguendo tre fasi [6]: impostazione della curva, prima e seconda fase della curva.

La fase iniziale di impostazione della curva ha la funzione di preparazione alla curva, lo sciatore regola la propria velocità, la distribuzione del peso tra i due sci, l'angolo di contatto degli sci sulla neve, la posizione verticale del busto e le rotazioni del corpo. La prima fase di curva è compresa tra la fase di impostazione e il momento in cui gli sci sono allineati alla linea di massima pendenza della curva. La seconda fase è la chiusura della curva.

La discesa sugli sci avviene con una serie di curve che a seconda del livello dello sciatore sono effettuate con tecniche diverse. La prima tecnica che si insegna agli sciatori principianti è lo spazzaneve, si prosegue con le discese a sci in paralleli con le virate in spazzaneve, e infine con sci sempre in parallelo.

1. Spazzaneve

[4] La prima posizione che si insegna a uno sciatore è la posizione "a spazzaneve" in cui gli sci sono ruotati verso l'interno, con le punte vicine e le code lontane, le gambe sono inclinate verso l'interno in modo che gli sci siano in appoggio sulle lamine interne. Questa posizione frena lo sciatore che può scendere su piste poco ripide a bassa velocità, per fermarsi completamente è sufficiente aumentare l'inclinazione laterale delle gambe.

Le curve sono fatte solo alternando il caricamento del peso sugli sci. Se lo sciatore ha il peso distribuito ugualmente sui due sci prosegue dritto, quando sposta il peso su uno sci questo ha una maggiore presa sulla neve e quindi controllerà il movimento dello sciatore. Se il peso è spostato sullo sci sinistro che è ruotato verso destra la curva sarà verso quella direzione, e viceversa, quando il peso è spostato sullo sci destro la curva sarà verso sinistra.

2. Sciata in parallelo con virate a spazzaneve

Müller et al. [6] distinguono due tipi di virata in spazzaneve: Upstem turn e Downstem turn.

Si alternano fasi in cui lo sciatore prosegue dritto e fasi di virata. Durante la sciata in avanti lo sciatore scivola lungo la direzione degli sci, paralleli tra loro, tagliando la pista diagonalmente, con il peso distribuito tra i due sci, appoggiati sulla lamina a monte.

Upstem turn

A partire dallo scivolamento dello sciatore a sci paralleli nell'impostare la curva si ha uno scaricamento del peso dallo sci a monte che viene fatto slittare lateralmente allontanando la coda degli sci e appoggiando la lamina interna fino a portarsi in posizione di spazzaneve e infine si carica nuovamente il peso su questo sci.

Nella prima fase di curva il peso viene caricato quasi completamente sullo sci a monte, esterno alla curva, lo sci a valle invece viene spostato riportando gli sci paralleli. Nella seconda fase di chiusura della curva gli sci sono paralleli, lo sci esterno alla curva ora è lo sci a valle e appoggia la lamina interna, lo sci a monte appoggia la lamina esterna.

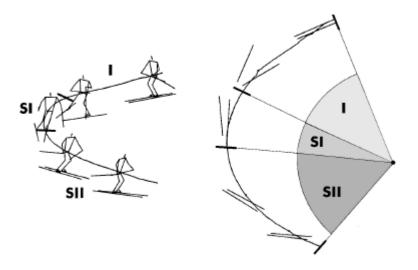


Figura 11. Upstem turn. (I=fase di impostazione; SI=prima fase di virata; SII=seconda fase di virata) [6]

Downstem turn

A partire dallo scivolamento dello sciatore a sci paralleli si imposta la curva portandosi in posizione spazzaneve, in questo caso è lo sci a valle che si sposta lateralmente. La fase di virata inizia dalla posizione stabile di spazzaneve quando lo sciatore compie una spinta forte con lo sci a valle e in modo minore con lo sci a monte. Questo movimento scarica il peso dagli sci, come un salto e permette allo sciatore di portare gli sci di nuovo paralleli, trasferire il peso sullo sci esterno, ora in appoggio sulla sua lamina interna. Questa tecnica avvicina lo sciatore alla tecnica a sci paralleli.

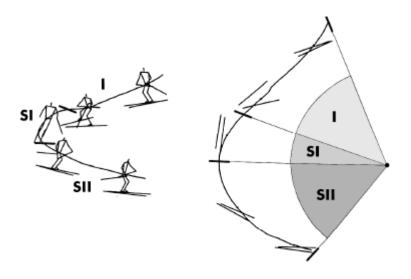


Figura 12. Downstem turn. (I=fase di impostazione; SI=prima fase di virata; SII=seconda fase di virata) [6]

3. Sciata in parallelo

Questa tecnica è caratterizzata dalla posizione degli sci, paralleli lungo tutta la curva. Müller et al. [6] distinguono due tipi di virata a sci paralleli: Parallel turn e Parallel step turn

Parallel turn

La fase di impostazione della curva prepara lo sciatore a piantare il bastoncino interno alla curva vicino alla punta dello sci. La fase di virata inizia con una forte spinta su entrambi gli sci che scarica il peso dalle code e permette allo sciatore di portare gli sci in direzione della linea di massima pendenza. Nella fase di chiusura della curva il peso è maggiormente sostenuto dallo sci esterno in appoggio sulla sua lamina interna. La difficoltà di questa tecnica è nel mantenere l'equilibrio a causa della distanza ravvicinata degli sci che porta ad avere una base di appoggio ridotta.

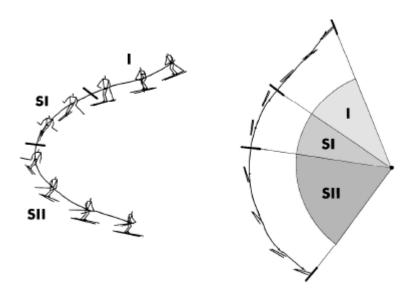


Figura 13. Parallel turn.. (I=fase di impostazione; SI=prima fase di virata; SII=seconda fase di virata) [6]

Parallel step turn

È una tecnica molto simile alla precedente. Una differenza è la maggiore distanza tra gli sci nella fase di impostazione della curva con un piccolo spostamento tra gli sci a inizio fase e un loro riavvicinamento prima della fase di curva. Una seconda differenza è la posizione del centro di massa che rispetto alla tecnica precedente è leggermente più spostato a monte. Questa tecnica consente una maggiore velocità di sciata, gli sci leggermente più distanziati nella fase di impostazione migliorano l'equilibrio dello sciatore.

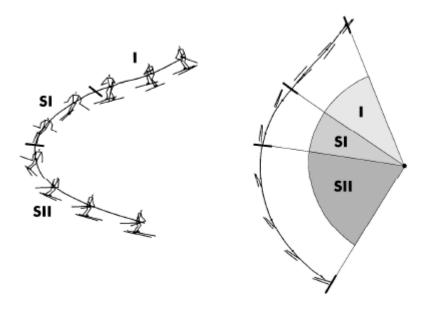


Figura 14. Parallel step turn.. (I=fase di impostazione; SI=prima fase di virata; SII=seconda fase di virata) [6]

4. Sciata in conduzione: Carving

La differenza fondamentale di questa tecnica con le precedenti è l'assenza di slittamenti laterali degli sci, la curva è fatta con gli sci sempre in appoggio sulle lamine con una forte presa di spigolo. Il tracciato degli sci è riconoscibile dal sottile intaglio che le lamine lasciano sulla neve.

Lo sci carving ha permesso agli sciatori di minimizzare la riduzione di velocità in curva, in quanto con la tecnica in parallelo lo scivolamento laterale degli sci comporta una frenata, assente nella tecnica carving.

La tecnica carving è resa possibile dalla costruzione di sci più sciancrati nella parte centrale e più flessibili. Le variabili che determinano la virata dello sciatore sono la sciancratura degli sci, la loro flessione e l'angolo di inclinazione laterale dello scarpone. Maggiore è l'inclinazione laterale degli sci più grande sarà la loro flessione per avere la lamina totalmente a contatto con la neve. Allo stesso modo sci più sciancrati dovranno flettersi maggiormente. La flessione dello sci porta ad avere sulla neve una traccia ad arco che lo sci segue nel suo movimento.

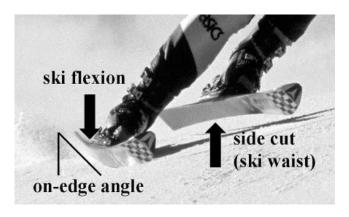


Figura 15. Variabili che determinano la traiettoria curva con tecnica carving: sciancratura laterale, flessione dello sci e angolo di inclinazione laterale. [7]

Le differenze tra la tecnica a sci parallelo e lo sci carving sono riportate nell'articolo di Müller e Schwameder [7].

Il peso dello sciatore nella tecnica in parallelo ha una distribuzione molto diversa tra gli sci, con lo sci esterno alla curva che sostiene la maggior parte del carico. Nelle fasi di impostazione della curva successiva il carico passa allo sci controlaterale rapidamente. Nella tecnica carving invece il peso è distribuito tra i due sci durante tutta la fase della virata.

Considerando le tempistiche tra le diverse fasi si può dire che lo sci carving ha una fase di impostazione della curva più lunga dello sci parallelo e la durata delle due fasi di curva è diversa, con la seconda fase di chiusura più breve, diversamente dallo sci in parallelo in cui le due fasi hanno durata simile.

L'abilità dello sciatore nell'eseguire correttamente curve con sci in parallelo risiede nella sua capacità di ruotare gli sci nella direzione desiderata, invece con sci carving lo sciatore deve controllare l'inclinazione laterale degli sci.

Competizioni di sci

Lo sci alpino è una disciplina olimpica dal 1934 che si divide in diverse specialità: slalom speciale, slalom gigante, supergigante, discesa libera. L'atleta segue un percorso tracciato da una serie di pali singoli in coppia, detti porte. Le specialità si distinguono per le distanze tra le porte, le velocità raggiunte, la lunghezza e il dislivello della discesa [8].

Lo slalom speciale è la prova che si svolge su un tracciato breve e ripido in cui le porte sono molto ravvicinate, quindi le curve sono strette e le velocità minori delle altre discipline. Le porte sono formate da pali rossi e blu alternati, sono snodabili perché lo sciatore li urta con gambe e braccia per seguire la traiettoria più breve e veloce. Per agevolare lo stretto raggio di curvatura gli sci utilizzati sono più corti delle altre discipline, fino a 155 cm per le donne e 165 cm per gli uomini. E' la disciplina più tecnica perché richiede grande precisione in ogni curva.



Figura 16. Discesa di slalom speciale

Lo slalom gigante si svolge su un tracciato più lungo dello slalom speciale, le porte sono più lontane e consentono allo sciatore curve più larghe e velocità maggiori. Le porte sono formate da coppie di pali uniti in alto da un rettangolo di tessuto.

Il supergigante è una disciplina ancora più veloce dello slalom gigante, con curve ancora più ampie, discese ancora più lunghe e veloci.



Figura 17. Discesa di Slalom Gigante o Supergigante

La discesa libera è la disciplina più veloce dello sci alpino con atleti che raggiungono anche 150 km/h. La discesa è la più lunga e con un maggiore dislivello tra le quattro discipline, è caratterizzata da curve molto ampie. Per migliorare la stabilità degli sci durante la sciata ad alta velocità essi sono più lunghi delle altre discipline, con una lunghezza minima di 210 cm per le donne e 215 cm per gli uomini.



Figura 18. Discesa di Supergigante

1.4 Objettivo della tesi

Questo lavoro di tesi parte dalla collaborazione del Politecnico di Torino con l'azienda Gabel s.r.l. e con il centro di ricerca CeRiSM di Rovereto. Questa collaborazione nasce da un progetto sullo studio cinematica dello Sci Alpino.

L'obiettivo di questa tesi è l'analisi della cinematica di uno sciatore durante la discesa per poter confrontare tra loro diverse discese e diversi sciatori. Per lo studio è utilizzato un sistema di sensori inerziali, ovvero un sistema di dispositivi miniaturizzati e indossabili.

La prima fase del lavoro di tesi è l'analisi delle discese di sciatori esperti svolte durante una sessione di prove sperimentali in cui è preso come riferimento il sistema di telecamere del centro di ricerca CeRiSM.

Il sistema video è uno strumento tradizionale e affidabile per valutare la qualità della sciata. Lo svantaggio dei sistemi ottici è il tempo di lavoro richiesto prima della prova sperimentale per calibrare il sistema e dopo la prova per l'elaborazione delle immagini per ottenere dati utili all'analisi come la traiettoria dello sciatore e la sua postura. Un secondo svantaggio è il costo elevato. Una caratteristica da tenere in considerazione è la necessità di persone specializzate per ogni prova sperimentale che si vuole registrare.

Un sistema alternativo all'analisi video dovrebbe essere un sistema che consenta di valutare il movimento dello sciatore che sia semplice nell'utilizzo, relativamente economico e pronto all'uso. I sensori inerziali in questi anni sono molto utilizzati per l'analisi del movimento in diversi sport perché sono poco ingombranti e meno costosi sia come attrezzatura, sia in termini di tempo speso per l'analisi dei dati in seguito alla singola prova sperimentale. La prima analisi del sistema di sensori inerziali utilizza i dati di due sensori posti sugli scarponi di sciatori esperti. L'elaborazione iniziale ha lo scopo di ricavare gli angoli caratteristici di imbardata, rollio e beccheggio che definiscono rispettivamente la direzione degli sci, l'inclinazione laterale dello scarpone e l'inclinazione in avanti dello scarpone che dipende sia dall'angolo di inclinazione proprio dello scarpone sia dalla pendenza della discesa.

Dall'analisi della cinematica dello sci alpino è possibile confrontare tra loro diverse discese. Le discese sono state distinte in base alla traiettoria seguita (curve larghe e curve strette) e in base alla velocità di sciata (curve lente e curve veloci)

Un secondo confronto si può fare tra diversi sciatori. I tester che hanno partecipato alla sessione di prove erano due sciatori molto esperti, con una sciata ottima, e uno sciatore meno esperto. La valutazione della sciata può essere fatta in base alla sua regolarità nei tempi e negli angoli caratteristici di ogni discesa.

Il lavoro di tesi si è occupato anche di una seconda attività sportiva: la camminata. Si è cercato di sviluppare un metodo per ricavare gli angoli articolari di ginocchio durante una camminata, come orientamento relativo di due sensori posti sui segmenti coscia e gamba. L'obiettivo è poter applicare questo metodo nello sci per analizzare gli angoli articolari di ginocchio e possibilmente anche l'angolo di flex dello scarpone, come orientamento relativo tra due sensori posti su scarpone e sci.

2. Analisi del movimento

2.1 Inizi dell'analisi del movimento

La registrazione e lo studio del movimento di persone o animali è stato dell'interesse dell'uomo da secoli [9][10]. Le prime testimonianze dell'interesse dell'uomo nello studio del movimento sono descrizioni qualitative basate sull'osservazione. La prima testimonianza scritta che risale al quarto secolo a.C. è la descrizione di Aristotele di articolazioni e muscoli durante il movimento di animali. Soltanto secoli dopo, durante il Rinascimento in Italia, Leonardo Da Vinci si interessò allo studio dell'anatomia e del movimento umano, sono famosi i suoi disegni anatomici in cui descrive i muscoli scheletrici e i loro punti di inserzione alle ossa, ovvero il sistema responsabile del movimento umano. Nel Seicento Giovanni Alfonso Borelli fu il primo studioso a considerare il corpo umano in modo più oggettivo. Dal suo punto di vista il corpo umano doveva essere studiato come una macchina, considerando le ossa come leve meccaniche soggette alla forza dei muscoli. Borelli fu il primo a interessarsi nell'analisi del cammino deducendo che durante una camminata in avanti il corpo avesse dei movimenti oscillatori laterali. Nell'Ottocento i fratelli tedeschi Weber pubblicarono il primo studio sull'analisi del cammino, servendosi di cronometro e metro, studiando la lunghezza e la velocità del passo e descrivendo le fasi di appoggio e pendolamento.

Il primo contributo nell'analisi quantitativa del movimento basata su una registrazione strumentale è stato quello del fotografo britannico Edward Muybridge nel 1877. Muybridge mise a punto un sistema di fotocamere che si attivavano in sequenza lungo il tracciato di una corsa ippica. La sequenza di immagini ottenute permise di dare una risposta alla curiosità dell'epoca ovvero se c'era un istante in cui il cavallo teneva tutti e quattro gli zoccoli sollevati da terra durante la corsa. L'esperimento di Muybridge può essere considerato il primo sistema di analisi del movimento per mezzo di immagini, antenato dei moderni sistemi di cattura del movimento tramite telecamere

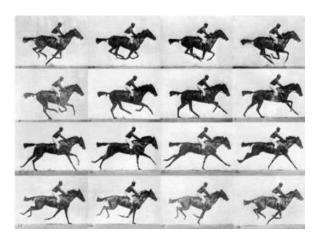


Figura 19. Cattura del movimento di un cavallo al galoppo da parte di Mybridge. [10]

Nello stesso periodo il francese Étienne-Jules Marey fu il precursore dei laboratori di biomeccanica dove lo studio del movimento umano era supportato da diversi dispositivi come dinamometri per la registrazione di forze e spirometri per la registrazione dei volumi di aria durante la respirazione. Successivamente allo sviluppo della fotografia Marey introdusse questa tecnica nei suoi studi. L'utilizzo di un disco con delle aperture che ruota davanti alla lente di una fotocamera permette di

esporre la pellicola fotosensibile in diversi istanti di tempo, in modo da avere una registrazione del movimento da un unico punto di vista diversamente dalla serie di fotocamere di Muybridge. L'utilizzo di strisce di materiale riflettente sul soggetto vestito di scuro permette una rappresentazione più stilizzata del movimento e una più facile ricostruzione della traiettoria e della velocità di punti anatomici caratteristici in un piano.







Figura 20. Cattura del movimento di un uomo durante una camminata da parte di Marey. [11]

Gli inizi della stereofotogrammetria nell'analisi del cammino risalgono allo studio del 1895 dei tedeschi Braune e Fischer che proposero l'utilizzo di due telecamere poste lateralmente e due poste frontalmente al soggetto in esame in modo da ricostruire la posizione dei segmenti corporei del soggetto in uno spazio tridimensionale. Per aggirare il problema della sincronizzazione delle telecamere il russo Nikolaj Bernstein propose l'utilizzo di un'unica telecamera e uno specchio per la cattura di un'immagine laterale e una frontale sulla stessa fotografia. Bernstein si interessò anche allo studio di movimenti dell'uomo diversi dal cammino, come movimenti ripetitivi durante il lavoro di un operaio in fabbrica.

Nel XX secolo lo studio del movimento iniziò ad avvalersi anche di altri strumenti di misura come l'introduzione delle pedane di forza e dell'elettromiografia. La registrazione del movimento umano ha diversi campi di applicazione, nel settore medico è utilizzata per valutare patologie e monitorare il percorso di riabilitazione, nel campo sportivo ha un ruolo nell'analisi e nell'ottimizzazione del gesto atletico, nel settore del cinema e dei videogame è utilizzato come base del movimento dei personaggi ricostruiti in digitale.

2.2 Sistemi di analisi attuali

L'analisi del movimento di un'attività sportiva può essere effettuata con diversi sistemi di analisi strumentale che possono essere distinti secondo la tipologia di misure che forniscono. I sistemi per lo studio della cinematica misurano posizione, spostamento, velocità, accelerazione o angoli articolari. I sistemi per l'analisi della dinamica misurano forze e momenti. Altri sistemi sono in grado di misurare l'attività muscolare o la distribuzione della pressione. [11]–[15]

SISTEMI DI ANALISI DEL MOVIMENTO					
TIPO DI STUDIO	DATI MISURATI	SISTEMI			
	Posizione	Optoelettronici			
	Spostamento	Inerziali			
CINEMATICA	Velocità	Elettromeccanici			
	Accelerazione	Tracker elettromagnetici			
	Angoli articolari	Rivelatori a tempo di volo			
	Forze	Pedane dinamometriche			
DINAMICA	Momenti	Sistemi costruiti ad hoc			
	Attività neuromuscolare	Elettromiografia			
ALTRI DATI	Pressione	Pedane baropodometriche			
		Solette di pressione			

Tabella 1. Sistemi di analisi del movimento

Sistemi per lo studio della cinematica

I sistemi utilizzati per lo studio della cinematica sono optoelettronici, inerziali, elettromeccanici, tracker elettromagnetici e rivelatori a tempo di volo.

1. Sistemi optoelettronici

I sistemi optoelettronici sono costituiti da un numero di telecamere che osservano gli spostamenti di una serie di sfere che riflettono o emettono luce, dette marker, posizionate sopra il soggetto. Il sistema di elaborazione ricostruisce a partire dalle immagini bidimensionali delle telecamere la posizione tridimensionale di ogni marker nel volume di acquisizione; per ottenere questo risultato è necessario che almeno due telecamere registrino l'immagine dello stesso marker. La posizione, l'orientamento e gli spostamenti dei segmenti scheletrici del soggetto in esame sono ricostruiti a partire dalla posizione relativa dei marker rispetto ai punti di interesse anatomico come i centri delle articolazioni. Una descrizione più dettagliata di questi sistemi è riportata nel seguito del capitolo.

2. Sistemi inerziali

I sistemi inerziali sono dispositivi che includono un accelerometro, un giroscopio e spesso un magnetometro. Con questi sistemi si può ricavare l'orientamento del sensore e di conseguenza l'orientamento del segmento corporeo a cui è fissato. Da soli non danno la posizione del sensore in un

sistema di riferimento globale. Una descrizione più dettagliata di questi sistemi è riportata nel seguito del capitolo.

3. Sistemi elettromeccanici

I sistemi elettromeccanici sono utilizzati per misurare l'angolo di flessione delle articolazioni del soggetto. Un esempio sono i goniometri articolari basati su estensimetri, sensori che si basano sulla variazione della loro resistenza elettrica quando vengono deformati, in questo caso quando l'articolazione si flette il materiale che costituisce il goniometro viene esteso e di conseguenza ci sarà una variazione di resistenza proporzionale all'angolo di flessione.

Il principio di funzionamento dei goniometri articolari può essere anche di diversi tipi, ad esempio si possono utilizzare potenziometri o sensori ottici. I potenziometri sono sensori di posizione che si basano sullo scorrimento di un materiale conduttivo su una resistenza costante, sono di fatto dei partitori di tensione in cui è nota la tensione in ingresso mentre la tensione di uscita dipende dalla posizione del cursore che si sposta con la flessione dell'articolazione. I sensori ottici sono composti da una sorgente di luce e un fotorivelatore che misura la quantità di luce attenuata a causa della flessione.

4. Tracker elettromagnetici

I sensori elettromagnetici sono in grado di misurare la posizione e l'orientamento del sensore relativamente a una sorgente di campo magnetico. La sorgente del campo magnetico è formata da tre spire ortogonali in cui scorre corrente in successione. Il sensore è formato da tre spire ortogonali in cui viene misurata la corrente generata dal campo magnetico della sorgente. La posizione e l'orientamento del sensore si può ricavare a partire dal segnale letto sul sensore conoscendo l'intensità del campo magnetico emesso e la sua attenuazione allontanandosi dalla sorgente.

5. Rivelatori a tempo di volo

La misura del tempo di volo di un'onda elettromagnetica emessa da un trasmettitore e rilevata un ricevitore consente di misurare la distanza tra di essi. La posizione del ricevitore è determinata dalla distanza e dalla posizione di più trasmettitori [12]

Il sistema satellitare globale di navigazione (GNSS Global Navigation Satellite System) utilizza onde radio provenienti da un sistema di satelliti artificiali in orbita per determinare la posizione di un ricevitore mobile. Esempi di sistemi GNSS sono il sistema statunitense GPS e il sistema russo GLONASS. I satelliti inviano la propria posizione e l'ora esatta, un ricevitore a partire dalle informazioni di quattro satelliti può ricostruire la propria posizione in termini di latitudine, longitudine e altitudine. Un sistema GNSS differenziale (dGNSS) è un sistema satellitare globale di navigazione che utilizza due ricevitori, uno mobile per seguire il movimento da analizzare e uno fisso; combinando le informazioni di posizione di entrambi i ricevitori permette di migliorare l'accuratezza del sistema. I sistemi satellitari possono essere utilizzati solo all'aperto.

Altri sistemi basati sulla misura del tempo di volo usano dei trasmettitori locali al posto dei satelliti. Un sistema di posizionamento locale (LPM Local Position Measurement) è formato da un trasmettitore e almeno quattro ricevitori fissi, una stazione di controllo comanda l'emissione delle onde elettromagnetiche del trasmettitore, e la lettura dei ricevitori per il calcolo del tempo di volo. Sistemi di questo tipo possono essere utilizzati sia all'aperto che al chiuso.

Sistemi per lo studio della dinamica

I sistemi per lo studio della dinamica sono le pedane dinamometriche e i sistemi di sensori di forza costruiti ad hoc.

1. Pedane dinamometriche

Le pedane dinamometriche sono strumenti comunemente utilizzati nell'analisi del cammino per misurare le interazioni tra il piede e il terreno in termini di forze e momenti. Sono piattaforme formate da due piastre separate da quattro sensori di forza in prossimità degli angoli. I sensori di forza possono essere costituiti da estensimetri o materiale piezoelettrico. Gli estensimetri sono sensori che variano la propria resistenza elettrica quando vengono deformati. I materiali piezoelettrici sono materiali soggetti a polarizzazione elettrica quando sono soggetti a una forza. Le forze e i momenti che il piede del soggetto scambia con la superficie della pedana sono ricavate dai segnali dei diversi trasduttori tramite una calibrazione.

2. Sistemi costruiti ad hoc

Per lo studio della dinamica in caso di movimenti particolari è possibile costruire sistemi ad-hoc. Un esempio nello studio della dinamica dello sci alpino sono gli sci sensorizzati con sensori di forza descritti da Yoneyama [16]. L'attacco è fissato allo sci per mezzo di due perni, sotto la punta e il tallone. Due sensori di forza a estensimetri sono posizionati in corrispondenza di questi perni. Ciascuna delle due celle di carico misura quattro forze: due forze con direzione verticale sui due lati dello sci, la forza longitudinale e la forza laterale. Dalla misura dei due sensori di forza si possono ricavare anche i momenti che agiscono sui tre assi.

Attività muscolare e pressione

1. Elettromiografia

L'elettromiografia è la registrazione della manifestazione elettrica di un muscolo durante la sua contrazione. Il segnale elettromiografico (EMG) è registrato da una coppia di elettrodi, i quali possono essere di superficie o invasivi ad ago o a filo sottile. Il segnale EMG è molto piccolo, al massimo pochi millivolt e si presenta come rumore la cui maggiore o minore ampiezza permette di distinguere una maggiore o minore attivazione muscolare.

2. Pedane baropodometriche e solette di pressione

Le pedane baropodometriche sono piattaforme in grado di misurare la distribuzione della pressione che il piede esercita sul terreno. Le solette di pressione invece sono solette che si indossano all'interno della calzatura per misurare anche in questo caso la distribuzione della pressione del piede. Entrambi i sistemi sono formati da una matrice di trasduttori di pressione che possono essere per esempio estensimetrici o piezoelettrici

Confronto tra i sistemi

I diversi sistemi di misura possono essere confrontati valutando diversi aspetti. Il primo aspetto da considerare è il tipo di dati che si possono misurare, infatti ogni sistema fornisce informazioni diverse:

- la cinematica dà informazione su come avviene un movimento,
- la dinamica studia le cause del movimento,
- l'elettromiografia consente di studiare l'intensità e le tempistiche dell'attivazione dei diversi muscoli.

Per confrontare questi diversi sistemi di misura vanno considerate anche le caratteristiche in termini di prestazioni. Come, ad esempio, l'accuratezza, la precisione e la risoluzione.

- L'accuratezza indica l'errore sistematico di un sistema rispetto a un valore vero.
- La precisione indica l'errore casuale del sistema, ed è un indice di ripetibilità tra le misure.
- La risoluzione indica la capacità del sistema di distinguere piccole variazioni nella quantità da misurare.

Altre caratteristiche che permettono la valutazione di un sistema di misura sono: la frequenza di campionamento, il range di misura, l'ingombro per il soggetto, il prezzo. Nel dettaglio:

- La frequenza di campionamento è il numero di dati che si possono ottenere al secondo. Questa caratteristica deve essere adeguata al movimento che si vuole analizzare: per esempio nei sistemi optoelettronici una frequenza di campionamento di 60 fotogrammi al secondo è adeguata all'analisi del cammino, mentre movimenti più dinamici come la corsa e i salti richiedono frequenze maggiori.
- Il range di misura è l'area all'interno della quale il sistema è in grado di studiare il movimento. Generalmente l'accuratezza decresce con l'aumentare del range di misura.
- L'ingombro per il soggetto è importante da prendere in considerazione in quanto un sistema pesante e voluminoso limita il movimento della persona.

Infine, i possibili errori da prendere in considerazione in questa valutazione sono l'interferenza, il rumore e la deriva. L'interferenza e il rumore sono fenomeni che degradano le prestazioni del sistema nel momento dell'acquisizione. Possibili sorgenti di interferenza sono diverse nei diversi sistemi, per esempio i sistemi elettromagnetici sono disturbati dalla presenza di materiali magnetici. Nei sistemi optoelettronici è importante il problema dell'occlusione del marker, coperto alla vista delle telecamere. Nei sistemi inerziali, soprattutto per l'accelerometro, si osserva rumore dovuto alle vibrazioni del dispositivo. La deriva è il problema principale dei sistemi inerziali in quanto i dati di accelerazione e velocità angolare vengono integrati numericamente per ottenere velocità, spostamenti e angoli. Questo errore nella misura si accumula poiché viene sommato ad ogni intervallo di integrazione

2.3 Sistemi optoelettronici

I sistemi optoelettronici si avvalgono dell'uso di due o più telecamere per ricostruire il movimento dei segmenti corporei in uno spazio tridimensionale [13], [14]. Questi sono i sistemi più utilizzati nella misura della cinematica del movimento, in letteratura sono utilizzati come standard di riferimento essendo i sistemi con la migliore accuratezza.

Il sistema è composto da una serie di telecamere, dai marker e da un sistema di elaborazione delle immagini.

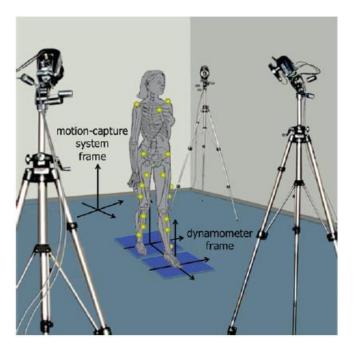


Figura 21. Sistema optoelettronico [13]

La posizione e il numero di telecamere definisce il volume di cattura, lo spazio all'interno del quale si effettua il movimento da analizzare. Il numero minimo di telecamere per riuscire a valutare un movimento in un volume ridotto è sei, per aumentare il volume di cattura vengono utilizzate un numero di telecamere maggiore. Le telecamere sono fisse perché la loro posizione relativa deve essere nota per l'elaborazione successiva delle immagini. Le immagini bidimensionali di ogni telecamera vengono utilizzate dal sistema di elaborazione per ricostruire la posizione tridimensionale dei marker grazie al principio della stereofotogrammetria, ovvero la capacità di ricavare la profondità di un oggetto osservandolo da due punti di vista diversi, come succede nella vista umana.

I marker sono piccole sfere che vengono fissate sul corpo del soggetto in una posizione nota, sono i punti che il sistema di elaborazione riesce a riconoscere e quindi a ricostruirne la traiettoria nel tempo. I marker si distinguono in passivi e attivi. I marker passivi riflettono la luce, sono più piccoli e leggeri. I marker attivi hanno una sorgente di luce, spesso nella banda dell'infrarosso, hanno il vantaggio di facilitare il riconoscimento del singolo marker rispetto agli altri grazie alla diversa lunghezza d'onda emessa.

Il processo di cattura del movimento segue una serie di passaggi. Le fasi sono la calibrazione delle telecamere, la cattura del movimento e l'acquisizione delle immagini, il riconoscimento e il tracking dei marker e infine il post-processing.

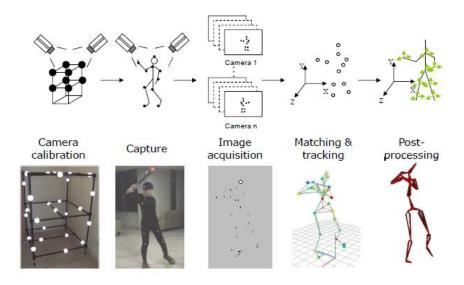


Figura 22. Fasi del processo di cattura del movimento. [11]

Calibrazione delle telecamere

La fase di registrazione vera e propria del movimento deve essere fatta in seguito a una fase preparatoria iniziale: la calibrazione delle telecamere. Ovvero la fase in cui vengono definiti i parametri che permettono di mettere in relazione l'immagine bidimensionale delle telecamere con un punto nello spazio tridimensionale del volume di cattura. La calibrazione è effettuata registrando le immagini di marker posti in una posizione nota dello spazio. Un metodo utilizzato dei software dei sistemi optoelettronici è stato proposto da Abdel-Aziz e Karara [17]: il metodo Direct Linear Transform (DLT) in cui le coordinate 2D dell'immagine e le coordinate 3D dello spazio hanno una relazione lineare. Il metodo DLT è basato sull'ipotesi di collinearità tra il punto oggetto nello spazio, il punto immagine che rappresenta il punto oggetto sul piano immagine e il centro ottico, il centro di proiezione dell'immagine. Il legame tra il punto oggetto nello spazio descritto dalle coordinate [x, y, z] e il punto immagine di coordinate [u, v] è descritto da due equazioni in cui compaiono i parametri di calibrazione (L₁...L₁₁) che dipendono dalla posizione e orientamento di ciascuna telecamera. Ogni punto di posizione nota dello spazio consente di scrivere le due equazioni seguenti perciò utilizzando almeno 6 punti di riferimento è possibile scrivere un sistema di 12 equazioni per ricavare gli undici parametri incogniti L_i.

$$u = \frac{L_1 x + L_1 y + L_3 z + L_4}{L_9 x + L_{10} y + L_{11} z + 1}$$

$$v = \frac{L_5 x + L_6 y + L_7 z + L_8}{L_9 x + L_{10} y + L_{11} z + 1}$$

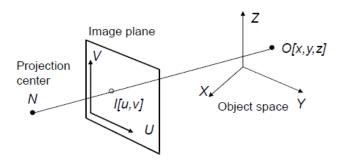


Figura 23. Metodo Direct Linear Transform (DLT). XYZ sistema di riferimento del volume di cattura, UV sistema di riferimento dell'immagine. O punto oggetto, I punto immagine, N centro di proiezione del punto oggetto sul piano immagine [11]

Cattura del movimento

Per iniziare a registrare un'immagine è necessario posizionare i marker ed effettuare una calibrazione del soggetto. I marker devono essere messi in posizioni in cui sia minima la loro occlusione, cioè la possibilità di essere nascosti alla vista delle telecamere in quanto è poi difficile durante l'elaborazione seguire il percorso di un singolo marker durante il movimento. Per ogni segmento scheletrico generalmente si usano 3 marker, la cui posizione è imposta da un protocollo che definisce la relazione tra i marker e il sistema scheletrico descritto da un modello anatomico. Il modello anatomico del corpo umano è incluso nel sistema di elaborazione e viene personalizzato con misure antropometriche come altezza e peso del soggetto.

Per l'analisi del cammino esistono una serie di protocolli che definiscono il posizionamento dei marker e il metodo per il calcolo delle variabili cinematiche ricavate dalla posizione di essi. I protocolli più utilizzati sono il protocollo Davis, sviluppato all'inizio degli anni '80 negli Stati Uniti e il protocollo CAST (Calibrated Anatomical System Technique), proposto nel 1995 in Italia dalla collaborazione tra l'Università La Sapienza di Roma e l'Istituto Ortopedico Rizzoli di Bologna.

Il protocollo Davis definisce la posizione di una serie di marker, fissati su punti di riferimento anatomici riconoscibili come le sporgenze ossee (cresta iliaca, epicondilo femorale esterno, malleolo), prima dell'acquisizione è prevista una fase di calibrazione in cui il soggetto rimane fermo in posizione eretta che consente di ricavare la morfologia dei segmenti scheletrici.

Il protocollo CAST utilizza per l'analisi del movimento un gruppo di marker (cluster) per ogni segmento corporeo, in una posizione che minimizzi lo spostamento relativo tra questi e il segmento scheletrico sottostante. Prima dell'acquisizione vera e propria viene svolta una fase di calibrazione statica del soggetto in cui vengono aggiunti i marker sui punti di riferimento anatomici per definire la loro posizione relativa ai cluster. Durante l'analisi del movimento vengono rimossi i marker anatomici e tracciano nel tempo solo i cluster.

Acquisizione delle immagini e riconoscimento dei marker in 2D

In seguito alla calibrazione delle telecamere e alla calibrazione del soggetto è possibile acquisire le immagini. La tecnologia standard registra le immagini con una frequenza di campionamento compresa tra 50 e 120 fotogrammi al secondo, adeguata all'analisi del cammino, per altre applicazioni in cui si registrano movimenti più dinamici è possibile utilizzare una frequenza più elevata, fino a 2000 fotogrammi al secondo [14]. Per ogni fotogramma il sistema ricava la posizione dei marker nel piano immagine e ogni punto sull'immagine deve essere associato a un marker fisico. Il riconoscimento dei marker sull'immagine può essere fatto con diversi algoritmi che si basano sulla differenza del livello della scala di grigi dei pixel che costituiscono i marker e il corpo del soggetto. Tre metodi diversi sono proposti da Guerra-filho [18] per un soggetto vestito con una tuta scura sulla quale i marker sono chiari di forma rettangolare.

Il primo metodo applica una soglia sulla scala di grigi da cui si ottiene una classificazione binaria dei pixel chiari e scuri, una fase successiva considera le aree chiare e le riconosce come marker solo se hanno dimensioni comprese in un cento intervallo.

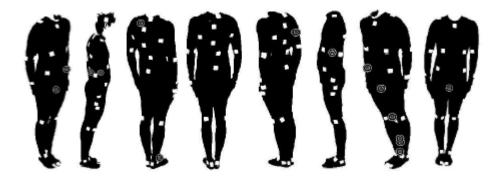


Figura 24. Riconoscimento dei marker con il metodo della soglia sulla scala di grigi [18]

Il secondo metodo è diviso in diversi passaggi, il primo consiste nel ricavare il perimetro della tuta scura, in seguito si individuano zone con una curvatura elevata nel perimetro chiamate angoli, il terzo passaggio consiste nell'unione di coppie di angoli vicini, se questi segmenti sono compresi in una zona di pixel chiari sono riconosciuti come marker.

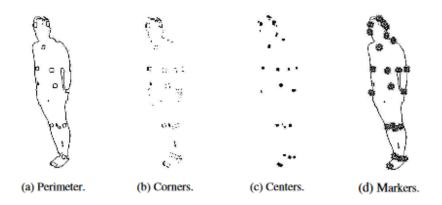


Figura 25. Riconoscimento dei marker con il metodo della curvatura [18]

Il terzo metodo è basato sul gradiente della scala di grigi che permette di individuare i bordi tra i marker chiari e la tuta scura. Una soglia sul valore del gradiente permette di fare un riconoscimento iniziale dei bordi, da cui si ricavano i bordi finali dei marker confrontando diverse immagini.

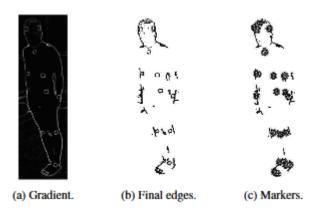


Figura 26. Riconoscimento dei marker con il metodo del gradiente. [18]

In questa fase ci possono essere errori che portano a non riconoscere marker presenti nel fotogramma o riconoscere punti che non corrispondono a marker reali.

Trovare la corrispondenza tra i marker e il tracking in 3D

La corrispondenza spaziale dei marker permette di accoppiare le immagini di un singolo marker prese da due o più diversi punti di vista. A partire dalle coordinate di un marker nel piano immagine di almeno due telecamere è possibile calcolare la sua posizione 3D con il metodo detto triangolazione [18].

A partire dai parametri delle telecamere ricavati dalla calibrazione è possibile definire una retta che unisce il centro di proiezione e il punto immagine della singola telecamera. La posizione del marker nello spazio 3D deriva dall'intersezione tra le rette di telecamere diverse. A causa del rumore il raggio di proiezione del marker nello spazio non è esatto e questo porta a non trovare un punto di intersezione. L'utilizzo di più di due telecamere permette di correggere l'errore e trovare una corrispondenza spaziale.

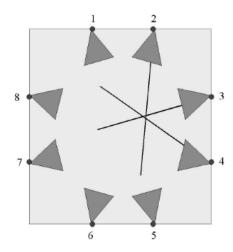


Figura 27. Triangolazione delle telecamere per trovare la corrispondenza spaziale del marker.[18]

Il tracking dei punti in 3D permette di ricostruire il movimento di ciascun marker nel tempo. Il software deve trovare la corrispondenza tra le nuvole di marker nella successione dei fotogrammi. Il

problema principale è dovuto all'occlusione dei marker quando esso è nascosto alla vista di alcune telecamere. Il problema di occlusione porta ad avere traiettorie incomplete perché non tutti i marker vengono registrati in tutte le sequenze dei fotogrammi [18].

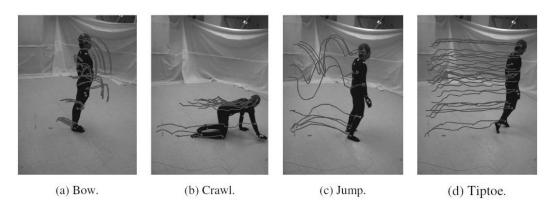


Figura 28. Traiettorie ricostruite dei marker durante diversi movimenti [18]

Post-processing

In questa fase avviene il labelling dei marker, la gestione dei marker mancanti, la ricostruzione del sistema scheletrico e del suo movimento.

Il labelling dei marker è l'associazione di ogni punto individuato dal software con un marker fisico nella posizione definita dal protocollo di analisi del movimento. Esistono sistemi che svolgono automaticamente questa fase grazie a una calibrazione del sistema precedente all'acquisizione in cui il soggetto rimane fermo in una posizione specifica. [18]

I marker mancanti sono dovuti al problema dell'occlusione e al mancato riconoscimento dei marker nella fase di elaborazione dei singoli fotogrammi. Una strategia per gestire i marker mancanti può essere l'utilizzo di un modello cinematico del corpo umano in cui i movimenti articolari sono soggetti a dei vincoli, quindi il singolo marker mancante deve trovarsi in una posizione coerente con il movimento del soggetto. Un'altra strategia consiste nello stimare la posizione di un marker in un fotogramma a partire dalla velocità e accelerazione nei fotogrammi precedenti.[18]

La ricostruzione del sistema scheletrico consiste nel passaggio dal sistema di marker al corrispondente sistema anatomico in cui si possono studiare i movimenti effettivi del corpo umano. La posizione dei centri delle articolazioni, il movimento e l'orientamento dei segmenti corporei e di conseguenza gli angoli articolari si ricavano per mezzo di un modello cinematico del corpo umano.

La cinematica dei segmenti corporei si basa su due informazioni: la morfologia dei segmenti e il loro movimento. [19]

La morfologia del segmento scheletrico descrive la sua geometria e può essere rappresentata da un insieme di piccoli volumetti di cui è nota la posizione rispetto a un sistema di riferimento locale morfologico del segmento. Nel caso dell'analisi del movimento umano si considera un modello a segmenti rigidi, per cui la morfologia è costante durante l'analisi. La morfologia del segmento può essere rappresentata anche rispetto a un sistema di riferimento fisso durante l'analisi detto globale.

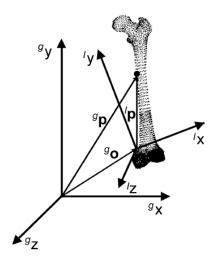


Figura 29. Morfologia del segmento scheletrico rispetto al sistema di riferimento locale (I) e globale (g). [19]

Il movimento dei segmenti è ricavato dalla loro morfologia e dal movimento dei marker. Per definire il movimento dei marker bisogna definire i sistemi di riferimento globale e locali.

- Il sistema di riferimento globale è il sistema di coordinate fisso che definisce il volume di cattura del laboratorio.
- Il sistema di riferimento tecnico dei marker è un sistema di assi mobile associato al segmento scheletrico (locale) e definito dalla posizione relativa di almeno tre marker, è orientato in modo generico rispetto al segmento scheletrico.
- Il sistema di riferimento anatomico è un sistema di assi mobile associato al segmento scheletrico (locale) definito in modo ripetibile per ogni soggetto in modo da poter individuare gli assi e i piani anatomici, viene ricavato a partire dal sistema di riferimento tecnico dei marker e dalla loro posizione relativa rispetto a punti di riferimento anatomici.
 - Per esempio, nel caso del femore i punti di riferimento anatomici sono l'epicondilo femorale mediale e laterale e il gran trocantere di cui è nota la posizione rispetto al sistema di riferimento tecnico dei marker, un ulteriore punto di riferimento anatomico è il centro della testa femorale di cui è nota la posizione rispetto agli altri grazie alle informazioni morfologiche.

Il sistema di riferimento anatomico può essere definito come segue: l'origine è nel punto medio tra i due epicondili, l'asse y ha come direzione la retta che unisce l'origine e il centro della testa femorale e verso in alto, l'asse x è perpendicolare al piano definito dall'asse y e dalla retta che unisce gli epicondili femorali con verso in avanti, l'asse z è perpendicolare ai precedenti e quindi verso destra.

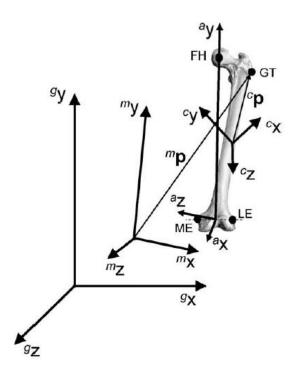


Figura 30. Sistemi di riferimento globale (g), morfologico(m), tecnico definito dai marker(c), anatomico(a). I punti di riferimento anatomici sono l'epicondilo femorale mediale (ME) e laterale (LE), il gran trocantere(GT) e il centro della testa femorale (FH). [19]

La cinematica articolare infine descrive il movimento relativo tra due segmenti corporei che vengono definiti prossimale (p) e distale (d) rispettivamente più vicino o lontano dal centro del corpo.

I gradi di libertà di traslazione sono gli spostamenti relativi dei segmenti corporei che esistono ma spesso sono trascurati perché minimi.

Ipotizzando una posizione iniziale in cui gli assi anatomici dei segmenti adiacenti sono allineati tra loro si possono ricavare i gradi di libertà di rotazione come rotazioni elementari fatte dal sistema di riferimento distale intorno a tre assi in sequenza: una prima rotazione intorno all'azze z, una seconda rotazione intorno all'asse x e un'ultima rotazione rispetto all'asse y. Queste rotazioni elementari definiscono gli angoli di interesse anatomico: la flesso-estensione è la rotazione rispetto all'asse z, l'abduzione-adduzione la rotazione rispetto all'asse x, la rotazione esterna e interna la rotazione rispetto all'asse y.

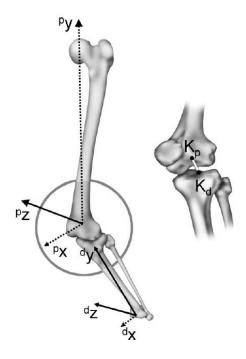


Figura 31. Cinematica articolare definita dai sistemi di riferimento anatomici dei segmenti prossimale (p) e distale (d). A destra sono mostrati i punti utilizzati per descrivere le traslazioni tra i segmenti corporei. [19]

Considerazioni sui sistemi optoelettronici

I sistemi optoelettronici sono soggetti a possibili errori: strumentali dovuti al sistema tecnologico e dovuti alla morfologia del corpo umano.

Gli errori strumentali sono gli errori nella ricostruzione della posizione istantanea dei marker e possono essere sistematici o casuali. Gli errori sistematici hanno due origini, la prima è la stima inesatta dei parametri di calibrazione delle telecamere, la seconda è la distorsione delle lenti delle telecamere che la calibrazione, ipotizzando un modello lineare, non tiene in considerazione. Gli errori casuali sono dovuti a rumore elettronico e al processo di digitalizzazione in cui un marker sul piano immagine può essere registrato con una posizione imprecisa o di una forma distorta dovuta a un'occlusione parziale o per effetto della velocità di spostamento. [20]

Un secondo tipo di errori sono dovuti all'errata determinazione della posizione dei punti di riferimento anatomici. Questa fonte di errore causa un errata determinazione del posizionamento e orientamento del sistema di riferimento anatomico e si riflette nel calcolo degli angoli articolari.

Un terzo tipo sono gli errori da artefatti da tessuto molle, sono dovuti allo spostamento reciproco tra i segmenti ossei e i marker causato dal movimento dei tessuti interposti: muscoli, tessuto adiposo e cute.

2.4 Sensori inerziali

In questo lavoro di tesi sono stati utilizzati i dispositivi HAM (Human Activity Monitor) di Gulf Coast Data Concepts, essi contengono al loro interno un accelerometro, un giroscopio e un magnetometro triassiali, dispositivi di questo tipo sono generalmente chiamati IMU (Inertial Measurement Unit).

I sensori sono detti inerziali perché il loro funzionamento si basa sulla resistenza che un corpo oppone alla variazione del suo stato di moto (inerzia). Nel seguito è spiegato brevemente il funzionamento dei sensori. Il dispositivo permette di memorizzare dati su una memoria accessibile da computer con un cavetto USB.



Figura 32. Sensore HAM [21]

1 Accelerometro

Un accelerometro è un dispositivo che misura l'accelerazione lineare lungo un asse, detto asse sensibile. Un accelerometro è costituito da una piccola massa di prova libera di muoversi lungo un asse, un telaio esterno fisso all'oggetto di cui si vuole misurare l'accelerazione, un elemento elastico tra i due che può essere modellizzato con una molla e un sistema che misuri lo spostamento relativo tra la massa di prova e il telaio, il modello è rappresentato in figura.

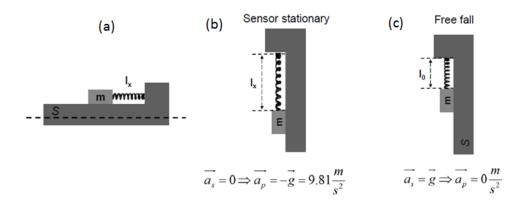


Figura 33. Modello di accelerometro [22]

Il telaio è soggetto a un'accelerazione lineare a_s , di nostro interesse, ma questo sensore ricava l'accelerazione dall'allungamento della molla, quindi restituisce l'accelerazione detta proper acceleration, a_p ovvero la differenza tra l'accelerazione del telaio a_s e la componente dell'accelerazione di gravità che agisce sull'asse sensibile.

$$\overrightarrow{a_p} = \overrightarrow{a_s} - \overrightarrow{g}$$
 (equazione 1)

Per esempio considerando il sensore con l'asse sensibile parallelo alla forza di gravità, se esso è fermo (figura 33 (b)) l'accelerazione è nulla, la molla è allungata ed esercita una forza contraria alla forza di gravità, l'accelerometro misura esattamente l'accelerazione di gravità, se il sensore è in caduta libera (figura 33 (c)) il telaio e la massa si muovono insieme con accelerazione pari a g, la molla è in posizione neutra e non esercita forza sulla massa, l'accelerometro misura un'accelerazione a_p nulla.

L'accelerometro interno al dispositivo HAM è triassiale, è possibile quindi misurare l'accelerazione lineare lungo tre assi ortogonali tra loro e allineati al telaio esterno del dispositivo. Il sensore è capacitivo [23], ovvero il principio di funzionamento che permette di misurare lo spostamento della massa è la differenza di capacità di un condensatore in funzione della distanza tra le sue armature.

2 Giroscopio

Un giroscopio è un dispositivo che misura la velocità angolare intorno a un asse, detto asse sensibile. Il principio di funzionamento del giroscopio interno al dispositivo HAM si basa sulla forza di Coriolis [23], la forza apparente a cui e soggetto un corpo che si muove quando è osservato da un sistema di riferimento che non è inerziale, ma ha un moto rotatorio. Il modello di giroscopio è raffigurato in figura 34: è costituito da una piccola massa che viene fatta vibrare lungo un asse, quindi avrà una velocità V_t , se il sensore ruota intorno a un asse con velocità ω , di nostro interesse, è possibile ricavare questa velocità a partire dalla misura della forza di Coriolis F_c (equazione 2) che fa spostare la massa sensibile sull'asse ortogonale agli assi di V_t e all'asse di rotazione ω . Anche in questo sensore la forza è ricavata a partire dallo spostamento, misurato da un sensore capacitivo [23]

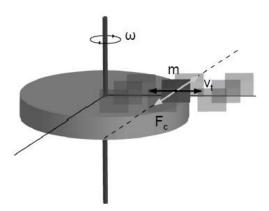


Figura 34. Modello di giroscopio [22]

$$\vec{F_c} = -2 \cdot m \cdot \vec{V_t} \times \vec{\omega}$$
 (equazione 2)

3 Magnetometro

Il terzo sensore presente nel dispositivo HAM non sfrutta l'inerzia come principio di funzionamento ma è spesso associato a accelerometro e giroscopio nelle applicazioni dove si cerca di ottenere posizione e orientamento del sensore nello spazio.

Un magnetometro è un dispositivo che misura direzione e intensità del campo magnetico in un punto nello spazio. Il principio di funzionamento del magnetometro interno al dispositivo HAM si basa sull'effetto Hall [23], che descrive come in un conduttore le cariche elettriche vengono deviate sotto l'effetto di un campo magnetico. Il modello di giroscopio è raffigurato in figura 35. Considerando un circuito in cui scorre una corrente continua all'interno di un campo magnetico, in un tratto del circuito è presente un conduttore a forma di placca, con altezza trascurabile rispetto a lunghezza e larghezza, il campo magnetico è responsabile della deviazione delle cariche dal loro movimento lungo l'asse longitudinale della placca perché sulle cariche agisce una forza perpendicolare alla direzione della corrente e alla direzione del campo magnetico. La deviazione delle cariche porta ad avere una differenza di potenziale tra i lati della placchetta, questa differenza di potenziale è proporzionale alla componente del campo magnetico perpendicolare alla placca.

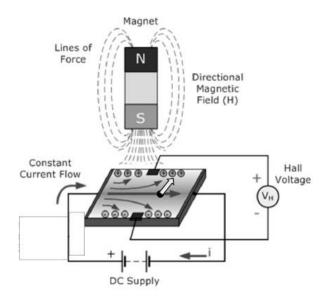


Figura 35. Modello di magnetometro a effetto Hall [22]

Considerazioni sui sistemi inerziali

Questi sensori hanno avuto successo per diverse ragioni: i sensori sono posti esclusivamente sul corpo del soggetto studiato, senza l'utilizzo di dispositivi esterni, questo implica anche la necessità di essere leggeri e poco ingombranti, sono semplici da utilizzare e sono meno costosi dei sistemi ottici, hanno un basso consumo energetico e mettendo a punto un algoritmo di analisi dei dati è possibile ricavare informazioni sul loro movimento subito dopo la registrazione.

3. Studi scientifici sullo sci alpino

Lo sci alpino è uno sport osservato e studiato da quasi un secolo. Müller e Schwameder [7] distinguono tre fasi nella letteratura che si occupa della biomeccanica dello sci.

- La prima fase di studio dello sci consisteva in descrizioni qualitative sulle forze e sulle sequenze del movimento dello sciatore. I primi studi citati da Müller e Schwameder sono compresi tra il 1930 e il 1941 ad opera di Reuel, Brandenberger e Schuppe.
- La seconda fase di studio introduce metodi per lo studio quantitativo di questo sport. Il primo studio riportato risale al 1957 ad opera di Möser che propone un dispositivo a leva montato sugli sci per misurare la forza di reazione del terreno sullo sci durante una discesa. Negli anni seguenti fino ai giorni nostri è numerosa la letteratura che si occupa di misurare le caratteristiche cinematiche, dinamiche e di attivazione muscolare di questo sport.
- La terza fase ha inizio negli anni '80 e si occupa dell'utilizzo delle variabili quantitative per un duplice scopo: il primo è il miglioramento della tecnica sciistica il secondo è lo studio del rischio di infortuni di uno sciatore. Gli studi che riguardano l'ottimizzazione della tecnica si sono occupati soprattutto delle traiettorie che uno sciatore compie tra le porte di un tracciato da gara, in particolare nelle discipline di slalom gigante e supergigante. Studi che riguardano la prestazione di gara si sono concentrati anche sugli aspetti aerodinamici della postura dello sciatore.

3.1 Analisi strumentale dello sci

Al giorno d'oggi gli strumenti più utilizzati per lo studio dello sci sono l'analisi video con sistemi optoelettronici, i sistemi satellitari di navigazione, i sistemi inerziali. Altri sistemi utilizzati sono l'elettromiografia, goniometri articolari e celle di carico integrate nell'attrezzatura.

Spörri et al [24] valutano i possibili errori nell'uso della stereofotogrammetria applicata allo sci alpino. Per questo studio è stato necessario utilizzare 24 telecamere di un sistema commerciale per registrare una sola curva della discesa definita da tre porte distanti tra loro circa 20 m. Sono state effettuate tre prove sperimentali: una misura statica di marker fissati a una barra rigida, una misura dinamica della stessa barra trasportata da uno sciatore a velocità moderata (25 km/h) e una misura dinamica di uno sciatore esperto a velocità elevata (50 km/h). Per valutare l'accuratezza e la precisione del sistema optoelettronico sono state considerate le distanze tra i marker della barra nelle prime due prove e la distanza tra i due marker dello scarpone sinistro misurata direttamente con un calibro nella terza prova.

Lo studio evidenza che nel caso di misura statica o a bassa velocità le prestazioni del sistema optoelettronico sono migliori con un'accuratezza dell'ordine del decimo di millimetro. Nel caso di una discesa normale invece la velocità è maggiore, la postura dello sciatore è inclinata e rannicchiata e la neve che si solleva in curva può dare problemi nella visibilità del marker. Questi fattori riducono l'accuratezza del sistema, che in questo caso è dell'ordine del millimetro. In tutte e tre le prove comunque l'accuratezza si può considerare buona.

Nonostante l'accuratezza del sistema optoelettronico gli autori sottolineano una serie di svantaggi. Un primo problema è il tempo per installare il sistema sperimentale che ha richiesto il lavoro di otto persone per un'intera giornata. Un secondo problema è il tempo che richiede l'elaborazione dei dati, rispetto a un esperimento di laboratorio è maggiore soprattutto a causa della scarsa visibilità dei marker. Il terzo problema è la limitata applicabilità di questo sistema nello studio pratico di allenamenti o gare perché le telecamere sono disposte molto vicine al tracciato previsto e ciò può dare fastidio allo sciatore oltre ad essere rischioso per la sua sicurezza. Il quarto problema è il volume di cattura limitato: sono state utilizzate un alto numero di telecamere per l'analisi di una singola curva perciò è poco pratico utilizzare lo stesso sistema per un settore di un numero elevato di curve o un'intera discesa.

Ulrich et al [25] utilizzano un sistema di sette sensori inerziali per analizzare i movimenti verticali dello sciatore, utilizzando come parametro la distanza del centro di massa dalle articolazioni di caviglia. Per ottenere questo parametro è necessario sviluppare un modello tridimensionale di sciatore a partire dai sensori a disposizione in cui deve essere nota la posizione del sensore rispetto alle articolazioni e le dimensioni e pesi dei segmenti corporei.

Sviluppato questo metodo Ulrich et al. lo applicano nel confronto tra le discipline di slalom e slalom gigante studiando per ogni disciplina le discese di tre atleti professionisti. È stato preso in considerazione un ciclo che comprende una coppia di curve (sinistra e destra). Nello slalom gigante, rispetto allo slalom, si osserva un movimento verticale con maggiore differenza tra i massimi e i minimi delle distanze tra le caviglie e il centro di massa.

Yoneyama et al. [16] utilizzano un sistema di potenziometri per la misura degli angoli articolari di flesso-estensione, abduzione e adduzione e rotazione di un solo arto inferiore, e un sistema di celle di carico in corrispondenza degli attacchi degli scarponi per la misura delle forze e momenti. Questi dati sono utilizzati per confrontare la tecnica di sciata tradizionale e la tecnica carving osservando il movimento degli arti e le forze che agiscono sullo sciatore. Sono state analizzate curve larghe e curve strette effettuate con entrambe le tecniche.

Nelle curve larghe si osserva una maggiore differenza nella flessione tra gamba interna ed esterna per la sciata carving rispetto alla tecnica tradizionale, l'abduzione-adduzione delle gambe è maggiore per la tecnica tradizionale in cui si osserva anche una rotazione della coscia verso l'interno della curva, assente nella tecnica carving.

Nelle curve strette carving l'andamento della flesso-estensione della coscia è graduale e un ciclo di flesso estensione corrisponde a un ciclo di due curve, una destra e una sinistra, invece nelle curve strette con tecnica tradizionale si osserva un'estensione dell'anca ad ogni cambio direzione. La rotazione della coscia è graduale nello sci carving ed è veloce nell'impostazione della curva tradizionale.

Per quanto riguarda le forze nelle curve larghe il carico è distribuito uniformemente sullo sci esterno e in modo minore sulla parte posteriore dello sci interno, nello sci tradizionale la forza è applicata quasi esclusivamente sullo sci esterno, in modo maggiore nella sua parte anteriore.

Le forze nelle curve strette sono applicate su entrambi gli sci sia nella tecnica tradizionale che nella tecnica carving. Nella tecnica carving tra le curve la forza ha variazioni piccole e graduali, nella tecnica tradizionale invece ci sono picchi nel carico degli sci durante l'inizio della curva.

Müller e Schwameder [7] si occupano di valutare le caratteristiche biomeccaniche della tecnica carving rispetto alla tecnica a sci paralleli tradizionale sulla base dei dati di tre videocamere per la ricostruzione tridimensionale dello sciatore in curva, due solette di pressione per valutare la forza di reazione del terreno e la distribuzione della pressione del piede sullo scarpone, un sistema elettromiografico per lo studio dell'attivazione dei diversi muscoli degli arti inferiori.

La caratteristica della tecnica carving è la distribuzione del carico condivisa tra i due arti in curva rispetto alla tecnica tradizionale in cui l'arto esterno nella curva sostiene la quasi totalità del carico dello sciatore. Questa differenza si riscontra anche nell'elettromiografia del quadricipite femorale che ha un'attivazione continua nella tecnica carving mentre nella tecnica tradizionale ha un'attivazione importante solo quando l'arto è esterno alla curva. In entrambe le tecniche la fase di impostazione della curva consiste nel ridurre il carico sugli sci e nel cambio di spigolo.

Confrontando gli angoli articolari si osserva che nella fase di curva l'arto esterno mantiene un angolo costante in entrambe le tecniche. La flessione dell'arto interno alla curva è più graduale per la tecnica carving. Nella fase di impostazione della curva con tecnica tradizionale l'estensione dell'arto che da interno passa all'esterno della curva successiva è più veloce.

Le tempistiche delle fasi di impostazione della curva, prima e seconda parte della curva sono diverse. La tecnica carving rispetto alla tecnica tradizionale ha una fase di impostazione più lunga. La tecnica carving ha una fase iniziale della curva più lunga e una fase di chiusura della curva più veloce a differenza della tecnica tradizionale che ha prima e seconda fase della curva di durata simile.

Nakazato et al. [26] utilizzano solette di pressione e sensori di forza montati tra sci e scarponi per la misura della forza di reazione del terreno confrontando oltre alla tecnica carving e tradizionale anche la capacità di sciatori di diverso livello e la pendenza della pista.

I sensori di forza piezoelettrici utilizzati vengono montati tra l'attacco (sia punta sia tallone) e lo sci, viene considerata solo la componente verticale per un confronto con la soletta di pressione. Le solette di pressione sono indossate all'interno dello scarpone. Entrambi i sistemi necessitano di un sistema di lettura, un registratore esterno e un alimentatore portato dallo sciatore in uno zaino, collegato con dei cavi al sensore di forza.

I sensori di forza registrano una forza di reazione del terreno maggiore rispetto alle solette di pressione, con una differenza maggiore nella fase in cui lo sci è esterno. Un motivo suggerito è il trasferimento di parte del carico direttamente dal gambaletto dello scarpone alla gamba dello sciatore. Nella fase di cambio di spigolo i sensori di forza misurano una forza di reazione minore delle solette soprattutto in caso di discesa ripida e curve strette (carving), questo è dovuto al movimento altamente dinamico in cui la riduzione del carico sugli scarponi viene misurata in modo più sensibile dai sensori di forza.

Questi sistemi sono adatti per test sperimentali ma hanno dei limiti di applicazione alle sessioni di allenamento [27]. Sensorizzare scarponi e sci con sensori di forza integrati richiede la costruzione di

un'attrezzatura apposita. Le solette di pressione da inserire nello scarpone possono essere fastidiose per lo sciatore professionista che utilizza scarponi molto stretti in cui non c'è spazio per questo dispositivo e inoltre utilizza solette personalizzate con forma adatta al piede dello sciatore. In entrambi i casi il sistema di cavi e zaino possono dare fastidio allo sciatore.

Nello studio di Gilgien et al. [28]. viene misurata con la tecnologia dGNSS la posizione del casco dello sciatore, la posizione del suo centro di massa viene ricavata di conseguenza. Viene utilizzato un modello di pendolo inverso per ricavare l'inclinazione dello sciatore e la posizione degli sci sapendo che lo sciatore in curva ha un'inclinazione laterale che gli permette di bilanciare le forze di gravità e inerziali. La posizione del centro di massa è calcolata come posizione intermedia di sci e casco.

Come sistema di riferimento viene usato un sistema di sei telecamere per l'analisi di una singola curva. Vengono tracciati ventidue punti del corpo dello sciatore e poi ricavato il centro di massa dalla posizione relativa dei segmenti corporei.

Nello studio vengono calcolate le forze esterne che agiscono sullo sciatore a partire dalla cinematica del centro di massa. Forza di gravità e forza risultante sono ricavate dalle accelerazioni di gravità e del centro di massa, la forza di resistenza dell'aria dalla differenza di velocità dello sciatore rispetto al vento. La forza che il terreno esercita sugli sci è calcolata a partire dalle precedenti e da essa è ricavata la forza d'attrito come componente parallela al vettore velocità.

Per confrontare il sistema satellitare e il sistema video è stata valutata la differenza delle tre forze di reazione del terreno, di attrito e di resistenza dell'aria per tutta la curva analizzata. La differenza in tutti i casi oscilla intorno allo zero quindi gli errori si compensano mediando nell'intero ciclo della curva e si nota una sottostima dei massimi delle forze con il sistema satellitare. Gli autori affermano che il sistema satellitare è valido per valutare le forze medie che agiscono sullo sciatore in curva ed è vantaggioso rispetto a un sistema video nell'analisi di un volume di cattura elevato, caratteristica che lo rende utile per valutare le prestazioni e i rischi di infortunio di uno sciatore agonista.

Fasel et al. nel 2016 [29] propongono un metodo per calcolare la posizione del centro di massa modificando quello sviluppato da Gilgien et al. [28]. La novità consiste nell'utilizzo di più sensori inerziali posti sui segmenti corporei dello sciatore per ricavare la loro posizione e orientamento relativo. La posizione assoluta del casco è misurata con il sistema dGNSS come nello studio precedente, invece la posizione assoluta del centro di massa è calcolata descrivendo il corpo umano con un modello a sette segmenti, invece di utilizzare il modello di pendolo inverso.

Questa modifica permette di avere una posizione più accurata del centro di massa, valida su qualsiasi tipo di superficie della pista e anche nel caso in cui ci siano movimenti anomali dello sciatore, per esempio quando c'è uno sbilanciamento.

Nel 2017 Fasel et al. [30] propongono un metodo per studiare la cinematica del centro di massa che utilizza unicamente i sensori inerziali, senza il sistema di geo-localizzazione, il cui segnale può essere non disponibile in alcune condizioni a causa della posizione della pista.

Questo nuovo metodo necessita di calibrare una discesa con paletti su cui sono montati dei magneti, lo sciatore ha più sensori inerziali fissati sui segmenti corporei e un magnetometro posto sul bacino, il passaggio vicino al paletto è riconosciuto da un picco nel segnale registrato dal magnetometro. La

distanza del sensore dal paletto è ricavata dall'intensità del segnale del magnetometro ed è utilizzata per ridurre l'errore di deriva nella posizione calcolata a partire dai segnali dei giroscopi e accelerometri.

Nello stesso anno Fasel et al. [31] eseguono uno studio in laboratorio per il calcolo del centro di massa con un modello del corpo umano a segmenti come nello studio precedente [29] ma considerando anche gli arti superiori, in questo studio vengono anche calcolate le posizioni di centri delle articolazioni rispetto al centro di massa. I risultati ottenuti a partire dai sensori inerziali sono validati con un sistema optoelettronico.

3.2 Analisi della prestazione

Gwangjae Yu et al [27] si dedicano all'analisi della prestazione di sciatori professionisti. Il loro studio presenta un'analisi sulla migliore posizione di un singolo sensore IMU sul corpo dello sciatore che consenta di analizzare le caratteristiche della sciata. La discesa è stata calibrata con un tracciato di sei paletti disposti in modo più regolare possibile.

L'esperimento utilizza 16 IMU disposte su testa, tronco e arti dello sciatore e due solette di pressione negli scarponi usate come riferimento per il cambio nel carico degli sci nelle diverse curve. Dalle solette viene calcolata la forza totale e la differenza di forza tra la soletta destra e sinistra è utilizzata per confrontare gli angoli di rollio calcolati dalle diverse IMU. Per gli autori il sensore sul bacino è quello più adatto allo studio delle curve di uno sciatore.

Con l'utilizzo del singolo sensore vengono studiate due caratteristiche di prestazione: l'asimmetria laterale che uno sciatore ha tra le curve a destra e a sinistra e l'adattamento che lo sciatore dimostra effettuando diverse discese della stessa pista. Nel primo caso vengono presi in considerazione i tempi per effettuare le curve ricavati dall'angolo di rollio delle IMU e la massima differenza di forza ricavata dalle solette, un test statistico conferma la differenza tra i lati che il soggetto aveva anticipato prima dell'esperimento con una sensazione soggettiva. Nel caso dell'adattamento è stato chiesto al soggetto di valutare con una scala numerata le proprie discese, questi voti sono stati confrontati con il tempo di discesa ricavato dalle IMU che conferma il miglioramento soggettivo dell'atleta.

Gli autori suggeriscono che i risultati di questo studio possono essere utili per lo sviluppo di un dispositivo indossabile di supporto all'allenamento degli atleti, il quale deve essere di minimo intralcio al soggetto e raccogliere ed elaborare i dati abbastanza velocemente da dare all'atleta e all'allenatore un riscontro quasi istantaneo.

3.3 Simulazione robotizzata dello sci

Un altro modo per studiare come uno sciatore curva in relazione agli angoli articolari è lo sviluppo di un modello matematico o fisico. Il modello matematico consiste in una simulazione a computer usando per esempio un modello multi-body. Il modello fisico utilizza invece uno sciatore robot i cui segmenti hanno dei movimenti programmati per simulare il movimento di uno sciatore umano.

Yoneyama et al. [32] descrivono un sistema robotico per ricostruire un modello di curva effettuata con tecnica carving. Il robot è formato da due "arti inferiori" che hanno sei gradi di libertà ciascuno: l'abduzione-adduzione dell'anca, la flessione-estensione di anca, ginocchio, caviglia, la rotazione interna-esterna di coscia e gamba. Celle di carico e sensori di velocità sono stati montati sugli sci. Gli esperimenti sono stati effettuati su una superficie artificiale in cui il robot è lasciato scivolare, movimenti programmati dei giunti hanno l'effetto di far effettuare al robot una curva a sinistra e una curva a destra.

I primi test sperimentali servono a valutare l'effetto dell'abduzione-adduzione mantenendo fissi gli altri giunti. Confrontando il tracciato seguito dal robot e gli angoli dei giunti si osserva il cambio di direzione quando gli angoli sono nulli, cioè quando avviene il cambio di spigolo degli sci. Dall'osservazione delle forze misurate sugli sci si osserva che è maggiormente caricato lo sci interno, contrariamente dalle prove sperimentali su sciatori, questa differenza può essere dovuta alla bassa velocità del robot e quindi alla bassa forza centrifuga presente in curva.

Ulteriori test sono stati effettuati per valutare l'effetto della flesso-estensione, mantenendo nulli gli angoli di abduzione-adduzione e di rotazione. Flettendo i giunti di anca, ginocchio, caviglia avviene un sollevamento di uno sci rispetto allo sci controlaterale, quindi il robot può inclinarsi lateralmente verso l'interno della curva. Il cambio di direzione nella traiettoria del robot anche in questo caso avviene quando le due gambe invertono il loro movimento.

È stata effettuata una terza valutazione sulla rotazione del bacino del robot rispetto alle gambe per considerare come uno sciatore effettua una torsione del corpo in cui il bacino è girato verso l'interno della curva maggiormente rispetto agli sci. Si è osservata una distribuzione dei carichi tra i due sci in modo più uniforme rispetto alle prove in cui erano assenti le rotazioni dei segmenti.

3.4 Considerazioni

L'analisi video permette di ricostruire la traiettoria e di conseguenza velocità e accelerazione dello sciatore e di poter osservare la posizione e il movimento di tutti i segmenti corporei, quindi ricostruire direttamente la postura dell'atleta nelle diverse fasi di una curva. Uno svantaggio di questo metodo è il volume di cattura limitato e il tempo necessario, sia prima della registrazione video per la calibrazione dell'area da analizzare sia dopo la registrazione per ottenere la posizione tridimensionale dei punti considerati a partire dalle immagini delle telecamere. L'analisi video è generalmente il riferimento per stabilire la validità degli altri metodi.

I sistemi satellitari di geolocalizzazione come il GPS e il dGNSS (differential Global Navigation Satellite System) vengono utilizzati per ricostruire la traiettoria dello sciatore. Questi sistemi individuano solo un punto dello sciatore, quindi non sono in grado di ricostruire la postura dei segmenti scheletrici. Il sensore è generalmente fissato al bacino dello sciatore in modo da approssimare la posizione del centro di massa. Un problema di questi sistemi applicati allo sci è la frequenza di campionamento ridotta e l'accuratezza minore dei sistemi ottici. Tra i due sistemi la tecnologia dGNSS, rispetto al GPS, ha accuratezza migliore perché si basa sui dati di più sensori, di cui uno ha posizione nota.

Tra i sistemi di analisi del movimento i sistemi inerziali sono utilizzati in molte applicazioni, le IMU (Inertial Measurement Units) contengono generalmente un accelerometro, un giroscopio e in alcuni casi un magnetometro, hanno il vantaggio di essere relativamente economiche, leggere e poco

ingombranti. Questi sensori vengono fissati sul corpo dello sciatore e registrano l'accelerazione lineare e la velocità angolare su tre assi e il campo magnetico se presente il magnetometro. Il punto critico di questi sensori è l'integrazione numerica dei dati che porta ad avere una deriva nel calcolo di angoli caratteristici, velocità e posizione, orientamento. Una possibile soluzione per ricavare la traiettoria del sensore IMU è combinare questo sistema con un sistema GPS tramite algoritmi detti di "Sensor Fusion", come ad esempio il filtro Kalman, che danno una stima più accurata della posizione dello sciatore a partire da due sistemi indipendenti (inerziale e di geolocalizzazione).

4. Cinematica dello sci alpino in pista: risultati delle prove sperimentali

La prima fase di questo lavoro di tesi consiste nell'analisi di discese effettuate da sciatori esperti per mezzo di due sensori inerziali posti sugli scarponi. I test sono stati svolti al passo Monte Croce nei giorni 11-12 Febbraio 2019 in collaborazione con il centro di ricerca CeRiSM di Rovereto. Ai soggetti è stato chiesto di sciare all'interno di un tracciato effettuando curve il più possibile uguali tra loro. L'analisi dei dati dei due sensori IMU fissati agli scarponi ha permesso di estrarre i tratti di discesa di interesse e ricavare gli angoli che caratterizzano il movimento dello sciatore.

4.1 Sistema di misura

I sensori IMU sono stati fissati sul retro degli scarponi, il sistema di riferimento del sensore e il sistema di riferimento globale dello sciatore sono mostrati rispettivamente nelle figure 36 (a) e 36 (b).

In questa prima analisi per passare dal sistema di riferimento locale al sistema di riferimento globale sono stati rinominati gli assi:

- l'asse X dello sciatore è l'asse z dello scarpone con verso opposto
- l'asse Y dello sciatore è l'asse x dello scarpone con verso opposto
- l'asse Z dello sciatore è l'asse y dello scarpone.

Questa trasformazione del sistema di riferimento tecnico del sensore nel sistema di riferimento anatomico è un'approssimazione per una prima valutazione dei risultati. Un'analisi successiva dovrà superare questa semplificazione utilizzando le matrici di rotazione per trasformare il sistema di riferimento locale nel sistema di riferimento globale.

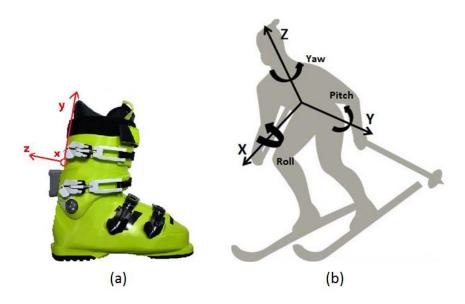


Figura 36. Sistemi di riferimento. (a) locale (sensore) (b) globale (sciatore)

4.2 Selezione delle discese e sincronizzazione dei sensori

Il primo passaggio dell'analisi consiste nel selezionare le diverse discese in quanto i sensori sono stati accesi all'inizio della sessione di prove e hanno registrato per tutta la sua durata. I sensori permettono di distinguere i file salvati con data e ora di inizio registrazione perché dispongono di un orologio interno (RTC), l'inizializzazione può non essere esatta dato che è fatta manualmente ed è perciò un riferimento indicativo, le discese devono essere riconosciute dall'osservazione qualitativa dei dati.

Al soggetto è stato chiesto di rimanere fermo prima della discesa così da poter riconoscere nei dati i periodi in cui le accelerazioni sui tre assi sono costanti (figura 37). I soggetti effettuano una prova ogni 5 minuti circa, in questo periodo si possono distinguere tre periodi (figura 38): un primo tratto in cui le curve sono controllate, un secondo tratto per terminare la discesa, un terzo tratto di risalita con lo skilift fino a raggiungere la posizione di partenza. I dati di nostro interesse sono quelli del primo tratto, si riconoscono perché i soggetti fanno un salto prima della partenza e dopo la fine del tratto di discesa calibrato, i due salti sono riconoscibili da un picco nei valori di accelerazione (figura 38).

In questa fase preliminare si sono utilizzati i dati grezzi dei sensori così come sono, senza trasformarli nel sistema di riferimento dello sciatore.

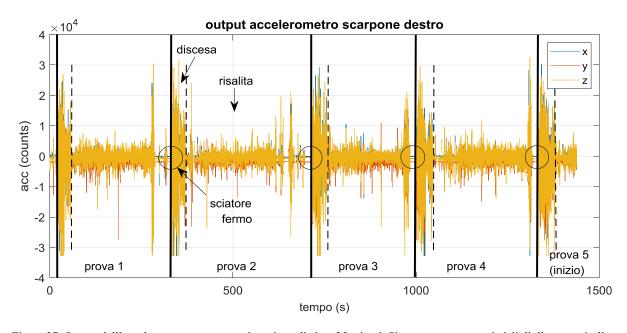


Figura 37. Output dell'accelerometro per una registrazione di circa 25 minuti. Si possono osservare i cicli di discesa e risalita, i tratti statici in cui lo sciatore è fermo sono cerchiati.

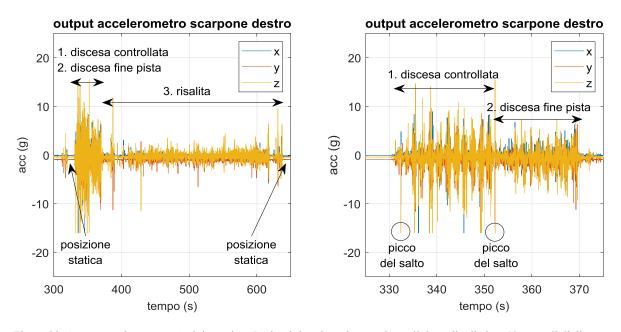


Figura 38. Output accelerometro. A sinistra circa 5 minuti ti registrazione, a destra il dettaglio di circa 50 secondi di discesa

Il salto del soggetto è necessario anche per la sincronizzazione dei sensori degli scarponi destro e sinistro, i cui dati sono stati riallineati sovrapponendo i picchi del salto iniziale. L'allineamento è stato fatto osservando l'accelerazione in modulo (figura 39), si fanno coincidere i due campioni corrispondenti al picco del modulo dell'accelerazione destro e sinistro, il risultato della sincronizzazione è mostrato in figura 40, si può osservare come anche i picchi del salto finale sono allineati, quindi la sincronizzazione è avvenuta correttamente.

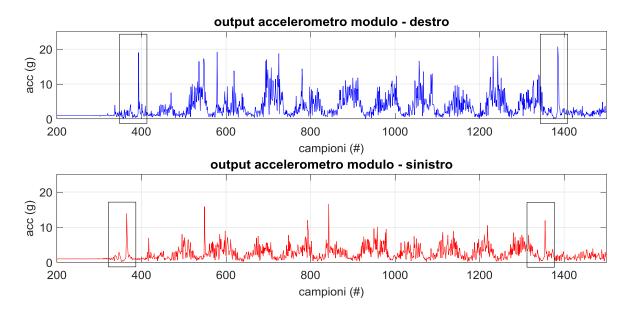


Figura 39. Modulo dell'accelerazione dei sensori degli scarponi destro e sinistro. I salti iniziale e finale sono indicato con un riquadro.

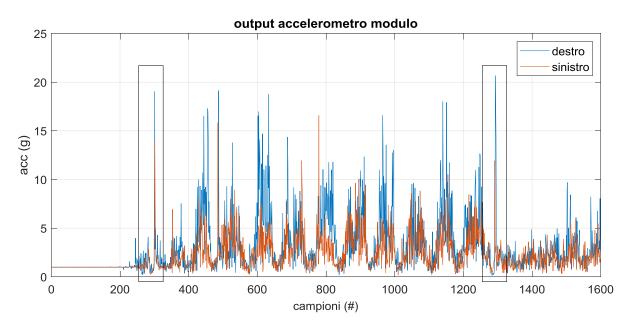


Figura 40. Risultato della sincronizzazione. I salti iniziale e finale sono indicati con un riquadro.

4.3 Analisi degli angoli caratteristici dello sci

In seguito all'estrazione delle discese di interesse e alla sincronizzazione dei sensori è possibile utilizzare i dati per l'analisi vera e propria dello sci.

La prima analisi che è stata fatta è lo studio degli angoli caratteristici dello sci alpino. Per definire queste variabili vengono presi come riferimento gli angoli fondamentali della meccanica. Si considera il sistema di riferimento globale dello sciatore riportato nella figura seguente:

- l'asse X è l'asse orizzontale verso in avanti, indica la direzione di avanzamento
- l'asse Y è l'asse orizzontale verso sinistra
- l'asse Z è l'asse verticale verso l'alto

Gli angoli caratteristici sono rollio (roll), beccheggio (pitch) e imbardata (yaw) e indicano rispettivamente le rotazioni intorno agli assi X, Y, Z come mostrato nella figura seguente.

- Il rollio (roll), la rotazione intorno all'asse sagittale X, nello sci corrisponde all'inclinazione laterale dello scarpone. Il movimento è tipico dello sciatore che si piega a destra o sinistra verso l'interno di una curva.
- L'imbardata (yaw), la rotazione intorno all'asse longitudinale Z, corrisponde alla direzione
 che ha lo scarpone e quindi lo sci durante la discesa, è direttamente legato alla traiettoria dello
 sciatore.
- Il beccheggio (pitch), la rotazione intorno all'asse medio laterale Y, è dovuto sia alla pendenza della discesa sia all'angolo di flessione dello scarpone. Ovvero l'angolo compreso tra la pianta del piede e la gamba, per la rigidezza dello scarpone deve avere una variazione molto piccola.

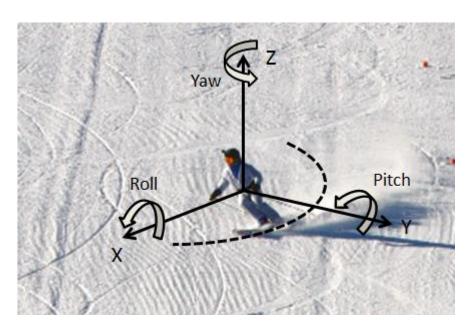


Figura 41. Sistema di riferimento globale dello sciatore e angoli caratteristici.

Elaborazione dei dati

Per l'elaborazione sono state fatte le seguenti assunzioni semplificative:

- L'intervallo di campionamento fisso a 0.02 s (frequenza di campionamento di 50 Hz). I sensori invece danno in output un asse dei tempi con intervalli di campionamento non uguali fra loro, in quanto il sensore ha una frequenza di campionamento che può variare di 2 Hz rispetto a quella definita [21].
- L'asse X del sistema di riferimento globale (sciatore) parallelo all'asse z del sistema di riferimento del sensore e l'asse Z dello sciatore parallelo all'asse y del sensore. Non sono esattamente paralleli a causa dell'inclinazione dello scarpone (flex). In un'analisi successiva dovrà essere elaborata una trasformazione più accurata.

L'elaborazione dei dati, svolta per mezzo del software Matlab®, consiste nei seguenti passaggi:

- Sono stati estratti i dati utili del sensore: le velocità angolari intorno ai tre assi del giroscopio, rinominando gli assi per riferirsi al sistema di riferimento globale dello sciatore.
- I dati grezzi di velocità angolare sono stati filtrati con un filtro passabasso con frequenza di taglio 5 Hz per ridurre il rumore ad alta frequenza.
- Le velocità angolari sono state integrate numericamente.
- Gli angoli ottenuti dall'integrazione sono stati filtrati con un filtro passa-alto con frequenza di taglio 0.1 Hz per rimuovere la deriva.

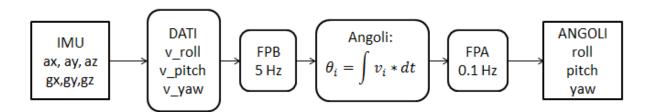


Figura 42. Schema per il calcolo degli angoli caratteristici.

Risultati

Considerazione sulla frequenza di campionamento

Per valutare la validità dell'ipotesi di frequenza di campionamento costante è stato valutato il rollio di una singola discesa. Si sono ottenuti due angoli confrontando l'integrazione con intervallo di tempo fisso e con intervallo di tempo esatto ricavato dall'asse dei tempi dato dal sensore.

Osservando l'andamento complessivo dell'angolo non si osservano differenze nei due casi. I dettagli del primo e ultimo picco invece mostrano una differenza minima nell'angolo massimo e un piccolo sfasamento di entità maggiore nell'ultimo picco rispetto al primo.

Da questa valutazione si può considerare valida l'ipotesi di frequenza di campionamento costante.

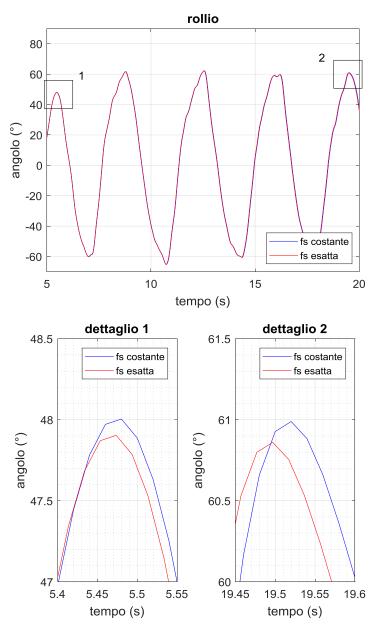


Figura 43. Angolo di rollio per il confronto della frequenza di campionamento costante e esatta

Considerazioni sull'andamento degli angoli caratteristici

La prima discesa analizzata è quella del tester Andreas svolta alle ore 10.30, nei grafici è riportato un intervallo di tempo centrale della discesa svolta con curve controllate.

I picchi del rollio (roll) indicano i massimi dell'inclinazione laterale dello sciatore: quando si effettua una curva si piega verso l'interno e si hanno angoli positivi per i piegamenti a destra (curva verso destra), angoli negativi per i piegamenti a sinistra (curva verso sinistra). In questo caso gli angoli di inclinazione a destra e sinistra sono compresi tra $\pm 60^{\circ}$.

Le curve che si possono riconoscere dai picchi sono 4 a destra e 4 a sinistra.

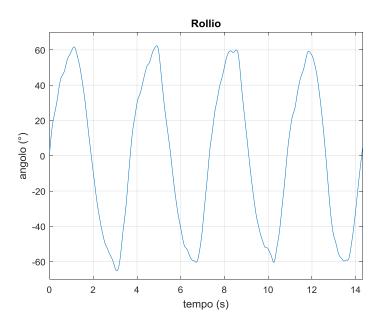


Figura 44. Angolo di rollio

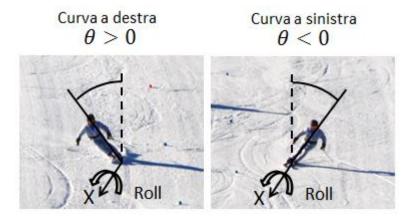


Figura 45. Angolo di rollio dello sciatore in curva

L'imbardata (yaw) che indica la direzione dello sci ha valore nullo quando gli sci hanno direzione parallela alla direzione della discesa, quindi a metà della curva.

Gli angoli sono positivi quando lo sciatore è rivolto verso la sinistra della discesa e negativi quando è rivolto verso la destra della discesa. In questa prova la direzione dello sci è compresa tra gli angoli $\pm 40^{\circ}$.

L'angolo passa da un valore positivo a negativo quando lo sciatore gira alla sua destra e passa da un valore negativo a positivo quando lo sciatore gira verso la sua sinistra. Si possono riconoscere dagli zeri 4 curve a destra e 4 a sinistra.

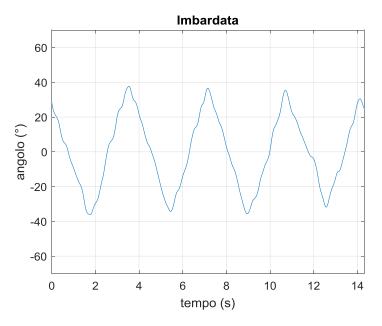


Figura 46. Angolo di imbardata

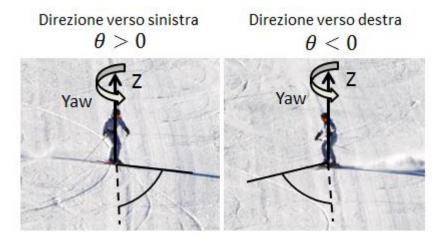


Figura 47. Angolo di imbardata di uno sciatore tra le curve

Il beccheggio (pitch) ha un'escursione molto minore, di ±20° e ha un andamento più irregolare.

Nelle analisi successive non si è tenuto conto di questo angolo.

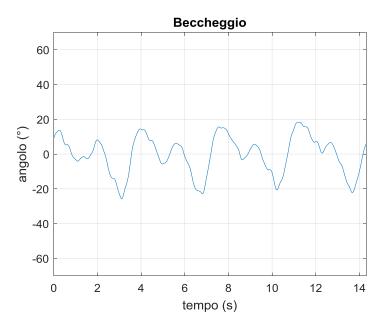


Figura 48. Angolo di beccheggio

Angoli caratteristici di diverse discese

Ottenuti gli angoli caratteristici per i due scarponi si può valutare la simmetria tra gli scarponi destro e sinistro (figure 49, 50) e confrontare tra loro diverse discese. Nei grafici è riportato l' intervallo di tempo compreso tra i due salti.

Nel grafico del rollio si può notare che l'inclinazione degli scarponi è la stessa per entrambi gli scarponi.

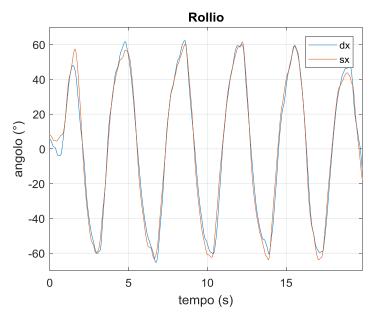


Figura 49. Angolo di rollio. Confronto scarponi destro e sinistro. (Andreas 10.30)

Nel grafico dell'imbardata si può notare che la direzione degli sci è sempre uguale, tipico della sciata con sci paralleli.

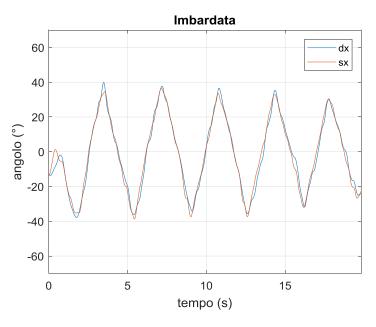


Figura 50. Angolo di imbardata. Confronto scarponi destro e sinistro. (Andreas 10.30)

Le discese dei primi test fatti al passo Monte Croce nei giorni 11-12 febbraio 2019 sono state distinte secondo la velocità e l'ampiezza delle curve: lente larghe e lente strette.

La prima discesa riportata, di Andreas delle ore 10.30 è una discesa con curve lente larghe. Nel seguito sono mostrati i grafici di altre tre discese: Enrico alle ore 11.40 con curve lente larghe, Andreas alle ore 10.40 ed Enrico alle ore 11.30 con curve lente strette. I grafici riportano l'intervallo di tempo compreso tra i due salti.

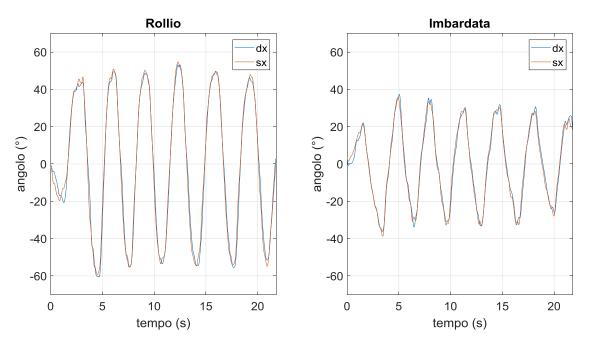


Figura 51. Rollio e Imbardata. Confronto scarponi destro e sinistro. (Enrico 11.40)

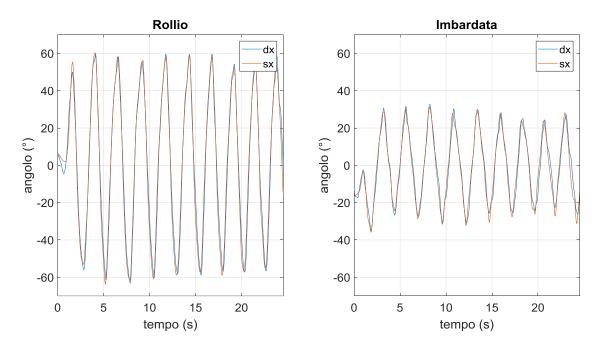


Figura 52. Rollio e Imbardata. Confronto scarponi destro e sinistro. (Andreas 10.41)

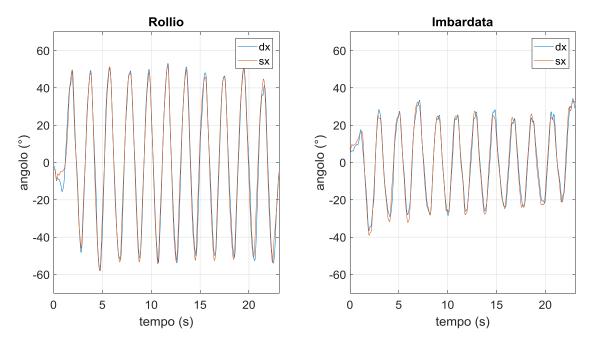


Figura 53.Rollio e Imbardata. Confronto scarponi destro e sinistro. (Enrico 11.30)

Dai grafici si possono confrontare le diverse discese secondo il tipo e il numero di curve e gli angoli tipici.

I tempi totali sono simili per tutte quattro le discese, compresi tra i 20 e i 25 secondi circa, in questo tempo il numero di curve totali è circa il doppio (19, 22) se le curve sono strette rispetto a curve larghe (11,12).

Discesa	N° curve a destra	N° curve a sinistra	N° curve totali	Tempo
Andreas 10.30 Curve larghe	6	5	11	19.84 s
Enrico 11.40 Curve larghe	6	6	12	21.78 s
Andreas 10.41 Curve strette	10	9	19	24.52 s
Enrico 11.30 Curve strette	11	11	22	23.08 s

L'inclinazione laterale massima degli scarponi, in questa prima analisi sembra una caratteristica dello sciatore più che indicare il tipo di discesa, infatti Andreas ha picchi dell'angolo di rollio tutti circa di 60°, Enrico minori, circa di 50°.

Discesa	Inclinazione laterale massima (rollio)
Andreas 10.30 Curve larghe	60 °
Enrico 11.40 Curve larghe	50 °
Andreas 10.41 Curve strette	60 °
Enrico 11.30 Curve strette	50 °

Gli angoli massimi di imbardata, invece, sono simili tra le discese dello stesso tipo dei diversi sciatori, minori per le curve strette rispetto alle curve larghe, all'interno della stessa discesa c'è più variabilità per i massimi degli angoli di imbardata rispetto ai massimi degli angoli di rollio, i picchi degli angoli di imbardata sono compresi nell'intervallo 30-40° per le discese con curve larghe, e compresi nell'intervallo 20-30° per le discese con curve strette.

Discesa	Angolo direzione sci massimo (imbardata)
Andreas 10.30	40-30 °
Curve larghe	40 30
Enrico 11.40	40-30 °
Curve larghe	40-30
Andreas 10.41	30-20 °
Curve strette	30-20
Enrico 11.30	30-20 °
Curve strette	30-20

Confronto con i dati CeRiSM

La collaborazione con il centro di ricerca CeRiSM ha permesso di fare una validazione dell'angolo di imbardata ricavato dai dati dei sensori IMU.

L'analisi effettuata dal CeRiSM è svolta per mezzo di un'analisi video in un tratto di discesa di larghezza, lunghezza e pendenza nota.

La fase preparatoria dello studio consiste nella calibrazione della discesa in cui vengono posti dei marcatori colorati sulla neve la cui posizione nello spazio è nota e vengono presi da riferimento per l'analisi video successiva. Vengono inoltre posizionate due telecamere, una frontale e una laterale per la registrazione dei video. Lo sciatore tester viene vestito con una tuta bianca, con scarponi, guanti e una cintura scura, in modo da far risaltare i punti caratteristici considerati: scarponi, mani, bacino.

La seconda fase consiste nel test vero e proprio, allo sciatore viene chiesto di fare una discesa all'interno dell'area calibrata cercando di fare curve il più possibile uguali tra loro, controllando larghezza e velocità, il punto di partenza dello sciatore è più a monte in modo da entrare nella zona calibrata a una velocità di regime.

L'ultima fase è l'analisi dei video raccolti, vengono considerati i punti caratteristici dello sciatore (scarponi, mani, bacino) a cui è assegnato un punto tridimensionale nello spazio a partire dai fotogrammi delle telecamere da cui è possibile calcolare la traiettoria.

L'analisi video del centro ricerca CeRiSM ci ha fornito le traiettorie tridimensionali dei punti caratteristici dello sciatore: scarponi, bacino e mani. Tra queste le coordinate degli scarponi sono state utilizzate per il confronto con l'angolo di imbardata ricavato dai sensori inerziali.

L'immagine frontale e il sistema di riferimento della discesa calibrata sono mostrati in figura 54. L'origine coincide con il primo marcatore che definisce il volume di controllo dell'analisi video.

- L'asse X orizzontale definisce la larghezza della discesa,
- L'asse Z verticale definisce la quota
- L'asse Y è l'asse orizzontale con verso opposto rispetto alla direzione della discesa.

Il tracciato calibrato, visto dall'alto ha quindi un'area di 10 m in larghezza e 100 m in lunghezza con un dislivello di circa 35 m. Ipotizzando una pendenza costante della discesa si ricava un angolo di circa 20°.

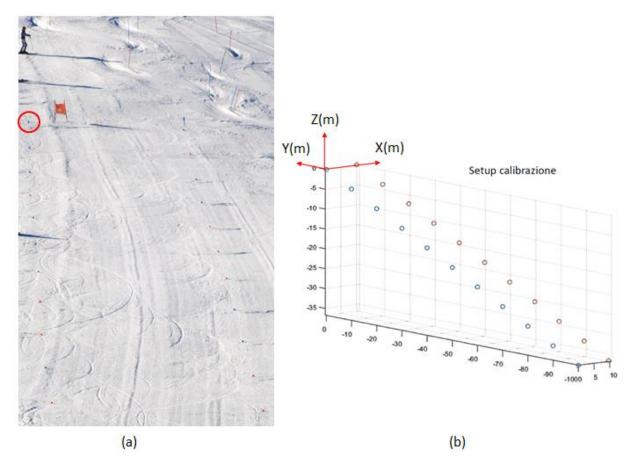


Figura 54. Immagine frontale (a) e sistema di riferimento (b) della discesa calibrata. Lo sciatore è fermo nella posizione di partenza, l'origine del sistema di riferimento è indicata con un cerchio rosso.

Calcolo dell'imbardata dai dati del CeRiSM

L'imbardata è stata calcolata dalla tangente alla traiettoria sul piano della discesa.

Presi due punti in istanti di tempo successivi P_1 e P_2 l'angolo di imbardata θ è l'angolo compreso tra lo spostamento elementare ΔS e lo spostamento lungo il piano inclinato ΔW , il cui modulo è calcolato dagli spostamenti ΔY e ΔZ .

$$\Delta S = \sqrt{(\Delta X)^2 + (\Delta Y)^2 + (\Delta Z)^2} \qquad \Delta W = \sqrt{(\Delta Y)^2 + (\Delta Z)^2}$$
$$\sin \theta = \frac{\Delta X}{\Delta S} \qquad \cos \theta = \frac{\Delta W}{\Delta S} \qquad \theta = \tan^{-1} \frac{\sin \theta}{\cos \theta}$$

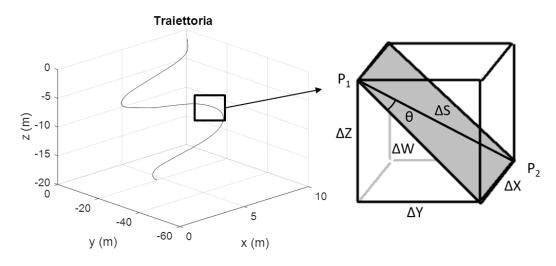


Figura 55. Calcolo dell'angolo di imbardata dalla traiettoria.

Coerentemente con i risultati delle IMU l'imbardata ha valore nullo quando gli sci hanno direzione parallela alla direzione della discesa, a metà di ogni curva, ha valore positivo quando lo sciatore è rivolto verso la sinistra della discesa e ha valore negativo quando è rivolto verso destra.

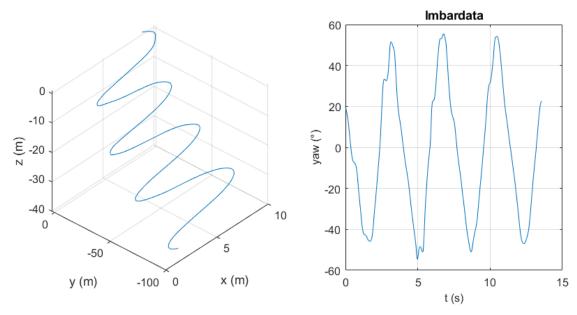


Figura 56 Imbardata calcolata dalla traiettoria

Gli angoli ricavati dai sensori IMU hanno una durata maggiore, il tratto corrispondente agli angoli ricavati dai dati del CeRiSM è stato individuato osservando i video delle discese: la fase iniziale e finale è esterna al volume di analisi del CeRiSM. Nelle figure seguenti, per fare il confronto è stata riportata solo la fase centrale di ogni discesa.

L'imbardata ricavata dalle IMU e quella ricavata dalla traiettoria fornita dal CeRiSM hanno un andamento molto simile, che ricorda quello di un'onda triangolare. I valori sono confrontabili ma gli angoli ricavati dalle IMU hanno valori di massimi e minimi sottostimati, la differenza è di circa 15°.

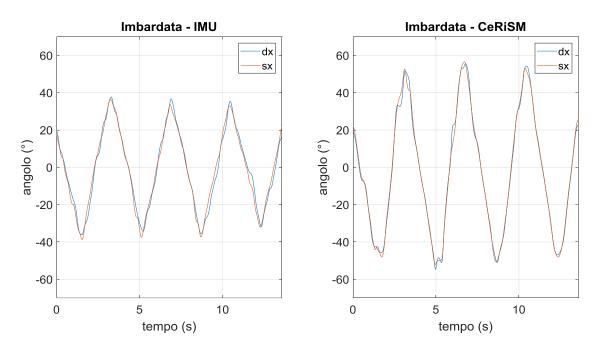


Figura 57. Imbardata. Confronto dati IMU e CeRiSM (Andreas 10.30)

Andreas 10.30	IMU	CeRiSM	differenza
Media picchi massimi	35.3 °	53.7 °	18.4 °
Media picchi minimi	-35.2 °	-49.6 °	14.4 °

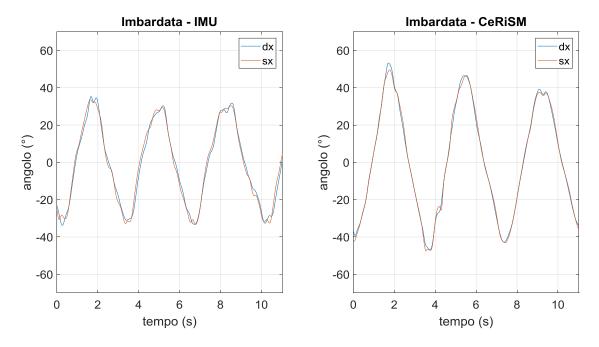


Figura 58. Imbardata. Confronto dati IMU e CeRiSM (Enrico 11.40)

Enrico 11.40	IMU	CeRiSM	differenza
Media picchi massimi	31.7 °	45.3 °	13.6 °
Media picchi minimi	-32.4 °	-44.9 °	12.5 °

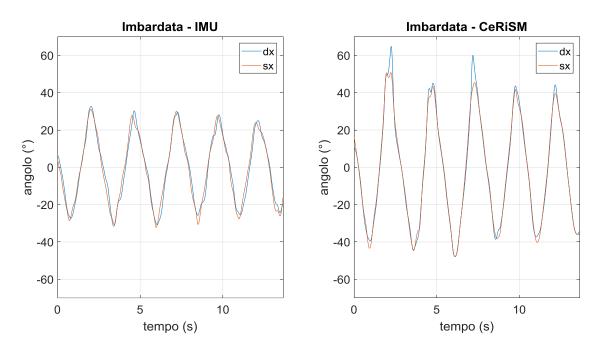


Figura 59. Imbardata. Confronto dati IMU e CeRiSM (Andreas 10.41)

Andreas 10.41	IMU	CeRiSM	Differenza
Media picchi massimi	29.2 °	47.6 °	18.4 °
Media picchi minimi	-28.9 °	-42.1 °	13.2 °

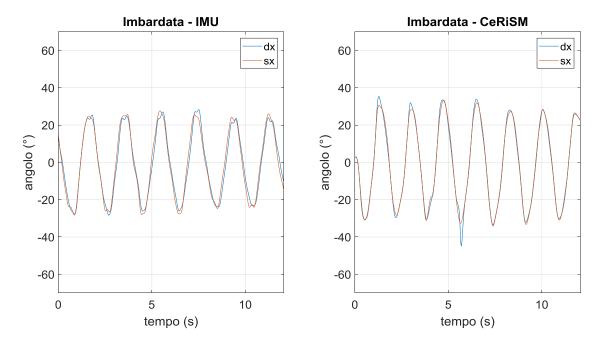


Figura 60.Imbardata. Confronto dati IMU e CeRiSM (Enrico 11.30)

Enrico 11.30	IMU	CeRiSM	differenza
Media picchi massimi	25.8 °	30.8 °	5.0 °
Media picchi minimi	-27.3 °	-32.3 °	5.0 °

4.4 Confronto tra le discese

1. Confronto tra le diverse discese dello stesso sciatore

Durante la sessione di prove, sono state effettuate dagli sciatori diverse discese che si possono distinguere in base alla tipologia di curve (corte e larghe) e alla velocità (lente e veloci).

Per il tester Enrico, uno sciatore esperto, si possono distinguere quattro categorie di curve: corte lente, larghe lente, corte veloci e larghe veloci. Il tester ha svolto due discese di ogni classe. Le otto discese dello stesso tester si possono confrontare tra di loro a seconda di diversi aspetti. Sono state considerate cinque curve a destra e cinque a sinistra per ogni discesa e sono stati valutati i picchi massimi e minimi del rollio, dell'imbardata e i tempi necessari per effettuare una curva.

1.1 Confronto inclinazione laterale dello sciatore

Il primo confronto è stato fatto sui picchi dell'angolo di rollio. Sono state considerate cinque curve a destra e cinque a sinistra ed è stata calcolata la differenza tra i picchi massimi e i picchi minimi di ogni coppia di curve, in tabella è stata riportata la media dei cinque valori.

Si può osservare che l'inclinazione laterale dello scarpone ha una variazione di circa 100° in media per tutte le discese, tranne per quelle a curve larghe veloci che hanno una media maggiore, di circa 120°. La differenza è comunque limitata e non distingue le diverse tipologie di discesa.

Questa variazione di inclinazione laterale, circa costante in tutte le prove, può essere presa come riferimento per un confronto con sciatori meno esperti.

1.2 Confronto direzione dello sci nelle diverse curve

Un secondo confronto sulle diverse discese può essere fatto sui picchi dell'angolo di imbardata. Per ogni discesa sono stati considerate cinque coppie di picchi massimi e minimi, è stata calcolata la differenza tra di loro e in tabella è stata riportata la media dei cinque valori.

Confrontando le prime quattro discese, svolte a bassa velocità, è possibile distinguere le curve corte dalle curve larghe. Lo sciatore quando effettua curve più larghe ha una maggiore variazione dell'angolo di imbardata, ovvero una maggiore rotazione degli sci rispetto alla direzione della discesa. Le curve larghe hanno una variazione media dell'angolo di imbardata di circa 65-70°, le curve corte di circa 50°. La differenza tra le curve larghe e le curve strette è di circa 15-20°. Confrontando le discese con curve dello stesso tipo a diversa velocità si nota una minore variazione dell'angolo di imbardata per le curve veloci rispetto alle curve lente. Nelle discese a curve corte la variazione dell'angolo di imbardata passa da circa 50° delle curve lente a circa 40° delle curve veloci. Nelle discese a curve larghe la variazione dell'angolo di imbardata passa da circa 65-70° per le curve lente a circa 40-45° per le curve veloci. Confrontando le ultime quattro discese, svolte a velocità alta, risulta difficile distinguere le curve corte dalle curve larghe perché la differenza di variazione dell'angolo di imbardata è di soli pochi gradi.

1.3 Confronto tempi di percorrenza della curva

Un confronto tra le diverse discese si può fare considerando i tempi necessari per effettuare le singole curve. Ogni curva è stata individuata dai picchi dell'angolo di rollio, il tempo iniziale e finale di ogni curva è stato individuato dagli istanti di tempo in cui l'angolo di rollio attraversa lo zero prima e dopo il picco. In tabella è riportata una media dei tempi delle cinque curve a destra e cinque a sinistra già considerate precedentemente.

Confrontando le curve a pari velocità si può notare che le curve corte sono svolte in tempi minori rispetto alle curve larghe.

Confrontando le curve dello stesso tipo si osservano tempi minori per le curve veloci rispetto alle curve lente.

Tester 1					
Discesa (tipo di curve)	Differenza picchi rollio	Differenza picchi imbardata	Tempo curva		
1 - Corte lente	103,8 °	49,9 °	0,86 s		
2 - Corte lente	101,5 °	51,1 °	0,97 s		
3 - Larghe lente	104,9 °	69,2 °	1,87 s		
4 - Larghe lente	105,3 °	64,4 °	1,65 s		
5 - Corte veloci	107,1 °	37,1 °	0,70 s		
6 - Corte veloci	102,0 °	38,4 °	0,68 s		
7 - Larghe veloci	119,4 °	42,5 °	1,35 s		
8 - Larghe veloci	123,1 °	38,9 °	1,29 s		

Tabella 2. Caratteristiche delle discese del tester 1

2. Confronto tra le discese di sciatori diversi

L'analisi svolta tra le discese fatta precedentemente può essere fatta anche tra sciatori differenti.

Il secondo tester, Andreas, è un altro sciatore esperto, ha svolto 7 discese che si possono distinguere in due classi di curve: larghe lente e corte lente.

Il terzo tester è uno sciatore meno esperto, ha effettuato 2 discese: la prima con curve corte e veloci e la seconda con curve larghe e veloci.

2.1 Confronto inclinazione laterale dello sciatore

Considerando la variazione dell'inclinazione laterale degli scarponi dei tre tester non si osservano grandi differenze. Confrontando i tester 1 e 2, entrambi esperti, si può dire che una variazione di inclinazione laterale dello scarpone compresa tra 100 ° (come il tester 1) e 120 ° (come il tester 2) è da considerarsi ottimale. Confrontando i tester 1 e 3 si osserva una variazione dei picchi del rollio di circa 100 ° per entrambi. Da questa osservazione si può dire che il tester 3 ha un movimento di rollio corretto.

2.2 Confronto direzione dello sci nelle diverse curve

Considerando i picchi dell'imbardata si possono fare considerazioni analoghe a quelle fatte per il tester 1. Le discese a curve larghe hanno una maggiore variazione dell'angolo di imbardata rispetto a quelle a curve strette quando si confrontano lo stesso sciatore che scia a pari velocità.

Confrontando le discese del tester 2 (discese lente) con le discese lente del tester 1 si può notare che in tutti i casi il tester 2 ha una variazione maggiore dell'angolo di imbardata.

Confrontando il tester 3 (discese veloci) con le discese veloci del tester 2 si può notare che lo sciatore meno esperto ha una variazione dell'imbardata minore.

2.3 Confronto tempi di percorrenza della curva

Considerando i tempi di curva si può osservare che anche i tester 2 e 3 effettuano curve corte in tempi minori rispetto alle curve larghe.

	Tester 2						
Discesa (tipo di curve)	Differenza picchi rollio	Differenza picchi imbardata	Tempo curva				
1 - Larghe lente	115,0 °	70,9 °	1,88 s				
2 - Larghe lente	119,4 °	69,2 °	1,80 s				
3 - Larghe lente	122,3 °	69,5 °	1,79 s				
4 - Corte lente	113,8 °	55,3 °	1,16 s				
5 - Corte lente	118,0 °	57,4 °	1,27 s				
6 - Corte lente	117,5 °	65,4 °	1,42 s				
7 - Larghe lente	116,4 °	89,7 °	2,21 s				

Tabella 3. Caratteristiche delle discese del tester 2

Tester 3						
Discesa Differenza picchi (tipo di curve) Differenza picchi imbardata Tempo curv						
1 - Corte veloci	96,2 °	20,6 °	0,74 s			
2 - Larghe veloci	93,0 °	30,7 °	1,29 s			

Tabella 4. Caratteristiche delle discese del tester 3

4.5 Indici di valutazione della sciata

Uno dei parametri per la valutazione della sciata è la sua regolarità. Questa può essere valutata, ad esempio, attraverso il calcolo dei tempi di curva, dall'inclinazione laterale dello scarpone e dalla direzione degli sci.

1. Regolarità nei tempi di curva

Si può valutare la regolarità nei tempi di curva dividendo il tempo impiegato per effettuare ogni curva rispetto al tempo medio impiegato per effettuare tutte le curve. Ovvero con la seguente formula:

$$i = \frac{t_i}{t_m}$$

Dove:

- t_i: tempo impiegato per la singola curva
- t_m: tempo medio per effettuare tutte le curve.

Nelle tabelle successive sono riportati gli indici calcolati per tutte le discese svolte nella giornata di test. Sono stati evidenziati in rosso gli indici che più si discostano dal valore unitario ($i \le 0.90$ o $i \ge 1.10$).

I tester 1 e 2 hanno tempi di curva più regolari, come ci si può aspettare dal fatto che sono sciatori più esperti. Alcune curve sono state evidenziate come irregolari ma sono poche rispetto al numero totale di curve e il valore dell'indice è vicino alla soglia utilizzata per evidenziare le irregolarità. Il tester 3 è quello con i tempi di curva più irregolari con valori dell'indice più distanti dal valore unitario, anche di 0,51 e 1,32.

	INDICE DI REGOLARITÀ DEI TEMPI DI CURVA – Tester 1							
Discesa1		Disc	esa 2	Discesa 3		Discesa 4		
Destra	Sinistra	Destra	Sinistra	Destra	Sinistra	Destra	Sinistra	
0,98	0,98	0,99	0,95	1,03	0,89	0,96	0,98	
1,00	0,93	0,97	1,01	1,03	0,96	1,02	0,88	
0,95	1,00	1,01	0,95	1,03	0,93	1,00	0,97	
1,07	1,05	1,08	1,01	1,06	1,00	1,11	1,03	
1,05	1,00	0,97	1,04	1,09	0,99	1,09	0,97	
						1		
Disc	esa 5	Disc	esa 6	Disc	esa 7	Disc	esa 8	
Sinistra	Destra	Sinistra	Destra	Sinistra	Destra	Sinistra	Destra	
1,00	1,06	0,91	1,09	0,92	0,96	0,91	0,90	
0,94	0,94	1,03	0,94	0,98	0,89	1,04	0,99	
0,94	1,03	1,12	0,94	1,11	1,01	1,13	1,02	
1,00	1,00	0,94	1,03	1,14	0,99	1,04	0,97	
1,03	1,06	1,00	1,00					

Tabella 5. Regolarità dei tempi di curva (tester 1)

INDICE DI REGOLARITÀ DEI TEMPI DI CURVA – Tester 2							
Discesa 1		Disc	esa 2	Disc	esa 3	Disc	esa 4
Destra	Sinistra	Destra	Sinistra	Destra	Sinistra	Destra	Sinistra
1,14	0,99	1,08	0,91	1,08	1,00	0,98	0,95
1,00	0,91	1,00	1,01	1,04	0,99	0,98	0,98
1,00	0,98	1,04	1,04	1,01	0,99	1,03	0,98
0,98	1,00	1,00	0,91	0,99	0,92	1,02	1,00
						1,02	1,05

Disc	esa5	Disc	esa 6	Disc	esa 7
Sinistra	Destra	Sinistra	Destra	Sinistra	Destra
1,06	0,99	1,05	0,95	1,17	0,99
1,09	0,94	1,02	0,93	1,07	1,01
1,06	0,99	1,02	0,99	0,97	0,98
1,01	0,98	1,03	0,99	0,96	0,99
0,96	0,93	1,05	0,99	0,96	0,92

Tabella 6. Regolarità dei tempi di curva (tester 2)

INDICE DI REGOLARITÀ DEI TEMPI DI CURVA – Tester 3

Disc	esa 1	Discesa 2		
Destra	Sinistra	Destra	Sinistra	
1,00	1,00	0,96	0,51	
0,92	1,27	0,99	1,01	
1,00	0,92	1,04	0,91	
1,06	1,08	1,12	0,90	
0,84	0,89	1,32	1,24	

Tabella 7. Regolarità dei tempi di curva (tester 3)

2. Regolarità nella variazione di inclinazione laterale

Un altro parametro per valutare la regolarità della sciata, oltre alla valutazione del tempo impiegato a percorrere una curva, è la variazione angolare laterale dello scarpone. In questo caso si può ricavare un indice dividendo l'escursione dell'angolo laterale di ogni coppia di curve (destra e sinistra) per la media delle coppie per tutta la discesa. Usando la seguente formula:

$$i = \frac{\Delta_i}{\Delta_m}$$

Dove:

- Δ_i : differenza tra i picchi massimo e minimo del rollio della coppia di curve (destra e sinistra)
- $\Delta_{\rm m}$: media delle differenze tra i picchi del rollio

Nelle tabelle è riportato questo indice di regolarità per tutte le discese dei tre tester. Sono stati evidenziati in rosso gli indici che più si discostano dal valore unitario (i≤0,90 o i≥1,10).

Si può osservare che i tester 1 e 2 hanno una sciata con escursione degli angoli di inclinazione molto regolare, il tester 3, meno esperto, ha una discesa leggermente irregolare.

Γ	INDICE DI REGOLARITÀ DELLA VARIAZIONE DI INCLINAZIONE LATERALE							
	Tester 1							
	Discesa 1	Discesa 2	Discesa 3	Discesa 4	Discesa 5	Discesa 6	Discesa 7	Discesa 8
	0,98	1,02	1,04	1,04	0,97	1,00	0,93	0,98
	0,99	1,05	1,00	0,99	0,99	1,01	1,02	1,04
	1,02	1,00	1,04	1,01	0,99	1,03	1,05	0,97
	1,01	0,97	0,98	0,99	1,01	0,98	1,01	1,02
Γ	1,01	0,96	0,94	0,97	1,04	0,99		

Tabella 8. Regolarità della variazione di inclinazione laterale (tester 1)

INDICE	INDICE DI REGOLARITÀ DELLA VARIAZIONE DI INCLINAZIONE LATERALE							
			Tester 2	2				
Discesa 1	Discesa 2	Discesa 3	Discesa 4	Discesa 5	Discesa 6	Discesa 7		
0,97	0,98	1,04	1,02	1,03	0,98	0,97		
1,01	0,99	1,00	1,00	0,98	1,00	0,96		
0,99	1,00	0,99	1,01	1,00	1,02	1,01		
1,02	1,04	0,97	0,99	1,00	0,99	1,02		
			0,99	0,99	1,00	1,04		

Tabella 9. Regolarità della variazione di inclinazione laterale (tester 2)

INDICE DI REGOLARITÀ DELLA VARIAZIONE DI INCLINAZIONE LATERALE Tester 3

Discesa 1	Discesa 2
0,98	0,85
1,03	1,00
0,94	1,13
1,06	1,08
0,98	0,94

Tabella 10. Regolarità della variazione di inclinazione laterale (tester 3)

3. Picchi di inclinazione a destra e sinistra

La regolarità nell'inclinazione laterale si può valutare separatamente per le curve a destra e a sinistra, sempre per andare a verificare se è presente o meno uno squilibrio tra lato destro e sinistro.

L'equazione utilizzata per le curve a destra è la seguente:

$$i_{dx} = \frac{P_i}{P_m}$$

Dove:

- P_i: picco massimo del rollio della curva i-esima
- P_m: media dei picchi massimi

L'equazione utilizzata per le curve a sinistra è la seguente:

$$i_{sx} = \frac{P_i}{P_m}$$

Dove:

- P_i: picco minimo del rollio della curva i-esima
- P_m: media dei picchi minimi

Nelle tabelle sono riportati gli indici di regolarità calcolati per ogni curva dei tre tester. Sono stati evidenziati in rosso gli indici che più si discostano dal valore unitario (i≤0,90 o i≥1,10).

Si possono fare considerazioni analoghe a quanto fatto precedentemente, si può osservare, infatti, che il tester 3, rispetto agli altri due tester, ha una sciata con inclinazione laterale meno uniforme. Le irregolarità nelle inclinazioni laterali si osservano a destra nella prima discesa e a sinistra nella seconda discesa.

INDICE DI REGOLARITÀ DI INCLINAZIONE A DESTRA – Tester 1							
Discesa 1	Discesa 2	Discesa 3	Discesa 4	Discesa 5	Discesa 6	Discesa 7	Discesa 8
0,94	1,00	1,02	1,00	0,98	0,98	0,93	1,04
0,98	1,07	1,03	0,99	0,98	1,04	1,03	1,05
1,05	1,03	1,04	1,08	0,99	1,07	1,04	0,95
1,01	0,97	0,96	1,00	1,01	0,95	1,00	0,96
1,02	0,93	0,95	0,94	1,04	0,96		

Tabella 11. Regolarità dell'inclinazione laterale a destra (tester 1)

INDICE DI REGOLARITÀ DI INCLINAZIONE A SINISTRA – Tester 1							
Discesa 1	Discesa 2	Discesa 3	Discesa 4	Discesa 5	Discesa 6	Discesa 7	Discesa 8
1,02	1,04	1,07	1,08	0,97	1,01	0,93	0,93
0,99	1,04	0,97	0,99	1,00	0,99	1,01	1,03
0,99	0,97	1,04	0,96	1,00	0,99	1,06	0,98
1,01	0,97	0,99	0,97	1,00	1,00	1,01	1,07
0,99	0,98	0,93	0,99	1,03	1,01		

Tabella 12. Regolarità dell'inclinazione laterale a sinistra (tester 1)

INDICE DI REGOLARITÀ DI INCLINAZIONE A DESTRA – Tester 2						
Discesa 1	Discesa 2	Discesa 3	Discesa 4	Discesa 5	Discesa 6	Discesa 7
0,95	0,98	1,01	1,00	0,99	0,93	0,98
1,03	1,02	1,03	1,00	0,95	1,00	0,95
1,01	1,02	0,99	1,00	1,02	1,07	1,06
1,01	0,98	0,97	1,00	1,02	0,99	1,05
			1,00	1,02	1,01	0,98

Tabella 13. Regolarità dell'inclinazione laterale a destra (tester 2)

IN	INDICE DI REGOLARITÀ DI INCLINAZIONE A SINISTRA – Tester 2						
Discesa 1	Discesa 2	Discesa 3	Discesa 4	Discesa 5	Discesa 6	Discesa 7	
0,99	0,98	1,06	1,03	1,06	1,03	0,97	
1,00	0,95	0,98	1,00	1,01	1,01	0,96	
0,98	0,98	0,98	1,02	0,98	0,98	0,96	
1,04	1,09	0,97	0,98	0,99	0,99	1,00	
			0,98	0,96	1,00	1,11	

Tabella 14. Regolarità dell'inclinazione laterale a sinistra (tester 2)

INDICE DI REGOLARITÀ DI INCLINAZIONE A DESTRA – Tester 3

Discesa 1	Discesa 2
1,01	0,98
1,15	1,01
0,91	1,05
1,04	1,06
0,89	0,90

Tabella 15. Regolarità dell'inclinazione laterale a destra (tester 3)

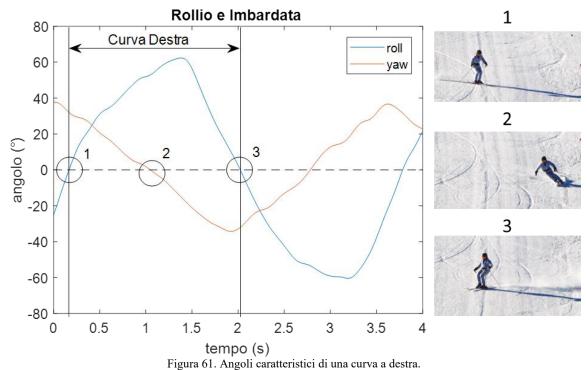
INDICE DI REGOLARITÀ DI INCLINAZIONE A DESTRA – Tester 3

Discesa 1	Discesa 2
0,94	0,74
0,91	0,99
0,98	1,20
1,08	1,11
1,08	0,97

Tabella 16. Regolarità dell'inclinazione laterale a sinistra (tester 3)

4.6 Considerazioni sulla cinematica dello sci alpino

L'analisi degli angoli caratteristici di imbardata e rollio è utile per valutare i movimenti di uno sciatore durante la discesa. Confrontando i dati di imbardata e rollio di una singola curva tra due punti in cui il rollio è nullo si può riconoscere la successione di fasi che questi sciatori compiono: prima si imposta la curva inclinando lateralmente il corpo, poi si cambia la direzione degli sci fino a cambiare segno dell'imbardata e in uscita dalla curva si riduce l'inclinazione laterale fino ad essere in posizione eretta (rollio nullo).



rigura or. Angon caratteristici di una curva a destra.

In queste fasi grazie ai dati dei sensori si hanno valori oggettivi e ripetibili degli angoli. L'andamento dei grafici e i valori degli angoli possono essere utili per un confronto con sciatori meno esperti e uno studio ulteriore può riuscire a distinguere soggetti esperti e meno esperti. I valori ottenuti possono non essere esatti, come si osserva dal confronto con i dati del CeRiSM, ma possono essere comunque utili perché sono ripetibili, infatti in tutti i casi analizzati l'imbardata è solo sottostimata rispetto al valore di riferimento, l'errore è circa 15°.

L'analisi di diverse discese dello stesso sciatore ha permesso di valutare gli angoli di rollio e imbardata e i tempi di curva nelle diverse prove. L'analisi dell'angolo di rollio ha permesso di individuare valori tipici dell'inclinazione laterale dello sciatore comuni a tutte le prove, con un'escursione dell'angolo compresa tra i 100 e 120 °. L'analisi dell'angolo di imbardata e dei tempi di curva consente di distinguere tra loro le discese svolte a diversa velocità e con curve di ampiezza diversa.

Confrontando tra loro sciatori diversi si può notare che i due tester più esperti hanno movimenti di inclinazione laterale e direzione degli sci più regolari; anche i tempi di curva sono più uniformi per gli sciatori più esperti.

5. Cinematica articolare della camminata: risultati prove sperimentali

5.1 Introduzione

Per analizzare una discesa di sci alpino può essere importante valutare il flex dello scarpone e gli angoli articolari di ginocchio. Queste informazioni vengono ricavate valutando un angolo relativo tra due sensori. Si è deciso di analizzare quindi l'angolo relativo tra due sensori posizionati su coscia e gamba ricavando l'angolo articolare di ginocchio durante una camminata in quanto i test possono essere svolti ovunque, e i risultati si possono confrontare con numerosi studi di analisi del cammino.

La camminata è un movimento ciclico suddiviso in due fasi: appoggio e pendolamento. Nelle figure seguenti è possibile osservare un ciclo del passo e gli angoli articolari caratteristici [33].

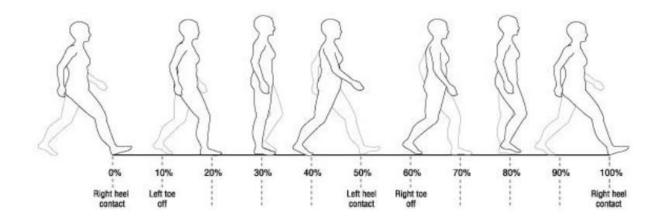


Figura 62. Ciclo del passo [33]

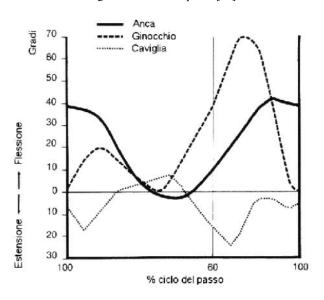


Figura 63. Angoli articolari caratteristici durante un ciclo del passo [33]

L'appoggio inizia con il contatto del tallone al terreno e termina con il distacco della punta del piede, dura circa il 60% del ciclo. In questa fase il ginocchio ha inizialmente un angolo nullo, si flette leggermente (circa 20°) durante il caricamento del peso, ritorna ad avere un angolo nullo quando l'arto in appoggio è teso e il controlaterale lo supera per fare il passo successivo, inizia a flettersi quando si

solleva il tallone. Il pendolamento inizia con il distacco della punta del piede e termina al nuovo contatto del tallone al terreno, dura circa il 40% del ciclo. In questa fase il ginocchio ha una flessione maggiore (fino a 60-70°). L'angolo articolare di ginocchio quindi ha un andamento caratteristico a doppia gobba.

5.2 Prove sperimentali

Per le prove sperimentali sono stati posizionati i sensori inerziali a cavallo dell'articolazione di ginocchio per valutarne l'orientazione relativa. Nella figura seguente viene mostrato il loro posizionamento e i sistemi di riferimento locali dei sensori.



Figura 64. Posizionamento dei sensori

A partire dai dati dei sensori si è ricavato l'angolo di ginocchio per mezzo di tre metodi che verranno descritti nel seguito del capitolo:

- 1. Integrando la velocità angolare intorno all'asse x del giroscopio per ricavare gli angoli di coscia e gamba e l'angolo di ginocchio per sottrazione.
- 2. Imponendo un angolo nullo di ginocchio e ad ogni ciclo del passo nell'istante dell'appoggio del tallone e integrando la velocità angolare del ginocchio ottenuta come differenza delle velocità angolari sugli assi x dei due giroscopi.
- 3. Utilizzando i dati di giroscopio e accelerometro unendo gli angoli ricavati da essi con un filtro complementare.

5.3 Analisi angolo articolare di ginocchio integrando i dati del giroscopio

Idea generale

Il primo metodo utilizzato per ricavare l'angolo articolare del ginocchio sfrutta unicamente i dati del giroscopio, i sensori sono posizionati sui segmenti coscia e gamba allineati a occhio in modo da poter approssimare un asse del sensore con l'asse di flesso estensione del ginocchio. Il giroscopio misura quindi la velocità angolare intorno a questo asse, e integrando la velocità è possibile ricavare l'angolo di rotazione dei due segmenti, la cui differenza è pari all'angolo di flessione del ginocchio.

Metodo e equazioni

Per l'elaborazione sono state fatte le seguenti assunzioni semplificative:

- 1. Il sensore è allineato al segmento corporeo, con asse x che coincide con l'asse di flesso estensione del ginocchio.
- 2. L'articolazione di ginocchio è approssimata con una cerniera, si considera unicamente la rotazione intorno all'asse mediolaterale e non si considerano i movimenti secondari dell'articolazione.

L'elaborazione dei dati, svolta per mezzo del software Matlab®, consiste nei seguenti passaggi:

1. Sincronizzare i sensori.

Come per l'analisi delle discese di sci è necessario un movimento trigger per sincronizzare i due sensori. Prima di una prova quindi si fa un salto sul posto, il quale permette di sincronizzare i sensori allineando i dati a partire dal picco del modulo dell'accelerazione nel momento di atterraggio.

La figura seguente riporta i dati prima e dopo la sincronizzazione.

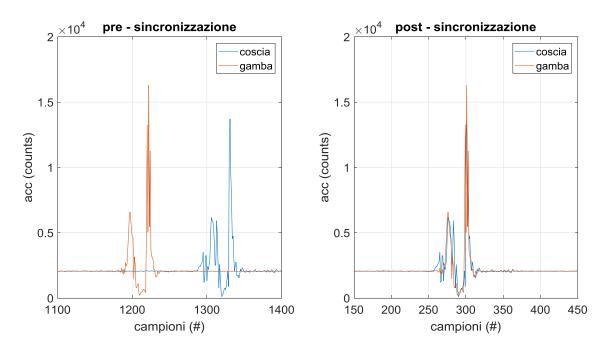


Figura 65. Sincronizzazione del sensore sul picco del modulo dell'accelerazione

2. Estrarre dei dati utili per l'elaborazione.

Si utilizzano solo i dati di velocità angolare sull' asse x dei giroscopi. I dati (memorizzati in counts) sono stati convertiti in unità di misura (°/s)

3. Filtrare con filtro passabasso per ridurre il rumore ad alta frequenza.

È stato implementato un filtro Butterworth di ordine 3 con frequenza di taglio 6 Hz.

- 4. Ricavare gli angoli di coscia e gamba integrando le velocità angolari del giroscopio.
 - ω è la velocità angolare del segmento considerato (j = coscia/gamba)
 - θ è l'angolo del segmento, l'angolo di partenza è considerato nullo per entrambi i segmenti, a inizio prova il soggetto è in posizione eretta a gambe tese,
 - i è il campione considerato
 - dt l'intervallo di campionamento.

$$\theta_{j}(i) = \theta_{j}(i-1) + \frac{1}{2} * (\omega_{j}(i-1) + \omega_{j}(i)) * dt$$

5. Rimuovere la deriva con filtro passa alto.

L'integrazione numerica è sempre affetta da una deriva in quanto ci sono errori di misura del giroscopio, che si sommano nel tempo. Se l'errore fosse costante si avrebbe una deriva lineare su tutto il segnale integrato, invece essendo casuale si può provare a ridurre la deriva con un filtro passa-alto in quanto la deriva ha comunque un andamento caratterizzato da oscillazioni a bassa frequenza.

È stato implementato un filtro Butterworth di ordine 3 con frequenza di taglio 0.1 Hz.

6. Ricavare l'angolo di flessione del ginocchio.

L'angolo articolare è ricavato come differenza tra l'angolo filtrato della coscia e l'angolo filtrato della gamba.

$$\vartheta_{ginocchio} = \vartheta_{coscia} - \vartheta_{gamba}$$

7. Correggere l'angolo articolare.

Dato che la deriva è stata rimossa utilizzando un filtro passa-alto, questo rimuove anche la costante di un segnale, si ottiene quindi un segnale filtrato che ha media nulla. L'angolo di ginocchio invece ha minimo nullo quando la gamba è tesa. Per correggere l'angolo si è calcolata la media dei minimi, traslando di conseguenza il segnale di questa quantità in modo che i minimi siano circa pari a zero, in accordo con un andamento dell'angolo fisiologico.

La figura 66 riporta un esempio di questa correzione.

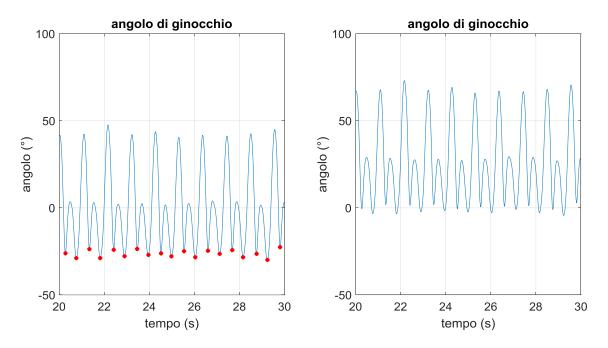


Figura 66. Angolo articolare di ginocchio prima e dopo la correzione per ottenere valori maggiori di zero

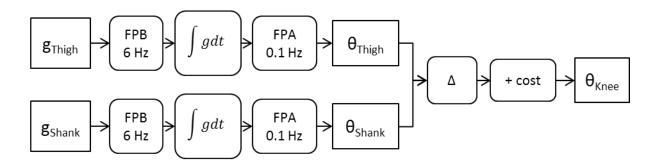


Figura 67. Schema per il calcolo dell'angolo articolare di ginocchio integrando i dati del giroscopio

Risultati

Nel seguito sono riportati i grafici dell'angolo di ginocchio per tutta la durata di una prova e per un intervallo di tempo centrale.

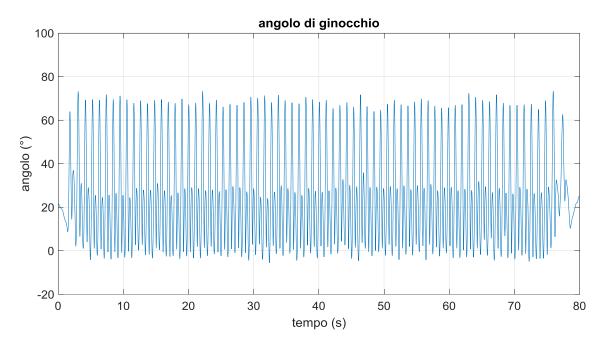


Figura 68. Angolo articolare di ginocchio integrando i dati del giroscopio (tutta la prova)

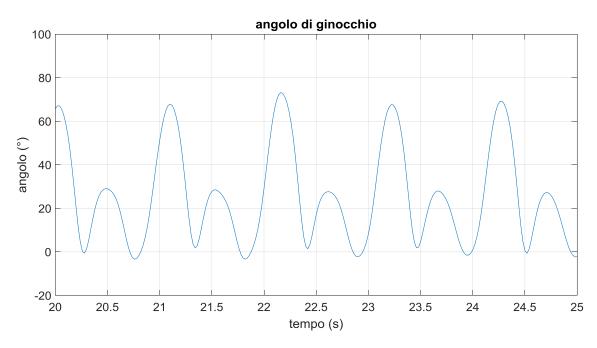


Figura 69. Angolo articolare di ginocchio integrando i dati del giroscopio (intervallo di tempo centrale)

Considerazioni

Nell'elaborazione si sono riscontrati diversi problemi.

La deriva del segnale integrato viene rimossa con un filtro passa-alto i cui parametri (frequenza di taglio e ordine) possono non essere ottimali per tutte le prove.

La prima parte e l'ultima parte del segnale completo non sono da considerare a causa del transitorio del filtro, che dipende dall'ordine.

Per esempio, con gli stessi parametri non si ottengono risultati buoni per una camminata più breve, per esempio di soli 6 passi, come si osserva nella figura seguente.

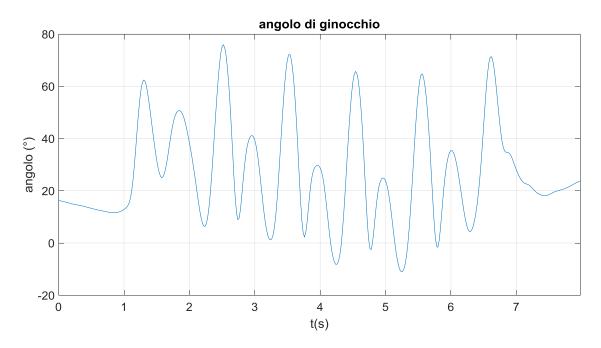


Figura 70. Angolo articolare di ginocchio integrando i dati del giroscopio (camminata breve)

5.3 Analisi angolo articolare di ginocchio imponendo un angolo noto ad ogni ciclo del passo

Idea generale

L'algoritmo utilizza unicamente i dati del giroscopio, viene calcolata la velocità angolare del ginocchio come differenza tra le velocità angolari dei sensori posizionati su coscia e gamba, e si integra numericamente. Per rimuovere la deriva a bassa frequenza si aggiorna l'angolo di ginocchio ad ogni passo, individuando l'istante in cui l'arto è teso tra la fine del pendolamento e il contatto del tallone, questo istante è riconoscibile osservando la velocità angolare della gamba. In questo istante si impone l'angolo nullo, l'integrazione è quindi fatta a tratti.

Metodo e equazioni

L'implementazione di questo metodo segue l'algoritmo presentato da Allseitz et al. [34]. Per l'elaborazione sono state fatte le stesse ipotesi del metodo precedente: l'asse x del sensore coincide con l'asse di flesso estensione dei segmenti e l'articolazione ha un solo grado di libertà.

L'algoritmo segue i seguenti passaggi:

- 1. Sincronizzare i sensori a partire dal salto, come fatto precedentemente
- 2. Estrarre i dati di velocità angolare intorno all'asse x del sensore e convertire le unità di misura.
- 3. Individuare l'istante in cui la velocità angolare della gamba attraversa lo zero prima dell'appoggio del tallone. La gamba nel pendolamento è slanciata in avanti e il sensore misura una velocità positiva. Prima dell'appoggio del tallone questa velocità si annulla, al momento dell'appoggio del tallone si può riconoscere un picco dovuto all'impatto, e durante la fase di appoggio la velocità angolare misurata è negativa. L'istante in cui la velocità angolare passa da positiva a negativa corrisponde ad un angolo nullo di ginocchio. Nella figura seguente è riportata la velocità angolare della gamba dove sono indicati gli istanti corrispondenti all'attraversamento dello zero a cui è associato un angolo di ginocchio nullo.

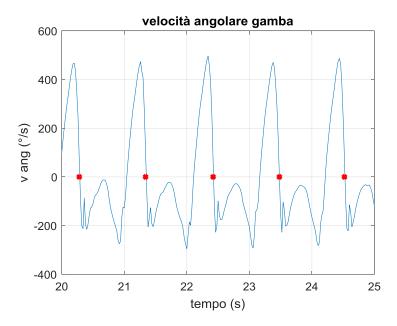


Figura 71. Velocità angolare della gamba. In rosso sono indicati gli istanti di attraversamento dello zero utilizzati per il calcolo dell'angolo di ginocchio.

4. Ricavare la velocità angolare del ginocchio a partire dalle velocità angolare dei sensori fissati a coscia e gamba.

$$\omega_{ginocchio} = \omega_{coscia} - \omega_{gamba}$$

5. Filtrare con filtro passabasso per ridurre il rumore ad alta frequenza.

È stato implementato un filtro Butterworth di ordine 3 con frequenza di taglio 6 Hz.

6. Ricavare l'angolo di ginocchio

Si impone l'angolo di ginocchio nullo ad ogni passo e si integra numericamente negli intervalli compresi tra questi istanti. L'equazione utilizzata per integrare è la stessa usata precedentemente.

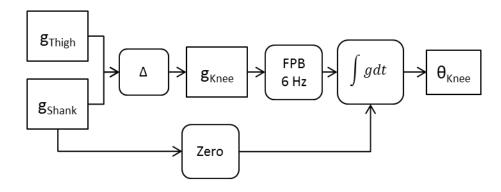


Figura 72. Schema per il calcolo dell'angolo articolare di ginocchio imponendo un angolo noto ad ogni ciclo del passo

Risultati

Nel seguito sono riportati i grafici dell'angolo di ginocchio per tutta la durata di una prova e per un intervallo di tempo centrale.

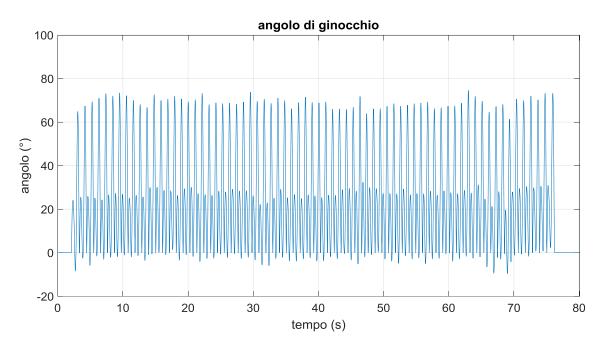


Figura 73. Angolo articolare di ginocchio imponendo un angolo noto ad ogni ciclo del passo (tutta la prova)

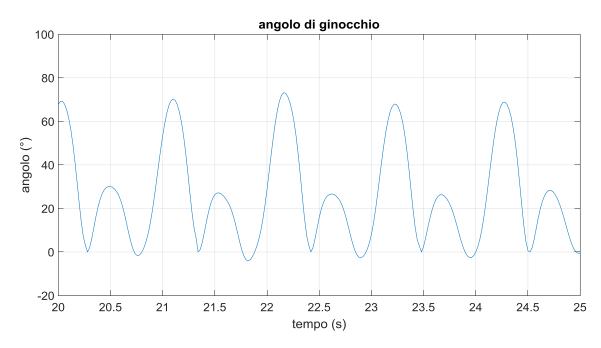


Figura 74. Angolo articolare di ginocchio imponendo un angolo noto ad ogni ciclo del passo (intervallo di tempo centrale)

Considerazioni

Con questo metodo è ininfluente la durata delle registrazioni, dato che non vengono utilizzati filtri. La figura seguente mostra l'angolo di ginocchio della camminata breve analizzata in precedenza, l'andamento complessivo con questo metodo è migliore del metodo base.

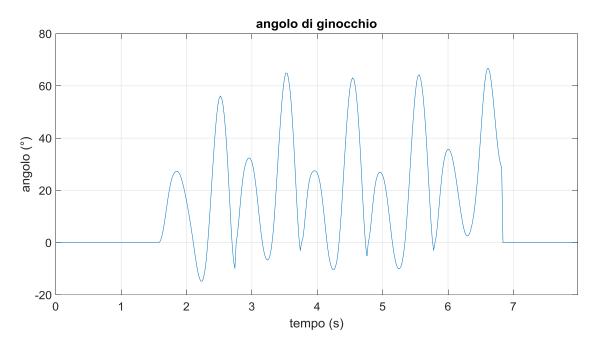


Figura 75. Angolo articolare di ginocchio imponendo un angolo noto ad ogni ciclo del passo (camminata breve)

Il problema della deriva del segnale è ridotto in questo caso perché l'integrazione è fatta a tratti di tempo brevi (un ciclo del passo) invece di integrare l'angolo per un tempo lungo.

Si presenta però in questo caso il problema della discontinuità dell'angolo tra un passo e l'altro, quando l'angolo integrato fino a fine ciclo non corrisponde all'angolo nullo imposto a inizio del ciclo successivo.

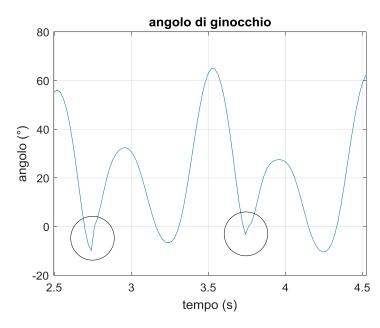


Figura 76. Discontinuità nell' angolo di ginocchio imponendo un angolo noto ad ogni ciclo del passo

Bisogna considerare che questo metodo, per come è implementato, è adatto solo alla camminata. Se dovessimo usare un metodo simile per ricavare il flex dello scarpone o l'angolo articolare di ginocchio di uno sciatore bisognerebbe trovare istanti in cui l'angolo è noto e imporre questo come condizione iniziale nell'integrazione in un intervallo di tempo che corrisponde a un ciclo da definire.

Per esempio, il ciclo potrebbe essere definito tra due tempi in cui lo sciatore non è in curva (individuando i massimi nell'angolo di imbardata o gli zeri dell'angolo di rollio). In questi istanti si può ipotizzare una posizione di riferimento: lo sciatore non dà tanto peso in avanti e il flex dello scarpone è minore, pari al flex di partenza di quando lo sciatore è fermo prima della sciata, invece gli angoli di ginocchio dipendono comunque dalla pendenza del pendio, con l'arto a monte più flesso di quello a valle. In curva lo sciatore imprime più forza sugli scarponi aumentando il flex dello scarpone, e c'è più differenza tra gli angoli articolari dell'arto interno alla curva e quello controlaterale.

5.4 Analisi angolo articolare di ginocchio con filtro complementary

Idea generale

Questo metodo sfrutta sia i dati del giroscopio che quelli dell'accelerometro.

L'accelerometro può essere usato come inclinometro, per misurare l'angolo di inclinazione rispetto alla gravità. Il vantaggio è che l'angolo ricavato in questo modo è stabile nel lungo periodo (non deriva). Lo svantaggio è il rumore ad alta frequenza. Questo metodo funziona bene per misurare l'inclinazione "statica", non è adatto per analizzare movimenti veloci.

Il giroscopio viene usato per integrare la velocità nel tempo e ricavare un angolo di rotazione, come spiegato precedentemente. Ha caratteristiche complementari rispetto all'accelerometro: ha il vantaggio di essere meno rumoroso e lo svantaggio di non essere stabile nel lungo periodo (deriva).

L'idea di fondo è combinare queste due informazioni per avere una stima dell'angolo più corretta.

Metodo e equazioni

L'implementazione di questo metodo segue l'algoritmo presentato da Viswanath Talasila [35].

Per l'elaborazione sono state fatte le stesse ipotesi del metodo precedente: l'asse x del sensore coincide con l'asse di flesso estensione dei segmenti e l'articolazione ha un solo grado di libertà.

L'algoritmo segue diversi passaggi:

- 1. Sincronizzare dei sensori sulla base del salto, come fatto precedentemente
- 2. Estrarre dei dati di velocità angolare intorno all'asse x del sensore e convertire le unità di misura.
- 3. Ricavare l'angolo di coscia e gamba derivato dal giroscopio integrando nel tempo.
 - ω è la velocità angolare del ginocchio (differenza tra le velocità angolari di coscia e gamba)
 - θ è l'angolo di ginocchio.
 - i il campione considerato
 - dt l'intervallo di campionamento

$$\theta_{gyr}(i) = \theta_{gyr}(i-1) + \frac{1}{2} * (\omega(i-1) + \omega(i)) * dt$$

4. Ricavare l'angolo di coscia e gamba derivato dall'accelerometro con considerazioni geometriche.

Si calcola prima l'angolo di inclinazione dei segmenti: j = coscia/gamba.

$$\theta_{acc,j} = \tan^{-1} \left(\frac{acc_{z_j}}{\sqrt{(acc_{y_j})^2 + (acc_{x_j})^2}} \right)$$

5. Definire i filtri.

L'angolo ricavato dal giroscopio viene filtrato con un filtro passa-alto per ridurre la deriva. L'angolo ricavato dall' accelerometro viene filtrato con filtro passa-basso per ridurre il rumore. I due filtri devono essere complementari: sono due filtri del primo ordine con uguale frequenza di taglio, sommati i segnali filtrati quindi non si perdono informazioni ma i contributi in frequenza si sommano (i due filtri insieme hanno un guadagno unitario per tutte le frequenze). La frequenza di taglio deve essere abbastanza bassa per eliminare la deriva del giroscopio senza distorcere l'angolo ricavato. L'impostazione della frequenza di taglio è un passaggio importante in quanto si è osservato che piccole differenze producono risultati molto diversi. Un valore soddisfacente è fc=0.015 Hz, esso è stato scelto dopo prove sperimentali verificando che l'andamento dell'angolo non abbia grandi oscillazioni a bassa frequenza e gli angoli minimi di ginocchio fossero prossimi allo zero (gamba tesa).

6. Ricavare l'angolo di ginocchio come media pesata degli angoli ricavati precedentemente.

Gli angoli filtrati ricavati da giroscopio e accelerometro vengono sommati con pesi diversi che danno più importanza a uno di essi a seconda delle caratteristiche del movimento: per movimenti dinamici ha peso maggiore l'angolo dato dal giroscopio, per movimenti lenti, quasi statici ha peso maggiore l'angolo dato dall'accelerometro.

Nel caso della camminata analizzata è stato scelto un peso maggiore per l'angolo dal giroscopio (0.8) e un peso minore per l'angolo dall'accelerometro (0.2).

7. Ricavare l'angolo di ginocchio

Gli angoli di coscia e gamba ricavati dai filtri complementary vengono utilizzati per ricavare l'angolo di ginocchio per sottrazione

$$\theta_{ainocchio} = \theta_{coscia} - \theta_{aamba}$$

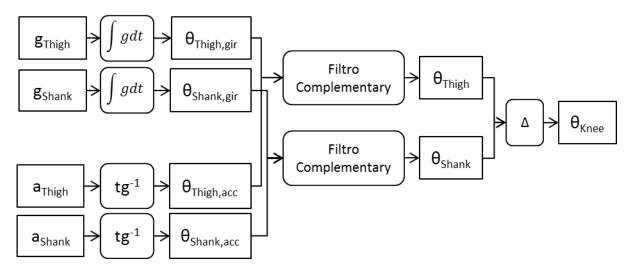


Figura 77. Schema per il calcolo dell'angolo articolare di ginocchio con filtro complementary

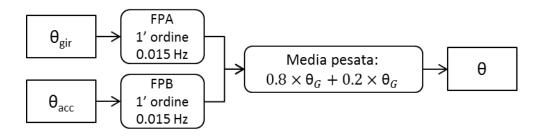


Figura 78. Schema del filtro complementary

Risultati

Nel seguito sono riportati i grafici dell'angolo di ginocchio per tutta la durata di una prova e per un intervallo di tempo centrale.

Il problema della deriva del segnale è ridotto in questo caso perché l'integrazione è fatta a tratti di tempo brevi (un ciclo del passo) invece di integrare l'angolo per un tempo lungo.

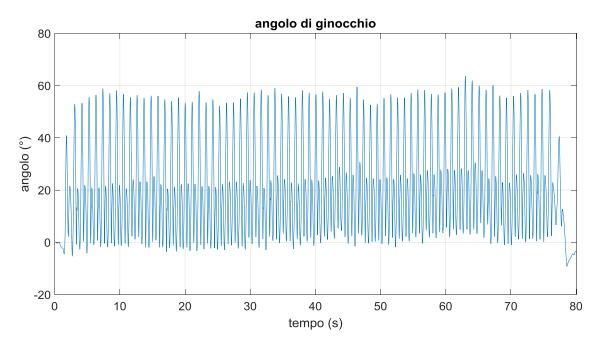


Figura 79. Angolo articolare di ginocchio con filtro complementary (tutta la prova)

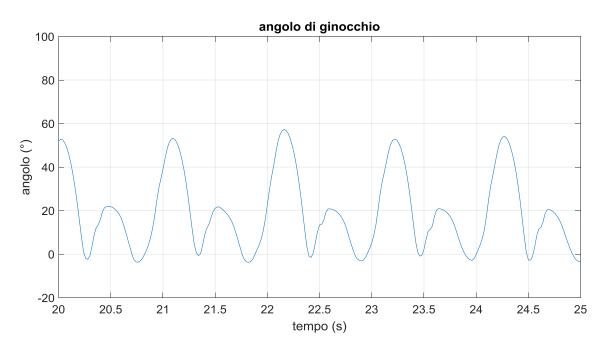


Figura 80. Angolo articolare di ginocchio con filtro complementary (intervallo di tempo centrale)

Considerazioni

Con questo metodo e con questi parametri impostati si ottengono angoli con un intervallo di ampiezza minore dei metodi precedenti: i picchi massimi corrispondenti alla massima flessione di ginocchio sono circa 50-60° a differenza dei 70° ottenuti precedentemente. Sarebbe utile una validazione per stabilire il metodo migliore.

Si nota, anche in questo caso, un transitorio dovuto ai filtri all'inizio e alla fine del segnale completo: la frequenza di taglio del filtro è molto bassa, la costante di tempo quindi è di alcuni secondi, essa è legata al tempo che impiega il filtro ad andare a regime, quindi le registrazioni devono essere lunghe a sufficienza.

Per esempio, i risultati non sono ottimali per la camminata più breve già analizzata con i metodi precedenti, come si osserva nella figura seguente.

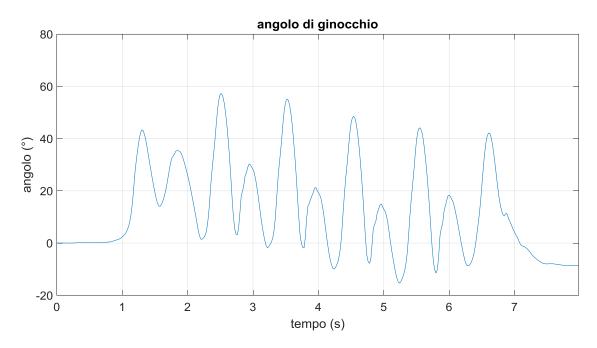


Figura 81. Angolo articolare di ginocchio con filtro complementary (camminata breve)

La frequenza di taglio e il peso del filtro complementare, anche per lo stesso tipo di movimento, potrebbero essere da regolare per ottenere risultati migliori.

Per esempio, è stata analizzata una camminata molto più lunga, di quasi 9 minuti, i grafici seguenti mostrano tutto il segnale elaborato con gli stessi parametri precedenti (frequenza di taglio 0.015 Hz). Nelle figure seguenti si può osservare la fascia entro cui oscilla l'angolo articolare per il grande numero di cicli del passo e si può notare che ci sono delle oscillazioni errate dell'angolo con angoli minimi pari a -20° circa in alcuni intervalli di tempo e pari a -10° in altri intervalli.

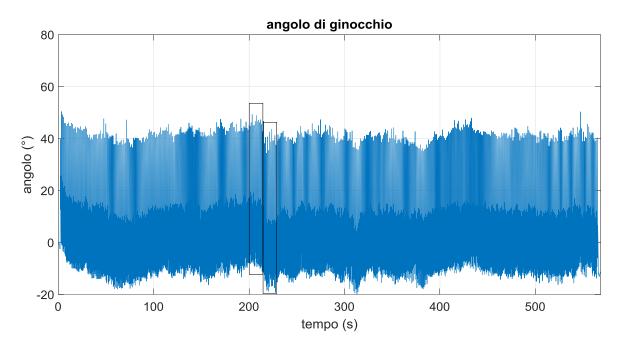


Figura 82. Angolo articolare di ginocchio con filtro complementary (camminata lunga di circa 10 minuti)

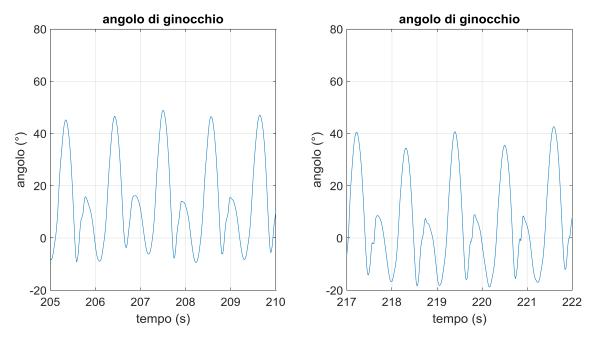


Figura 83. Angolo articolare di ginocchio con filtro complementary (due intervalli di tempo della camminata lunga di circa 10 minuti)

Impostare la frequenza di taglio del filtro complementary è una fase critica in quanto si è osservato che piccole differenze producono risultati molto diversi.

Frequenze di taglio leggermente più basse della frequenza di taglio utilizzata precedentemente (0.005 e 0.01 Hz) producono dei grafici con oscillazioni errate nell'andamento complessivo segnale.

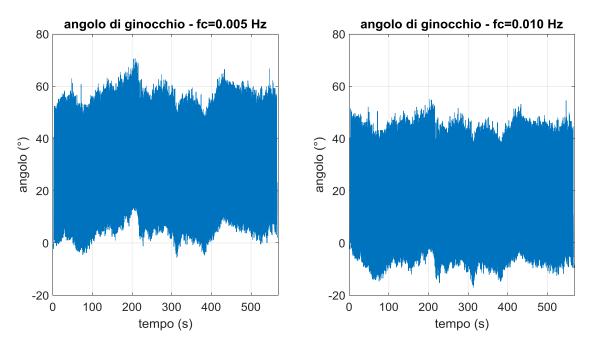


Figura 84. Confronto di diverse frequenze di taglio del filtro complementary: frequenze più basse della frequenza utilizzata (fc=0.015 Hz). (camminata lunga di circa 10 minuti)

Frequenze di taglio leggermente più alte (0.02 Hz e 0.03 Hz) danno un segnale più stabile nel tempo ma è presente un errore perché gli angoli sono traslati su valori minori (i minimi sono intorno ai -20°).

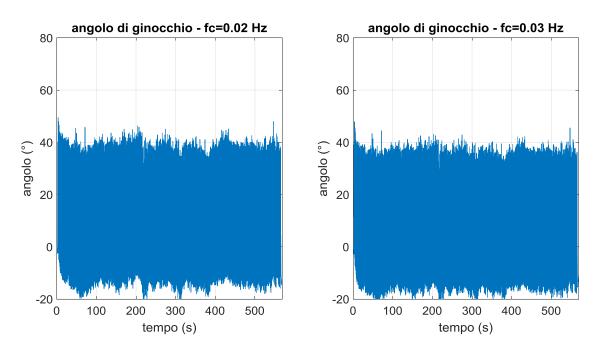


Figura 85.Confronto di diverse frequenze di taglio del filtro complementary: frequenze più alte della frequenza utilizzata (fc=0.015 Hz). (camminata lunga di circa 10 minuti)

5.5 Considerazioni sulla cinematica articolare

I metodi utilizzati per l'analisi della cinematica articolare hanno dato buoni risultati nel determinare l'angolo articolare di ginocchio durante una camminata.

Il primo metodo si basa sull'integrazione della velocità angolare di coscia e gamba, sul filtro passa basso per la rimozione della deriva e sulla correzione dell'angolo con un valore costante. È un metodo che si adatta bene alla camminata in cui è noto che l'angolo minimo è nullo e perciò si può correggere l'angolo di ginocchio derivato da integrazione e filtro traslandolo su valori maggiori di zero per ottenere un andamento fisiologico. Questo metodo è risultato efficace per l'analisi di una camminata lunga mentre non ha dato risultati accettabili per una camminata di soli pochi passi perché la durata del segnale da analizzare deve essere sufficientemente più lunga del transitorio iniziale e finale causato dall'utilizzo dei filtri numerici.

Il secondo metodo si basa sull'integrazione a tratti della velocità angolare di ginocchio calcolata dalla differenza tra le velocità angolari di coscia e gamba. L'integrazione è svolta su ogni ciclo del passo imponendo un angolo articolare di ginocchio nullo nel momento di appoggio del tallone in cui la gamba è tesa. Anche questo metodo si adatta bene ai movimenti ciclici in cui è nota una condizione iniziale, come la camminata. Utilizzando questo metodo, diversamente dal metodo base, è ininfluente la durata della registrazione.

Il terzo metodo si basa sull'utilizzo di giroscopio e accelerometro le cui informazioni vengono combinate con un filtro complementary. Accelerometro e giroscopio hanno caratteristiche complementari: l'accelerometro è adatto alla misura statica di un angolo di inclinazione rispetto alla gravità ma i suoi dati sono molto rumorosi, il giroscopio è adatto a misurare angoli di rotazioni veloci integrando la velocità angolare ma nel tempo ha il problema della deriva. Questo metodo ha il vantaggio di non utilizzare informazioni a priori come i metodi precedenti, quindi può essere utile anche per altre analisi di cinematica articolare diverse dalla camminata. Uno svantaggio di questo metodo è la forte sensibilità a piccole modifiche dei parametri necessari per l'implementazione del filtro complementary e quindi è necessario valutare caso per caso quali sono i parametri ottimali per l'analisi.

L'analisi della cinematica articolare di ginocchio durante la camminata svolta in questo capitolo ha come obiettivo un'analisi successiva sulla cinematica dello sciatore in pista per valutare gli angoli di ginocchio e di flessione dello scarpone rispetto allo sci.

Il primo metodo non sembra adatto in quanto si basa sul fatto che l'angolo minimo di ginocchio è nullo per tutta una camminata, invece per la sciata è difficile stabilire un valore costante noto che si ripete durante tutta la discesa perché gli angoli di ginocchio e di flex dello scarpone dipendono sia dalla fase del movimento (in curva o mentre taglia di traverso la pista) sia dal dislivello della discesa.

Anche il secondo metodo non sembra adatto all'analisi della cinematica dello sci alpino perché si basa su un angolo noto riconoscibile in ogni ciclo di integrazione della velocità angolare.

L'ultimo metodo che utilizza il filtro complementary è quello più svincolato al movimento tipico della camminata e che si potrebbe adattare maggiormente alla sciata. Il problema che potrebbe presentarsi è la difficoltà nel trovare i parametri necessari per l'implementazione del filtro, sarebbe quindi necessaria una valutazione caso per caso delle diverse discese.

6. Conclusioni

In questo lavoro di tesi è stato presentato uno studio della cinematica del corpo umano in diverse attività sportive con l'ausilio di sensori inerziali. In particolare, sono state analizzate due attività: lo sci alpino e la camminata.

L'analisi della cinematica dello sci alpino fa parte di un progetto di collaborazione del Politecnico di Torino con l'azienda Gabel s.r.l. e con il centro di ricerca CeRiSM di Rovereto. Le prime prove sperimentali sono state svolte per comparare un sistema di due sensori inerziali montati sugli scarponi di uno sciatore con un sistema video tradizionale.

I sensori inerziali permettono di ricavare gli angoli caratteristici di imbardata, rollio e beccheggio che definiscono rispettivamente la direzione degli sci, l'inclinazione laterale dello scarpone e l'inclinazione in avanti dello scarpone, quest'ultima dipende sia dall'angolo di inclinazione proprio dello scarpone sia dalla pendenza della discesa. Con questa prima architettura di monitoraggio sono stati considerati solo gli angoli di rollio e imbardata, con un'architettura diversa (aumentando il numero di sensori) sarà possibile valutare anche il beccheggio.

L'analisi con il sistema ottico è stata svolta dal centro di ricerca CeRiSM attraverso la ripresa video delle discese di sciatori esperti all'interno di una pista calibrata di lunghezza, larghezza e pendenza nota. L'analisi delle riprese video ha permesso la ricostruzione della traiettoria tridimensionale di scarponi, mani e bacino dello sciatore. Il sistema video è stato uno strumento utile per la validazione del sistema inerziale perché a partire dalla traiettoria ricavata dalle telecamere è possibile ricavare gli angoli di imbardata e confrontarli con i risultati ottenuti in questo lavoro di tesi.

L'analisi dei dati ricavati dal sistema di sensori inerziali ha permesso di valutare le differenze tra discese diverse di un unico sciatore in termini di inclinazione laterale, direzione degli sci e tempi di curva.

È stato anche possibile confrontare diversi sciatori, osservando quanto più sono uniformi tra loro i tempi di curva e gli angoli caratteristici di rollio e imbardata all'interno di una stessa discesa. La regolarità della sciata contraddistingue gli sciatori esperti rispetto a uno meno esperto.

La seconda fase del lavoro di tesi si è occupata di un'attività alternativa allo sci alpino, la camminata. È stato analizzato l'angolo di ginocchio durante una camminata per mezzo di algoritmi alternativi in modo da individuare quello migliore per lo studio della cinematica articolare. Queste prove sperimentali sono state svolte con l'obiettivo di poter applicare questa analisi allo studio della cinematica articolare di uno sciatore in pista per valutare l'angolo di flessione del ginocchio e l'angolo di flex dello scarpone.

I metodi utilizzati per l'analisi della cinematica di ginocchio durante una camminata sono stati tre:

- l'integrazione numerica dei dati del giroscopio per ottenere l'angolo relativo di coscia e gamba in tutta la camminata,
- l'integrazione numerica dei dati del giroscopio imponendo un angolo nullo ad ogni ciclo del passo
- l'utilizzo combinato dei dati di accelerometro e giroscopio per mezzo di un filtro complementary.

Tutti i tre metodi hanno dato risultati soddisfacenti per l'analisi della camminata. I primi due metodi si basano sulla conoscenza a priori dell'angolo nullo del ginocchio nell'istante della completa estensione per ottenere un andamento affidabile dell'angolo articolare. Questi due metodi sono però di difficile applicazione nello sci dove non si ha un angolo noto a priori. Il terzo metodo che combina le informazioni di accelerometro e giroscopio è più generale e meno legato all'attività specifica della camminata, quindi l'applicazione di questo algoritmo nell'analisi della cinematica dello sci alpino può essere una fase futura della ricerca.

Sviluppi futuri

Un possibile sviluppo futuro di questo lavoro di tesi è un'analisi di un numero maggiore di discese di sciatori meno esperti e con livello di capacità diverso per stabilire se effettivamente è possibile valutare la qualità della sciata attraverso dei parametri numerici e quindi sviluppare un sistema che sia di aiuto nel miglioramento della tecnica di uno sciatore.

Il monitoraggio delle prestazioni di un movimento, soprattutto in ambito sportivo, è un campo di applicazione di forte interesse. Il lavoro di questa tesi che riguarda lo sci alpino è parte di un progetto nato in seguito alla collaborazione di Politecnico di Torino, Gabel s.r.l. e centro di ricerca CeRiSM nell'ambito del Nordic Walking, una disciplina sportiva che consiste in una camminata con l'aiuto di bastoncini specifici. Il progetto del Nordic Walking ha portato alla produzione di bastoncini sensorizzati e allo sviluppo di un'applicazione per l'analisi della camminata. Lo sviluppo di un'applicazione per valutare le prestazioni dello sciatore, come fatto per il Nordic Walking è un obiettivo futuro del progetto.

Per quanto riguarda lo studio della cinematica articolare uno sviluppo futuro è l'applicazione dei metodi sviluppati in questa tesi per la camminata allo studio dello sci alpino. Lo studio dell'articolazione di ginocchio può essere utile per valutare i movimenti di uno sciatore e possibilmente migliorare la sua tecnica. Lo studio dell'angolo di flex dello scarpone è interessante dal punto di vista dell'attrezzatura, in quanto atleti più esperti prediligono scarponi più rigidi per avere un maggiore controllo del movimento imposto agli sci. Una valutazione oggettiva del movimento di flesso estensione dello scarpone può essere utile per comparare diversi scarponi.

Ringraziamenti

A conclusione di questo lavoro di tesi desidero fare alcuni ringraziamenti.

Ringrazio il professor Aurelio Somà, relatore di questa tesi, per avermi dato la possibilità di svolgere questa ricerca su un tema personalmente molto interessante. Ringrazio tutto il gruppo di ricerca e soprattutto Caterina Russo per avermi seguita in questo percorso.

Ringrazio l'azienda Gabel s.r.l. e il centro di ricerca CeRiSM per la collaborazione in questo lavoro.

Un ringraziamento ai miei amici che sono sempre stati di grande supporto in questi anni.

Il ringraziamento più importante è per la mia famiglia, a mamma e papà per aver sempre creduto in me e a Simone che è sempre stato un esempio.

Bibliografia

- [1] "Federazione Internazionale di Sci." [Online]. Available: https://www.fis-ski.com/en/inside-fis/about-fis/history/history-of-snowsports.
- [2] "Federazione Italiana Sport Invernali." [Online]. Available: https://www.fisi.org/federazione/cenni-storici.
- [3] "skiinghistory." [Online]. Available: https://www.skiinghistory.org/history/short-history-skis-0.
- [4] "mechanicsofsport." [Online]. Available: http://www.mechanicsofsport.com/skiing/equipment/skis.html.
- [5] M. Montagnin, "Studio dei materiali impiegati nella costruzione di sci," 2011.
- [6] E. Müller, R. Bartlett, C. Raschner, H. Schwameder, U. Benko-Bernwick, and S. Lindinger, "Comparisons of the ski turn techniques of experienced and intermediate skiers," *J. Sports Sci.*, vol. 16, no. 6, pp. 545–559, 1998.
- [7] E. Müller and H. Schwameder, "Biomechanical aspects of new techniques in alpine skiing and ski-jumping," *J. Sports Sci.*, vol. 21, no. 9, pp. 679–692, 2003.
- [8] "guidaolimpiadi http://www.guidaolimpiadi.it."
- [9] V. Medved, Measurement of Human Locomotion. 2001.
- [10] M. A. D. Brodie, "Development of fusion motion capture for optimisation of performance in alpine ski racing: a thesis presented in fulfilment of the requirements for the degree of Doctor of Philosophy in Science at Massey University, Wellington, New Zealand," *Thesis*, 2009.
- [11] M. Gazzoni, "Bioingegneria della riabilitazione, Politecnico di Torino, corso di Laurea in Ingengeria Biomedica, A.A. 2016-2017.".
- [12] E. van der Kruk and M. M. Reijne, "Accuracy of human motion capture systems for sport applications; state-of-the-art review," *Eur. J. Sport Sci.*, vol. 18, no. 6, pp. 806–819, 2018.
- [13] V. Camomilla, A. Cappozzo, and G. Vannozzi, "Handbook of Human Motion," *Handb. Hum. Motion*, no. January, 2017.
- [14] J. G. Webster, Z. O. Abu-Faraj, G. F. Harris, P. A. Smith, and S. Hassani, *Human gait and Clinical Movement Analysis*, no. December. 2015.
- [15] L. Gastaldi, "Analisi del movimento, lezione di Meccanica applicata ai sistemi biomedici, Politecnico di Torino, corso di Laurea in Ingengeria Biomedica, A.A. 2017-2018.".
- [16] Yoneyama, Kagawa, Okamoto, and Sawada, "Joint motion and reacting forces in the carving ski turn compared with the conventional ski turn," *Sport. Eng.*, vol. 3, no. 3, pp. 161–176, 2000.
- [17] Y. I. Abdel-Aziz and H. M. Karara, "Direct linear transformation from comparator coordinates into object space coordinates in close-range photogrammetry," *Photogramm. Eng. Remote Sensing*, vol. 81, no. 2, pp. 103–107, 2015.
- [18] G. B. Guerra-filho, "Optical motion capture: Theory and implementation," *J. Theor. Appl. Informatics*, vol. 12, pp. 61--89, 2005.
- [19] A. Cappozzo, U. Della Croce, A. Leardini, and L. Chiari, "Human movement analysis using

- stereophotogrammetry. Part 1: Theoretical background," *Gait Posture*, vol. 21, no. 2, pp. 186–196, 2005.
- [20] L. Chiari, U. Della Croce, A. Leardini, and A. Cappozzo, "Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 2: Instrumental errors," *Gait Posture*, vol. 21, no. 2, pp. 197–211, 2005.
- [21] Gulf Coast Data Concept, "Human Activity Monitor (HAM) User Manial," 2019.
- [22] A. Cereatti, "Sensori inerziali: principi, tecnologie e appicazioni, lezione di Bioingegneria della riabilitazione, Politecnico di Torino, corso di Laurea in Ingengeria Biomedica, A.A. 2017-2018."
- [23] InvenSense, "MPU9250 Product Specification Revision 1.1," *Prod. Specif.*, vol. 1, no. 408, pp. 1–4, 2016.
- [24] J. Spörri, C. Schiefermüller, and E. Müller, "Collecting kinematic data on a ski track with optoelectronic stereophotogrammetry: A methodological study assessing the feasibility of bringing the biomechanics lab to the field," *PLoS One*, vol. 11, no. 8, 2016.
- [25] B. Ulrich, B. Fasel, J. Spörri, E. Müller, and K. Aminian, "Using inertial sensors to compute an alpine ski racing specific full body kinematic model an application to track the distance between ankle joint and athlete's center of mass," *7e Congrès Annu. la 4S*, no. July, 2015.
- [26] K. Nakazato, P. Scheiber, and E. Müller, "A comparison of ground reaction forces determined by portable force-plate and pressure-insole systems in alpine skiing," *J. Sport. Sci. Med.*, vol. 10, no. 4, pp. 754–762, 2011.
- [27] G. Yu *et al.*, "Potential of IMU sensors in performance analysis of professional alpine skiers," *Sensors (Switzerland)*, vol. 16, no. 4, 2016.
- [28] M. Gilgien, J. Spörri, J. Chardonnens, J. Kröll, and E. Müller, "Determination of external forces in alpine skiing using a differential global navigation satellite system," *Sensors* (*Switzerland*), vol. 13, no. 8, pp. 9821–9835, 2013.
- [29] B. Fasel *et al.*, "Three-dimensional body and centre of mass kinematics in alpine ski racing using differential GNSS and inertial sensors," *Remote Sens.*, vol. 8, no. 8, 2016.
- [30] B. Fasel, M. Gilgien, J. Spörri, and K. Aminian, "Estimation of the centre of mass kinematics in alpine ski racing using inertial and magnetic sensors, ISBS Proceedings Archive, Vol. 35 [2017], Iss. 1, Art. 229," 2017, pp. 3–6.
- [31] B. Fasel, J. Spörri, P. Schütz, S. Lorenzetti, and K. Aminian, "An inertial sensor-based method for estimating the athlete's relative joint center positions and center of mass kinematics in alpine ski racing," *Front. Physiol.*, vol. 8, no. NOV, pp. 1–11, 2017.
- [32] T. Yoneyama, H. Kagawa, M. Unemoto, T. Iizuka, and N. W. Scott, "A ski robot system for qualitative modelling of the carved turn," *Sport. Eng.*, vol. 11, no. 3, pp. 131–141, 2009.
- [33] C. Ferraresi, "Analisi della deambulazione, lezione di Meccanica applicata ai sistemi biomedici, Politecnico di Torino, corso di Laurea in Ingengeria Biomedica, A.A. 2017-2018."
- [34] E. Allseits, K. J. Kim, C. Bennett, R. Gailey, I. Gaunaurd, and V. Agrawal, "A novel method for estimating knee angle using two leg-mounted gyroscopes for continuous monitoring with mobile health devices," *Sensors (Switzerland)*, vol. 18, no. 9, 2018.
- [35] V. Talasila, "Complementary Filter." [Online]. Available: https://www.youtube.com/watch?v=xg7zO8wiP1I&t=10s.