



**UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI PADOVA**



**DIPARTIMENTO
DI INGEGNERIA
DELL'INFORMAZIONE**

DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA DELL'INFORMAZIONE

CORSO DI LAUREA IN INGEGNERIA BIOMEDICA

**“ANALISI 3D DEL MOVIMENTO: LA CINEMATICA DI UN CALCIO
CIRCOLARE NELLE ARTI MARZIALI”**

Relatore: Prof. Gianfranco Santovito

Laureanda: Gloria Busatto

ANNO ACCADEMICO 2021 – 2022

Data di laurea 20 luglio 2022

INDICE

INTRODUZIONE	1
CAPITOLO 1 – Apparato muscolo-scheletrico o locomotore	2
1.1 Le ossa	2
1.2 Le articolazioni	3
1.3 I muscoli scheletrici	5
1.3.1 Contrazione muscolare	7
1.4 Le leve	8
CAPITOLO 2 – Mobilità articolare di anca e ginocchio	11
2.1 L'anca	11
2.1.1 Movimenti dell'anca	12
2.2 Il ginocchio	14
2.2.1 Movimenti del ginocchio	15
CAPITOLO 3 – Il calcio circolare	18
3.1 Analisi cinematica del calcio circolare	20
3.2 Azione dei muscoli	23
3.3 Fattori che influiscono sul calcio circolare	24
3.4 Confronto con muay thai e karate	25
CAPITOLO 4 – Analisi del movimento 3D	27
4.1 <i>Motion Capture</i>	27
4.1.1 I sistemi optoelettronici	27
4.1.2 I sistemi inerziali	31
4.1.3 I sistemi <i>markerless</i>	32
4.2 Applicazione della <i>Motion Capture</i> alle arti marziali	34
CONCLUSIONE	37
BIBLIOGRAFIA	38

INTRODUZIONE

In ambito sportivo, l'ingegneria al giorno d'oggi gioca un ruolo molto importante. A seconda dello sport l'atleta deve soddisfare determinate capacità fisiche, di movimento e di prestazione. I feedback necessari al miglioramento della performance possono essere forniti proprio grazie ad un'attenta analisi del movimento durante il gesto sportivo.

L'obiettivo di questo elaborato è di valutare come la bioingegneria può essere applicata al Taekwondo, un'arte marziale che richiede l'esecuzione di tecniche precise e veloci, analizzando in primo luogo il movimento da un punto di vista biomeccanico e cinematico. I diversi studi effettuati su questa disciplina e che vengono analizzati in questa tesi si basano sull'utilizzo di strumentazione biomedica all'avanguardia per fornire dei dati riguardo la realizzazione di un calcio circolare.

I primi due capitoli descrivono l'apparato locomotore e quali sono le principali articolazioni che l'atleta utilizza per compiere al meglio una tecnica motoria durante lo svolgimento della sua attività sportiva.

Comprendere bene come agiscono le leve del nostro corpo e quali muscoli ed articolazioni sono coinvolti in determinati movimenti, permette di passare al terzo capitolo, in cui vengono citati diversi articoli che descrivono il calcio circolare: ci sono molti fattori che l'atleta deve tenere in considerazione durante lo svolgimento della tecnica, per ottimizzare i tempi, la velocità e la forza d'impatto.

Lo studio si conclude con la strumentazione utilizzata per analizzare il gesto sportivo nello specifico, ponendo una particolare attenzione ai sistemi di *motion capture*, che consentono di raccogliere i dati necessari a fornire in seguito un feedback all'atleta.

CAPITOLO 1

APPARATO MUSCOLO-SCHELETRICO O LOCOMOTORE

L'apparato muscolo-scheletrico, o locomotore, è costituito dall'insieme dell'apparato scheletrico e muscolare, perciò comprende ossa, muscoli e tutte le strutture ad essi collegate: i tendini, i legamenti, il tessuto cartilagineo e le articolazioni. Nel complesso, questo apparato ha funzione di movimento, difesa, supporto e sostegno dell'individuo.

Prima di affrontare l'analisi del calcio circolare nel Taekwondo (vedi Capitolo 3), è necessario partire da un'introduzione su questo argomento, per capire in che modo possono avvenire determinati movimenti del nostro corpo: l'interazione tra le articolazioni e i muscoli scheletrici, soprattutto tramite la contrazione di questi ultimi, è la principale responsabile della nostra mobilità.

1.1 LE OSSA

Lo scheletro umano è costituito da cartilagini e ossa, collegate tra loro dalle articolazioni. Esso si può suddividere in due tipologie:

- Scheletro assile: indica l'insieme delle ossa che costituiscono la testa, la colonna vertebrale e la gabbia toracica
- Scheletro appendicolare: comprende le ossa degli arti superiori ed inferiori e quelle che formano la cintura scapolare e la cintura pelvica

Le ossa sono strutture di sostegno fatte da tessuto osseo: tessuto connettivo, la cui matrice extracellulare ha una componente organica (di fibre di collagene di tipo I) che conferisce resistenza meccanica ed elasticità, e una componente inorganica ricca di minerali (soprattutto calcio sotto forma di idrossiapatite) i quali invece sono responsabili delle caratteristiche di durezza e rigidità dell'osso. All'interno di questa matrice sono racchiuse delle cellule, gli osteoblasti e gli osteoclasti, che si occupano rispettivamente della formazione e distruzione continua dell'osso.

A seconda della loro forma e dimensione, si classificano in ossa corte, piatte e lunghe.

Le ossa corte (per esempio vertebre, ossa del carpo e del tarso) sono caratterizzate da lunghezza e diametro di misura simile, ossia non c'è la prevalenza di sviluppo dell'osso lungo

un asse rispetto agli altri assi. Sono formate da tessuto spugnoso, che contiene il midollo osseo, avvolto completamente da una lamina di tessuto compatto.

Le ossa piatte (per esempio scapole, ossa del cranio e del bacino) sono formate da due strati di osso compatto, in mezzo ai quali si trova uno strato di tessuto spugnoso sottile attraverso cui passa il midollo osseo.

Le ossa lunghe (per esempio radio, ulna, tibia, perone) sono caratterizzate da una parte centrale, la diafisi, fatta di uno strato esterno di tessuto osseo compatto e uno più interno di tessuto osseo spugnoso, all'interno del quale passa il midollo osseo, e due estremità più grosse dette epifisi prossimale ed epifisi distale. Le epifisi hanno una forma tale da permettere dei rapporti articolari con le ossa adiacenti: solitamente un capo articolare offre una convessità e l'altro una concavità. Il collegamento tra le ossa dà origine alle articolazioni.

Le ossa lunghe fungono come leve e in rapporto alla loro lunghezza, permettono un'escursione del movimento più o meno ampia. Come verrà approfondito in seguito (Paragrafo 1.4), si possono distinguere tre diverse tipologie di leve, in cui l'articolazione funge da fulcro, i muscoli generano una potenza con la loro contrazione, la quale si oppone ad una resistenza rappresentata dal peso.

1.2 LE ARTICOLAZIONI

Le articolazioni sono strutture anatomiche formate dall'insieme di ossa adiacenti che prendono il nome di condili. Hanno funzione di sostegno e protezione e soprattutto sono responsabili dell'esecuzione del movimento; quest'ultimo dipende dalla forma e funzionalità delle articolazioni. In base al tipo di tessuto che collega le ossa e alla diversa mobilità permessa, si possono identificare tre classi ben definite:

- Sinartrosi: sono le articolazioni fisse, che non permettono movimento e conferiscono stabilità. Sono caratterizzate da continuità tra i segmenti ossei, e il tessuto che si interpone fra essi è di natura fibrosa (per esempio le suture, tra le ossa del cranio)
- Anfiartrosi: sono le articolazioni semimobili, che consentono una piccola mobilità. Le ossa in queste articolazioni sono collegate da tessuto cartilagineo (per esempio dischi intervertebrali)
- Diartrosi: sono le articolazioni mobili, anche dette sinoviali, che permettono il libero movimento grazie alla configurazione delle superfici articolari. Queste ultime sono

ricoperte da cartilagine ialina, che conferisce levigatezza e durezza, riducendo al minimo l'attrito durante il movimento. Attorno all'articolazione si sviluppa una capsula articolare fibrosa, rinforzata dai legamenti e talvolta dai tendini, al cui interno si trova il liquido sinoviale, che mantiene lubrificata l'articolazione (per esempio gomito, ginocchio)

Entrando nel dettaglio, le articolazioni di tipo sinoviale si possono classificare a loro volta in sei diverse tipologie, a seconda della conformazione dei capi articolari e dei movimenti permessi (**Figura 1.1**):

- **Artrodia:** le artrodie sono caratterizzate da superfici ossee piatte che scorrono l'una sull'altra, di conseguenza i movimenti permessi sono molto limitati, solo su due assi. Hanno il compito di ammortizzare gli urti. Sono le articolazioni che uniscono le ossa del carpo e del tarso (per esempio polso)
- **Trocleoartrosi o ginglimo angolare:** i capi articolari di queste articolazioni sono cilindriche, in cui uno a gola concava (troclea) si inserisce nell'altro, a forma convessa. Essendo gli assi dei due cilindri ortogonali, sono permessi solo due tipi di movimento: flessione ed estensione (per esempio articolazione a livello del gomito tra omero e ulna, ginocchio)
- **Trocoide o ginglimo assiale:** anche in questo caso i capi articolari hanno forma cilindrica, in cui quello a gola concava (troclea) si inserisce nella faccia convessa dell'altro. Tuttavia in queste articolazioni gli assi dei cilindri sono paralleli, perciò è permesso solo un movimento uniassiale: la rotazione lungo quest'asse (per esempio articolazione atlanto-occipitale nel collo, articolazione a livello del gomito tra radio e ulna)
- **Condilartrosi:** superfici articolari ellissoidali, in cui una funge da cavità convessa condiloidea e l'altra, concava, si inserisce. A livello di queste articolazioni, si possono verificare quattro diversi tipi di movimento: flessione, estensione, adduzione e abduzione (per esempio articolazione radio-carpale del polso, articolazione metacarpo-falangea)
- **A sella o pedartrosi:** come suggerisce il nome, le superfici articolari hanno due curvature, una concava e una convessa. Questa conformazione consente un movimento rotatorio limitato, come nel caso dell'articolazione carpo-metacarpale nel pollice
- **Enartrosi:** articolazioni in cui le superfici hanno forma sferica, una concava e una convessa. Questo giustifica il movimento più ampio, lungo tutti e tre gli assi:

flessione, estensione, adduzione, abduzione e rotazione. La mobilità elevata di questa tipologia si ritrova in ossa larghe, come la spalla e l'anca

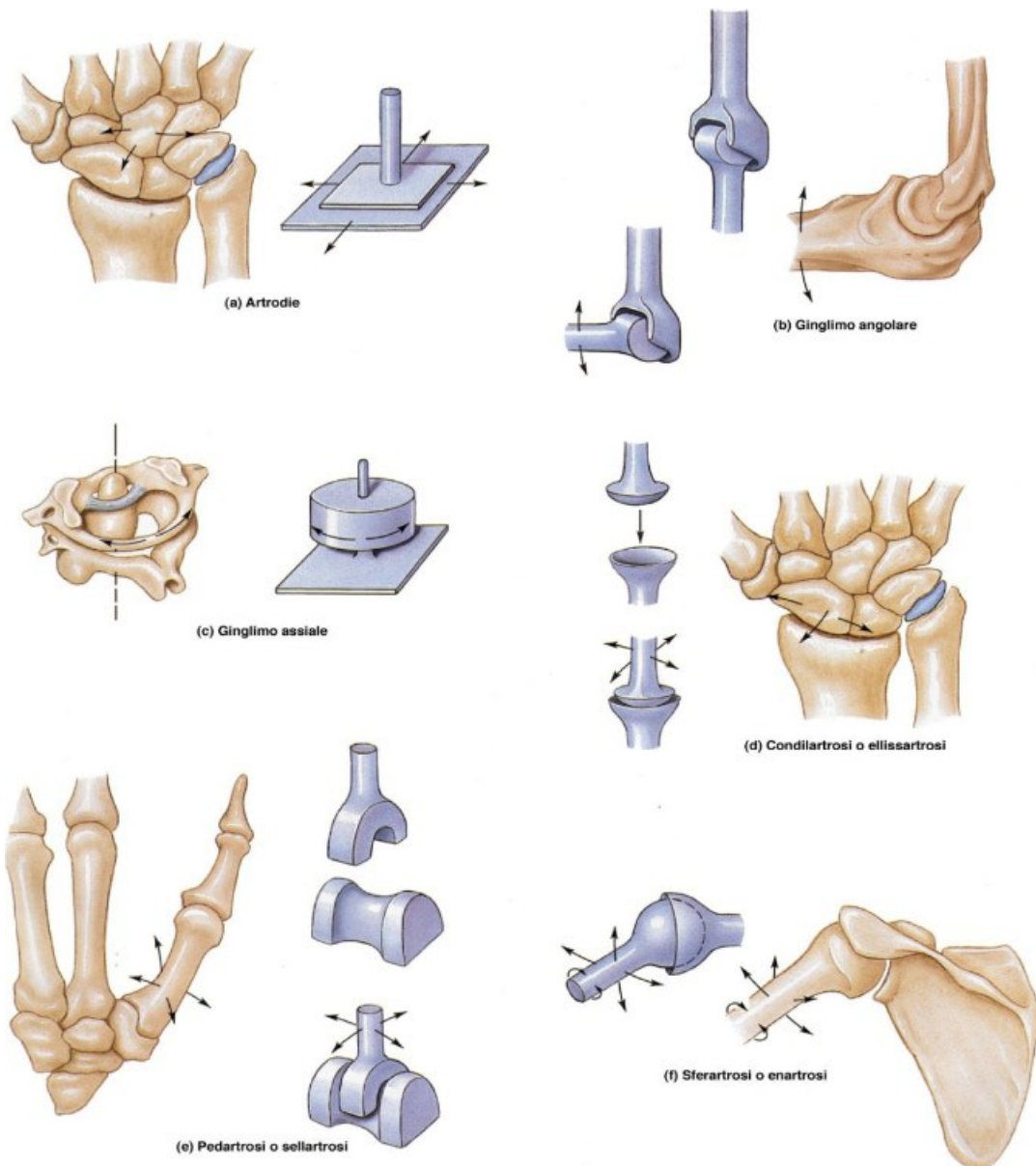


Figura 1.1 Diverse tipologie di diartrosi, a seconda dei movimenti permessi e della conformazione delle superfici articolari

1.3 I MUSCOLI SCHELETRICI

Il tessuto muscolare si divide in tre tipologie, in base alla loro funzione, localizzazione e morfologia:

1. Tessuto muscolare liscio (muscolo bianco): responsabile dei movimenti involontari, forma lo strato muscolare delle pareti degli organi cavi e dei vasi sanguigni.

2. Tessuto muscolare cardiaco (miocardio): striato come i muscoli scheletrici, ma agisce in modo involontario come i muscoli lisci
3. Tessuto muscolare scheletrico (muscolo rosso): responsabile dei movimenti volontari, in cui la contrazione e il rilassamento del muscolo avviene attraverso impulsi nervosi voluti dall'organismo. Costituisce più di un terzo della massa corporea totale

I muscoli scheletrici si chiamano così perché legati a due ossa contigue tramite i tendini, strutture di tessuto connettivo fibroso che trasformano la forza generata dalla contrazione muscolare in movimento. Si possono perciò individuare due estremità del muscolo: l'origine, ossia il punto di attacco del tendine con l'osso più prossimale, che non viene mosso dal muscolo e rimane più stabile, e l'inserzione, il capo terminale in cui il tendine si lega all'osso distale, che subisce spostamento durante la contrazione.

I muscoli scheletrici si possono dividere in:

- Muscoli assili: sostengono e mantengono in posizione lo scheletro
- Muscoli appendicolari: sostengono, muovono e rinforzano gli arti

Il muscolo scheletrico è formato da fasci di fibre muscolari di dimensioni notevoli (fino a 20 cm di lunghezza e diametro di 0,01-0,1 mm) e riccamente vascolarizzate, chiamate anche miofibrille. Le miofibrille sono costituite dai sarcomeri, unità contrattili fatte da filamenti spessi di miosina e filamenti sottili di actina (da cui deriva la striatura del muscolo), tenuti assieme da strutture proteiche. Lo spazio residuo tra le miofibrille parallele è occupato dal sarcoplasma, ricco di mitocondri, organelli importanti perché deputati alla produzione di energia (ATP), necessaria per la contrazione del muscolo; nel sarcoplasma inoltre sono presenti anche molti granuli di glicogeno (riserva energetica) e mioglobina (riserva di ossigeno, rilasciato durante la contrazione muscolare).

La conformazione del muscolo ne permette la contrazione: la miosina è una proteina in grado di idrolizzare molecole di ATP, liberando energia dai legami chimici ($ATP \rightarrow ADP + P$), che viene poi trasformata dalle fibre muscolari in energia meccanica, necessaria al movimento, ed energia termica. Quando parte l'impulso dal sistema nervoso, viene stimolata la liberazione di ioni di calcio e di conseguenza viene innescata l'idrolisi, che permette alla miosina di legarsi ai filamenti di actina e farli scorrere gli uni sugli altri. La trazione dei filamenti di actina verso il centro della fibra provoca l'accorciamento del muscolo, e di conseguenza il movimento delle ossa collegate ad esso mediante i tendini. Le singole fibre si contraggono secondo la "legge del tutto o del nulla": se non arriva uno stimolo sufficiente non viene innescato il

meccanismo di idrolisi dell'ATP, mentre se lo stimolo è sufficiente, la contrazione avviene al massimo delle sue possibilità. Lo stesso non vale per il muscolo in toto: l'accorciamento totale dipende da quante fibre disposte in successione subiscono la contrazione; perciò il muscolo può contrarsi di più o di meno a seconda della situazione a cui è sottoposto.

Le fibre del muscolo scheletrico, si differenziano, in base alle capacità di utilizzo dell'ATP da parte delle molecole di miosina, in tre tipologie: la miosina di tipo I (*slow twitch* ST) con attività di idrolisi di ATP molto lenta; la miosina di tipo IIA di velocità intermedia e la miosina di tipo IIX (*fast twitch* FT) che è a contrazione veloce. In base alla prevalenza di un tipo rispetto ad un altro nella composizione di un muscolo, si determina la sua capacità contrattile. Tramite allenamento, la percentuale di miglioramento nella velocità di contrazione è solo del 18-20% in quanto le ST non sono trasformabili in FT.

Inoltre, in base alla disposizione delle fibre muscolari, si può introdurre un'ulteriore classificazione:

- Muscolo fusiforme: fibre parallele alla linea di trazione del muscolo (per esempio bicipite brachiale)
- Muscolo largo: fibre estese, come un foglio ampio e sottile (per esempio muscolo obliquo esterno dell'addome)
- Muscolo pennato: la disposizione delle fibre muscolari è obliqua rispetto alle terminazioni tendinee. La pennazione, a seconda dell'angolo di pennatura, permette di compattare in una sezione trasversale minore più fibre. Grazie a questa conformazione, questi muscoli sono molto più forti: le fibre, essendo oblique, sono più corte, perciò il loro accorciamento è minore e più lento rispetto alle fibre di un muscolo fusiforme. A loro volta questi muscoli, in base della loro attaccatura sui tendini, si dividono in unipennati (flessori lungo il pollice), bipennati (retto femorale) e pluripennati (deltoide)

1.3.1 CONTRAZIONE MUSCOLARE

La contrazione viene detta isometrica quando la lunghezza del muscolo non varia; questo accade quando la tensione sviluppata dal muscolo aumenta fino a pareggiare la resistenza applicata.

Quando invece la tensione generata rimane costante e il muscolo cambia la sua lunghezza, avvicinando le estremità, si parla di contrazione isotonica. Quest'ultima, perciò, è una contrazione dinamica, che produce il movimento di segmenti corporei; essa può essere classificata come concentrica se il muscolo si accorcia, oppure eccentrica se si allunga.

Riguardo al movimento, è importante fare un'ulteriore distinzione: i muscoli agonisti, sono quelli che eseguono attivamente la contrazione responsabile del movimento, mentre i muscoli antagonisti, con ruolo regolatore, si contrappongono a quest'azione; ci sono poi i muscoli sinergici, che, associati agli agonisti, collaborano per rendere più efficace e agevole la loro azione; infine i muscoli fissatori (o stabilizzatori) non partecipano direttamente al movimento, ma con la loro contrazione fissano dei segmenti corporei, per permettere l'azione motoria. Muscoli agonisti e antagonisti lavorano sempre assieme ed in contrapposizione: quando uno si contrae, l'altro si rilassa, per non ostacolare il movimento e viceversa.

1.4 LE LEVE

L'apparato locomotore è basato completamente su un sistema di leve. Una leva è caratterizzata da tre elementi:

- Potenza (P) = forza applicata da un muscolo per compiere un movimento; corrisponde al punto di inserzione del muscolo sull'osso da spostare
- Resistenza (R) = forza da contrastare, che può essere interna (peso corporeo) o una forza esterna (per esempio gravità, peso); viene applicata nel punto in cui viene scaricata la forza da vincere
- Fulcro (f) = punto che funge da perno, che rimane fermo rispetto alla potenza e alla resistenza; esso viene identificato nell'articolazione

La distanza che intercorre tra il fulcro e la potenza viene detta braccio della potenza (b_P) e quella tra fulcro e resistenza viene detta braccio della resistenza (b_R). A seconda di queste lunghezze, il momento dato dalla potenza e dalla resistenza rispetto al fulcro della leva varia ($M = F \times b$); ma, perché la leva sia in equilibrio, i due momenti si devono uguagliare. Ne deriva la proporzione che mette in relazione queste due forze (P, R) con i rispettivi bracci:

$$R : b_P = P : b_R$$

Quando il braccio della potenza è maggiore rispetto al braccio della resistenza, si parla di leva vantaggiosa, in quanto la forza motrice da applicare (P) è inferiore rispetto alla forza resistente (R) da contrastare.

Viceversa, si parla di leva svantaggiosa nel caso in cui il braccio della potenza è più corto del braccio della resistenza.

Infine si parla di leva neutra quando la forza motrice e la forza resistente sono uguali, ossia sono equidistanti dal fulcro.

Le leve, in base alla disposizione di fulcro, potenza e resistenza, si distinguono in tre tipologie diverse, come mostrato in **Figura 1.2**.

Leva di I genere: il fulcro si trova in mezzo tra la potenza e la resistenza, perciò la leva può essere vantaggiosa o svantaggiosa a seconda dei relativi bracci. Un esempio è la flessione-estensione del capo: il fulcro coincide con l'articolazione tra il cranio e l'atlante (ossia la prima vertebra cervicale), il peso anteriore del capo funge da resistenza, a cui si oppone la potenza data dai muscoli inseriti sull'occipite.

Leva di II genere: la resistenza è situata tra il fulcro e la potenza, di conseguenza questa tipologia è una leva sempre vantaggiosa. Si identifica ad esempio nel movimento di sollevamento sull'avampiede a carico dei muscoli posteriori della gamba, responsabili della flessione plantare. In questo caso il fulcro corrisponde all'articolazione metatarsofalangea (punto di appoggio al suolo dell'avampiede), mentre la forza motrice che contrasta il peso corporeo (la resistenza) è determinata dalla contrazione del muscolo del polpaccio; esso ha inserzione a livello del tricipite surale, sul calcagno (punto di applicazione della potenza).

Leva di III genere: è una leva svantaggiosa perché la potenza si trova tra il fulcro e la resistenza, perciò il suo braccio è sempre inferiore al braccio della resistenza. Questa tipologia è la più diffusa nel nostro corpo. Un esempio è dato dalla flessione dell'avambraccio sul braccio: l'articolazione del gomito è il fulcro, il peso del avambraccio e della mano e dell'eventuale carico impugnato nella mano fungono da resistenza e la forza esercitata dal bicipite brachiale è la potenza.

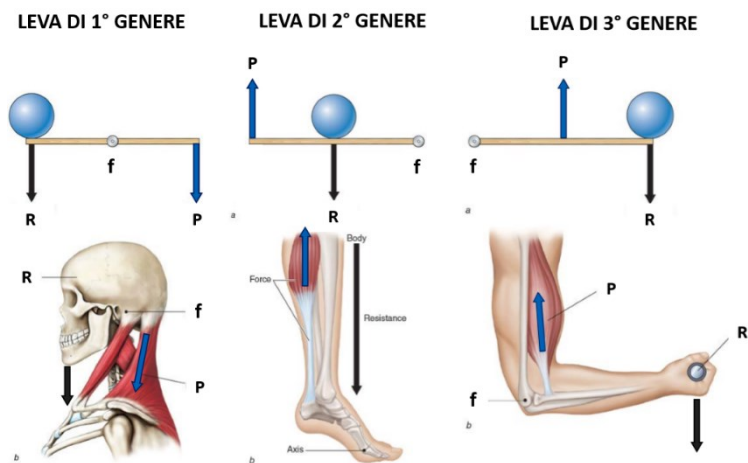


Figura 1.2 Tre diverse tipologie di leve

CAPITOLO 2

MOBILITÀ ARTICOLARE DI ANCA E GINOCCHIO

La mobilità articolare, o flessibilità, «indica la capacità che il segmento articolato ha di compiere i movimenti» (Treccani). Essa dipende da diversi fattori fisiologici e anatomici. Si parla quindi di *range* di movimento (ROM) più o meno limitato.

Ciò che risulta interessante per affrontare l'analisi cinematica di un calcio, è la flessibilità dinamica, che consiste nella capacità di svolgere movimenti cinetici dei muscoli per permettere all'articolazione il suo ROM più ampio possibile. Essa è influenzata dalle caratteristiche anatomiche dell'articolazione e dall'estensibilità e l'elasticità dei muscoli interessati (agonisti ed antagonisti). Mentre la struttura scheletrica non è modificabile, sulle proprietà muscolari si può lavorare attraverso esercizi specifici e metodici, per aumentare la flessibilità.

2.1 L'ANCA

L'articolazione dell'anca (o coxo-femorale) congiunge il cingolo pelvico con l'arto inferiore. Ha funzione di sostegno della parte superiore del corpo e di movimento degli arti inferiori. Permette infatti, tra le tante cose, di camminare, correre e saltare.

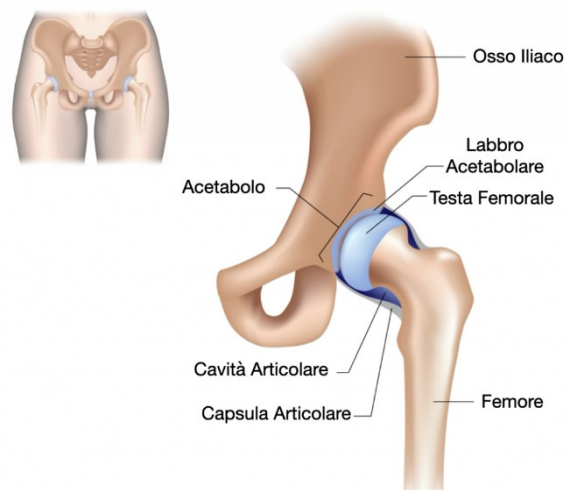


Figura 2.1 Struttura anatomica dell'anca, diartrosi a sella

È un'artrosi, perciò ha una ampia gamma di movimento, grazie al perfetto incastro della testa femorale (osso della coscia) all'interno dell'acetabolo dell'osso iliaco (osso del bacino).

Come tutte le articolazioni sinoviali, la capsula articolare circonda e tiene unite le due superfici articolari, le quali sono ricoperte di cartilagine. La membrana sinoviale della capsula si occupa della produzione del liquido sinoviale, che lubrifica le superfici per diminuire l'attrito durante i movimenti.

La testa femorale, che poggia sul collo del femore, ha forma sferica, ad eccezione di una depressione ('fovea') presente nella porzione centrale, da cui parte il legamento rotondo della testa del femore, il quale verrà analizzato in seguito. Essa si inserisce per due terzi nell'acetabolo, cavità sferica dell'osso dell'anca (dato dalla fusione di ileo, ischio e pube). Come mostra la **Figura 2.1**, l'acetabolo è perimetrato dal labbro acetabolare, una struttura ad anello di fibrocartilagine, che favorisce l'incastro della testa femorale e garantisce stabilità; inoltre questa cavità è caratterizzata da altri elementi anatomici: la faccia semilunare, l'incisura acetabolare e la fossa acetabolare.

A sostegno della capsula articolare, sono inoltre presenti molti legamenti, importanti per prevenire le lussazioni, stabilizzare e rinforzare l'articolazione: due legamenti intracapsulari (legamento rotondo della testa del femore e legamento acetabolare trasverso) e tre extracapsulari (ileofemorale, pubofemorale, ischiofemorale).

2.1.1 MOVIMENTI DELL'ANCA

L'anca ha un ROM molto ampio, che possiede tre gradi di libertà, lungo i tre assi:

- L'asse trasversale è situato in un piano frontale; rispetto ad esso avvengono movimenti di flessione ed estensione
- L'asse antero-posteriore è situato in un piano sagittale e permette i movimenti di abduzione ed adduzione
- L'asse longitudinale consente invece i movimenti di rotazione interna ed esterna

Innanzitutto bisogna fare una distinzione tra i movimenti attivi, ottenuti mediante una contrazione muscolare attiva, cioè voluta ed eseguita dal soggetto, e passivi, quando, per raggiungere un'escursione articolare maggiore, interviene un aiuto esterno.

La flessione dell'anca è il movimento che porta la superficie anteriore della coscia verso il tronco, anteriormente al piano frontale. Quest'azione è influenzata dalla posizione del ginocchio: se è esteso, la flessione massima è di 90°, a causa dei muscoli ischiocrurali (muscoli estensori, antagonisti) in tensione; se è flesso invece si arriva attivamente fino a

120°, o passivamente fino a 140°, grazie agli ischiocrurali che si rilasciano. Oltre ai muscoli estensori, ciò che limita un'ampiezza ulteriore è il contatto tra i tessuti molli della coscia e dell'addome. Inoltre questo movimento di flessione viene associato ad un basculamento posteriore (retroversione) del bacino.

L'estensione, al contrario della flessione, consiste in uno spostamento dell'arto inferiore posteriormente al piano frontale. In questo il movimento è maggiore quando il ginocchio è esteso (20° rispetto al piano frontale), rispetto a quando è flesso (10°), a meno che non avvenga un movimento passivo, che fa raggiungere all'anca un'ampiezza di 30°. La rigidità di questo movimento è dovuta alla tensione dei muscoli flessori della gamba (retto femorale) e ai legamenti: i tre legamenti che circondano la capsula articolare ruotano in senso orario, perciò durante il movimento di estensione dell'anca i legamenti si avvolgono e si tendono attorno al collo femorale; invece durante la flessione, perdono questa tensione e l'articolazione è più instabile.

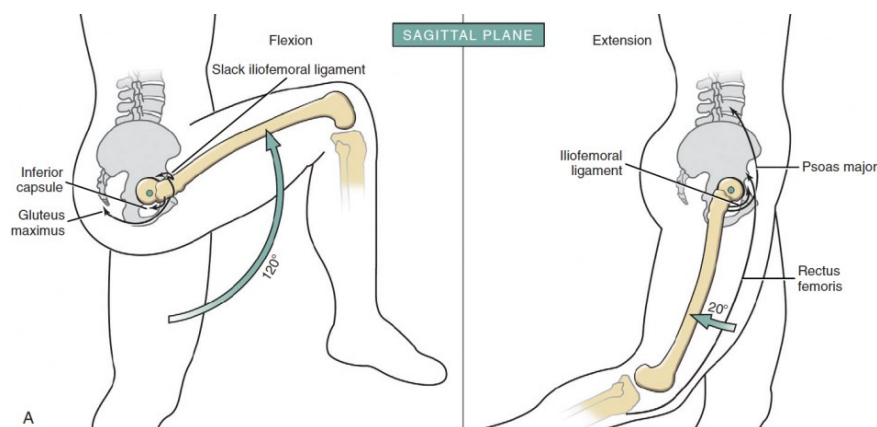


Figura 2.2 Movimento attivo di flessione ed estensione dell'anca sul piano sagittale

L'abduzione, essendo un movimento che comporta l'allontanamento dell'arto inferiore dal piano di simmetria del corpo, richiede l'intervento di altri muscoli. L'angolo massimo di abduzione attiva è di 45° per gamba, perciò si riesce a raggiungere un angolo retto tra gli arti inferiori. Tramite allenamento, si può raggiungere un'ampiezza di 130° tramite movimenti attivi o di 180° se passivi (per esempio la spaccata verticale delle ballerine). Perché questo avvenga è necessario un basculamento in avanti del bacino e il coinvolgimento del rachide: l'anca quindi compie un duplice movimento di abduzione e flessione. A limitare il movimento di abduzione sono i muscoli adduttori, insieme ai legamenti extracapsulari in tensione, mentre a livello osseo è il contatto tra il collo del femore e il ciglio cotiloideo dell'acetabolo.

Viceversa, l'adduzione consiste nel avvicinamento dell'arto inferiore al piano di simmetria del corpo; a causa del contatto tra gli arti inferiori, non si può parlare di adduzione pura, ma deve sempre essere associata ad una minima flessione, estensione o abduzione. Anche in questo caso ci sono diversi fattori limitanti, come i legamenti ed il contatto tra i tessuti molli delle cosce e la tensione dei muscoli abduttori. Nonostante si possa parlare solo di adduzione combinata con altri movimenti, è stata individuata un'ampiezza massima di adduzione di 20-30°.

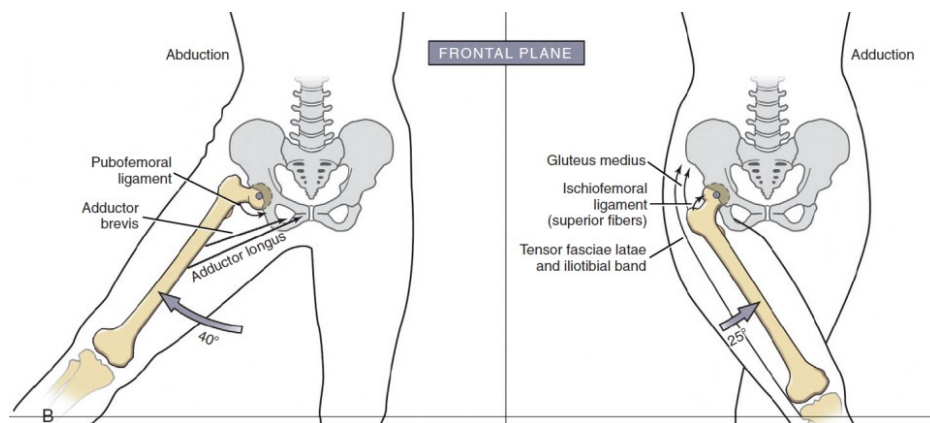


Figura 2.3 Movimento di adduzione e abduzione sul piano frontale

Infine, l'anca può compiere anche un movimento di rotazione interna o esterna: l'ampiezza massima viene raggiunta ad anca e ginocchio flessi e corrisponde rispettivamente a 30-40° e 60°. I fattori limitanti sono a livello muscolare, i muscoli antagonisti (la tensione degli extrarotatori per la rotazione interna e degli intrarotatori per la rotazione esterna) e i legamenti extracapsulari (l'ischiofemorale per la rotazione interna e pubofemorale e ileofemorale per la rotazione esterna).

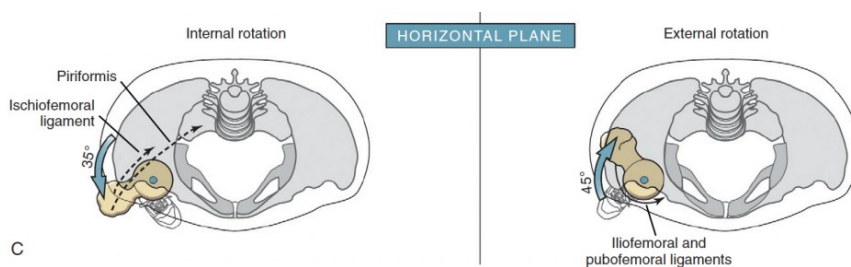


Figura 2.4 Movimento di rotazione interna ed esterna sul piano orizzontale

2.2 IL GINOCCHIO

Il ginocchio è costituito dall'insieme di due articolazioni importanti: l'articolazione femoro-tibiale, che, come suggerisce il nome, mette in collegamento la parte distale del femore con la parte prossimale della tibia, e l'articolazione femoro-patellare (o femoro-rotulea), che congiunge la porzione distale del femore con la rotula.

L'articolazione femoro-tibiale è caratterizzata da un sistema complesso di legamenti e cuscinetti che diminuiscono l'attrito tra i capi articolari delle due ossa, in quanto i condili femorali si inseriscono nei condili tibiali.

L'articolazione femoro-rotulea è costituita dalla rotula che, inserita in una troclea presente sulla superficie del femore, scorre durante i movimenti di flesso-estensione del ginocchio. Quest'articolazione è particolarmente instabile e per questo motivo è sostenuta da diversi muscoli e tendini.

A sostegno di questa articolazione, per ridurre l'attrito e ammortizzare i movimenti, oltre al liquido sinoviale e alla cartilagine, che riveste le superfici articolari, sono presenti due cuscinetti cartilaginei a forma di mezzaluna chiamati menischi. I menischi, mediale e laterale, oltre a proteggere i capi articolari di femore e tibia, hanno la funzione di ammortizzare gli urti e distribuire il carico in modo più uniforme a tutta l'articolazione,

Anche nel ginocchio sono presenti quattro importanti legamenti che rafforzano la capsula articolare: due intracapsulari (legamento crociato anteriore e posteriore) e due extracapsulari (legamento collaterale mediale e laterale); sono presenti anche altri legamenti secondari, che comunque hanno un ruolo importante per la stabilità dell'articolazione.

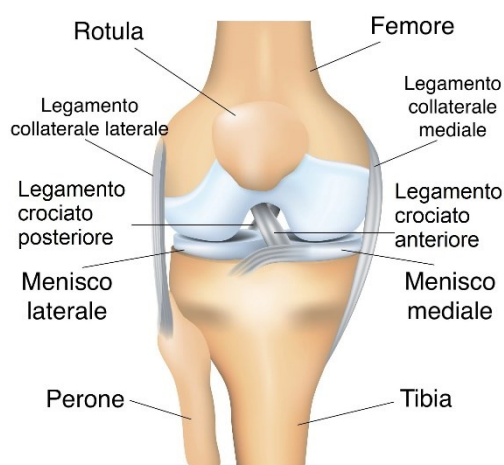


Figura 2.5 Struttura anatomica del ginocchio, diartrosi a cerniera

2.2.1 MOVIMENTI DEL GINOCCHIO

A differenza dell'anca che, come spiegato in precedenza, ha un ROM molto ampio e tre gradi di libertà, i movimenti del ginocchio sono più limitati; l'articolazione del ginocchio infatti ha due soli gradi di libertà: la flessione-estensione e la intra-extra rotazione. Quest'ultima può avvenire solo in seguito ad una posizione di flessione del ginocchio.

La flessione del ginocchio, sull'asse posto nel piano frontale, comporta l'avvicinamento tra le parti posteriori della coscia e della gamba tramite la contrazione di diversi muscoli della gamba, tra cui il bicipite femorale. L'ampiezza di questo movimento è influenzata dalla posizione dell'anca: attivamente può arrivare a 140° quando l'anca è flessa, oppure a 120° quando l'anca è estesa; mentre passivamente, si può flettere di 150°, fino a che il tallone tocca il gluteo.

Durante la flessione, si assiste ad una rotazione interna e una traslazione posteriore della tibia simultaneamente ad uno scivolamento inferiore della rotula (Federici, 2010).

Le limitazioni a livello del movimento di flessione del ginocchio sono dovute a tensioni a livello muscolare (dei muscoli estensori del ginocchio) e dal legamento crociato posteriore, che impedisce l'eccessiva traslazione posteriore della tibia rispetto al femore.

L'estensione del ginocchio, viceversa, indica l'allontanamento tra le due parti posteriori di coscia e gamba. Considerando che nella posizione di riferimento l'arto inferiore si trova già in una situazione di estensione, cioè a 0°, questo movimento è molto limitato. Difatti è pressoché nullo attivamente, mentre passivamente può provocare un'iperestensione massima di 5-10°. Si parla invece di estensione relativa per indicare il movimento di ritorno dalla flessione (e viene indicato con valori di angoli negativi).

Contrariamente alla flessione, durante il movimento di estensione, si verifica una traslazione anteriore della tibia, una rotazione esterna del ginocchio ed uno scorrimento della rotula verso l'alto (Federici, 2010).

Ancora una volta, a limitare questo movimento sono i muscoli antagonisti flessori del ginocchio, i legamenti collaterali e il crociato anteriore, che provocano tensione alla parte posteriore della capsula. Il crociato anteriore ha anche il compito di impedire uno spostamento anteriore della tibia rispetto al femore.

Il movimento di intra-extra rotazione dell'articolazione avviene sul piano orizzontale e può verificarsi solo in condizioni di flessione del ginocchio: questo è dovuto alla detensione dei

legamenti e della posizione che assumono i condili femorali e tibiali. Partendo da una flessione del ginocchio pari a 90° , si identificano valori di rotazione di 30° e 40° rispettivamente per la intro-rotazione e l'extra-rotazione. Bisogna però fare una distinzione tra due casi: la rotazione tibiofemorale, quando avviene una rotazione della tibia rispetto al femore bloccato e la rotazione femorotibiale, quando avviene una rotazione del femore rispetto alla tibia bloccata.

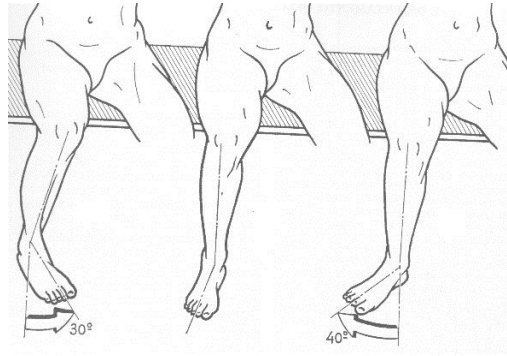


Figura 2.6 Movimenti di rotazione interna ed esterna del ginocchio

CAPITOLO 3

IL CALCIO CIRCOLARE

Il Taekwondo è un'arte marziale coreana e uno sport da combattimento a contatto pieno, nato fra gli anni 1940 e 1950 che è diventato ufficialmente una disciplina olimpica ai giochi del 2000 a Sydney.

Questa disciplina consiste nel colpire l'avversario utilizzando diverse tecniche di pugni e calci. Vengono principalmente utilizzati questi ultimi, in quanto, oltre ad essere molto efficaci, permettono di mantenere una distanza maggiore dall'avversario.

Esistono diverse tecniche di calcio, come il calcio ad ascia, il calcio frontale, il calcio laterale, il calcio circolare e altri. I fattori che distinguono le diverse tipologie di calcio sono molteplici; i principali da considerare sono:

1. Tempo di esecuzione
2. Velocità
3. Forza d'impatto
4. Tecnica d'esecuzione (frontale o laterale rispetto all'avversario)

Tutte le tecniche di calcio possono essere ricondotte a due classi, i calci circolari e i calci di spinta:

- Calcio circolare/semicircolare: calcio che si esegue con una rotazione del corpo (per esempio: calcio circolare, calcio rotante)
- Calcio di spinta: calcio che punta al busto dell'avversario, con un movimento dritto (per esempio: calcio laterale)

Diversi studi mostrano che queste due tipologie si differenziano per tempi d'azione, ma non per tempi di reazione (Falco et al. 2011). I calci circolari sono i più veloci (Serina e Lieu 1991; Kim e Hinrichs 2006; Falco et al. 2011; Fife et al. 2013; Mailapalli et al. 2015) e vengono utilizzati per massimizzare la velocità lineare del piede, sfruttando il principio della catena cinetica aperta al momento dell'impatto mentre i calci di spinta vengono usati quando si vuole generare un impatto con molta forza (Kim e Hinrichs 2006; Mailapalli et al. 2015); questi ultimi, hanno una velocità inferiore del 45%, ma hanno il 28% di energia in più rispetto ai primi (Serina e Lieu 1991).

Il calcio circolare (*roundhouse kick*) ha una velocità pari a $15,51 \pm 2,27$ m/s dalle misurazioni di Pieter e Pieter (1995), pari a 19-26,3 m/s dalle analisi di Kong et al. (2000), Pieter e Hiejmans, (2003) e Hermann et al. (2008), di $13,9 \pm 0,72$ m/s secondo gli studi di Kim e Hinrichs (2006), raggiunge una velocità di picco di 14,7 m/s secondo i dati Kim et al. (2011), mentre una velocità di $14,66 \pm 1,18$ m/s è stata misurata dagli studi di Gavagan e Sayers (2017).

Indipendentemente dalla velocità, che varia a seconda della strumentazione utilizzata e dei soggetti analizzati, che si differenziano principalmente per età, altezza e peso, ciò che si evince in egual modo da tutti gli studi fatti è che il calcio circolare è la tecnica più veloce (Pieter e Pieter 1995; Kim e Hinrichs 2006; Falco et al. 2011; Fife et al. 2013) e per questo anche la più utilizzata.

A sostegno di quest'affermazione, diversi dati sono stati raccolti riguardo ai tempi di esecuzione del calcio circolare eseguito con la gamba posteriore (**Tabella 3.1**).

Autori (anno di pubblicazione)	Tempo di esecuzione di un calcio circolare (s)
Sung et al. (1987)	0,65
Boey e Xie (2002)	0,35 (uomini) 0,30 (donne)
Nien et al. (2004)	0,32 – 0,36
Tang et al. (2007)	0,6
Hermann et al. (2008)	0,3
Falco et al. (2011)	0,46
Kim et al. (2011)	0,26
Gavagan e Sayers (2017)	1,54

Tabella 3.1 Confronto tra tempi di esecuzione

3.1 ANALISI CINEMATICA DEL CALCIO CIRCOLARE

Come detto in precedenza, il calcio circolare sfrutta la catena cinetica aperta per raggiungere velocità elevate dei segmenti distali e di conseguenza, sviluppare maggiore potenza meccanica.

Il corpo dell'atleta si può dividere in 4 parti importanti per l'esecuzione della tecnica del calcio circolare (Kim et al. 2010):

1. *Gamba che esegue il calcio*: al momento dell'impatto, il colpo può avvenire a livello del collo del piede o con il metatarso;
2. *Gamba di supporto*: sostiene il peso di tutto il corpo e fornisce il perno per la rotazione dell'anca;
3. *Bacino*: punto di convergenza tra le diverse parti del corpo;
4. *Busto*: la parte alta del corpo, che si occupa del contro-movimento, per fornire equilibrio e bilanciamento all'atleta durante l'esecuzione.

Inoltre, si può suddividere il movimento in 4 fasi (Kim et al. 2010; Gavagan e Sayers 2017):

- A. *Fase preparatoria o di spinta*: dà inizio al movimento; parte dall'appoggio della gamba di supporto a terra, fino al distacco totale da terra della gamba che eseguirà il calcio
- B. *Fase di rilascio*: in preparazione all'esecuzione, questa fase termina quando ha inizio l'estensione del ginocchio
- C. *Fase di estensione e impatto*: termina al momento del contatto con il bersaglio
- D. *Fase finale*: successivamente all'impatto, è la fase terminale del movimento, fino al ritorno a terra della gamba che ha eseguito la tecnica

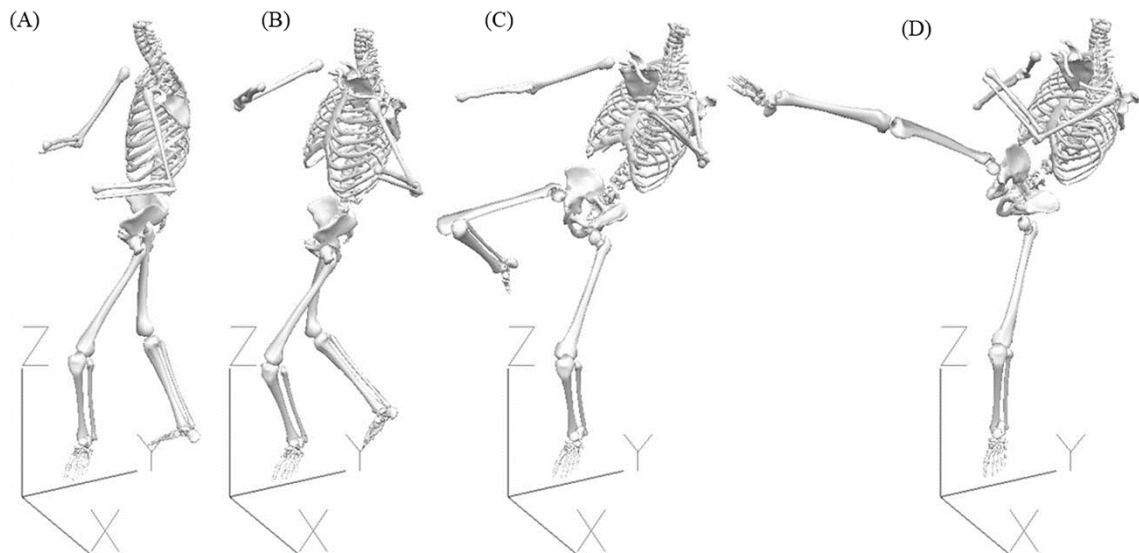


Figura 3.1 Esempio della postura assunta dall'atleta nelle quattro fasi: Preparazione (A), Rilascio (B), Estensione (C) e fase Finale (D)

L'insieme di queste fasi stabilisce il tempo d'esecuzione totale; quest'ultimo, insieme alla forza d'impatto, sono i due aspetti cruciali che vengono considerati per decidere quale tecnica utilizzare durante un incontro.

Ad esempio, come mostrato dallo studio eseguito da Kong et al. (2000), un calcio circolare eseguito con la gamba avanti richiede un minor tempo d'esecuzione in quanto è più vicina all'avversario; tuttavia, la forza d'impatto sarà inferiore a quella generata dal calcio eseguito con la gamba dietro: utilizzando la gamba posteriore è necessaria una rotazione più accentuata del bacino e di conseguenza, una torsione maggiore anche del busto; pertanto la velocità sarà superiore, e con essa anche la quantità di moto ($p = mv$) e la forza d'impatto ($F = ma$).

Il calcio circolare consiste in una combinazione di alcuni movimenti, eseguiti in modo rapido: avviene l'abduzione e la flessione dell'anca, la rotazione assiale del bacino e l'estensione del ginocchio; il tutto accompagnato da uno spostamento orizzontale e verticale del centro di massa (COM) verso il bersaglio, necessario a trasferire il momento generato dal corpo dell'atleta a quest'ultimo (Gavagan e Sayers 2017).

Entrando nel dettaglio, come analizzato da Kim et al. (2010), il bacino ruota approssimativamente di 130° e si inclina posteriormente e lateralmente di 60° . In questo modo fornisce all'anca una maggior ampiezza di movimento.

L'articolazione dell'anca infatti, riesce a raggiungere una flessione di circa 50°, un'abduzione di circa 45° e una rotazione interna di 30° durante tutta la durata del movimento. Si può dedurre che questo movimento è determinato e influenzato anche dalla rotazione del piede della gamba di supporto. Particolare attenzione sarà posta alla diversa rotazione del piede, e di conseguenza le diverse angolazioni del corpo, a seconda della distanza più o meno ampia dell'atleta dal bersaglio.

La flessione dell'anca, che ha inizio nella fase preparatoria del calcio, è subito seguita dalla flessione ed estensione del ginocchio. Mentre la prima azione rimane presente lungo tutta l'esecuzione, la seconda raggiunge un punto di picco, in seguito al quale ha inizio la fase di esecuzione. Da diversi studi, risulta un angolo massimo di flessione del ginocchio pari a $122.7 \pm 7.6^\circ$ (Kim e Kim 1997), $111.5 \pm 3.1^\circ$ (Shin e Choi 2001), $107.9 \pm 8.9^\circ$ (Kim et al. 2010). Inoltre, si desume che più grande è quest'angolo, maggiore sarà la velocità angolare dopo l'estensione (Kong et al. 2000).

Si è evinto inoltre un altro aspetto importante riguardo alla sinergia di questo movimento: la velocità lineare massima del ginocchio e della caviglia viene raggiunta pochissimi istanti prima dell'impatto (Kong et al. 2000; Gavagan e Sayers 2017). Precisamente, Suwat (1996) identificò il raggiungimento della velocità di picco 48 μsec prima del momento dell'impatto. Il successivo rallentamento è dovuto probabilmente al tendine posteriore del ginocchio, che si contrae per proteggere l'articolazione del ginocchio prima che la gamba si estenda completamente. A sostegno di questa affermazione, nello studio di Kim et al. (2011) è stata riscontrata una velocità di picco di 14,7 m/s ed una velocità di impatto inferiore, di 10,6 m/s.

Tuttavia, è necessario che il tronco vada a contrastare il moto angolare generato dalla parte inferiore del corpo per raggiungere un equilibrio lineare ed angolare (Kim et al. 2010). Per mantenere il corpo bilanciato, durante la fase di spinta, in un primo momento il tronco ruota assieme al bacino, eseguendo una torsione verso sinistra (angolo di rotazione del tronco pari a 0°). Successivamente, fino all'inizio della fase di rilascio, il tronco prosegue con la rotazione verso sinistra, con un angolo di circa 25° rispetto al bacino. Quando la gamba non ha più contatto con il terreno, il tronco esegue un contro-movimento: mentre il bacino continua a ruotare verso sinistra, il tronco si torce a destra, con un angolo che raggiunge approssimativamente i 20° (Kim et al. 2010). L'inizio del movimento del busto è assistito dall'oscillazione delle braccia, soprattutto nella fase di rilascio, per accrescere maggiormente la potenza del calcio: viene trasferito il momento di inerzia generato dalle braccia alla gamba

che sta eseguendo il calcio. Si nota che in questa fase, mentre il piede destro si trova dietro al sinistro, il braccio destro sta davanti, per compiere poi il movimento oscillatorio, come nella **Figura 3.2** sotto riportata.

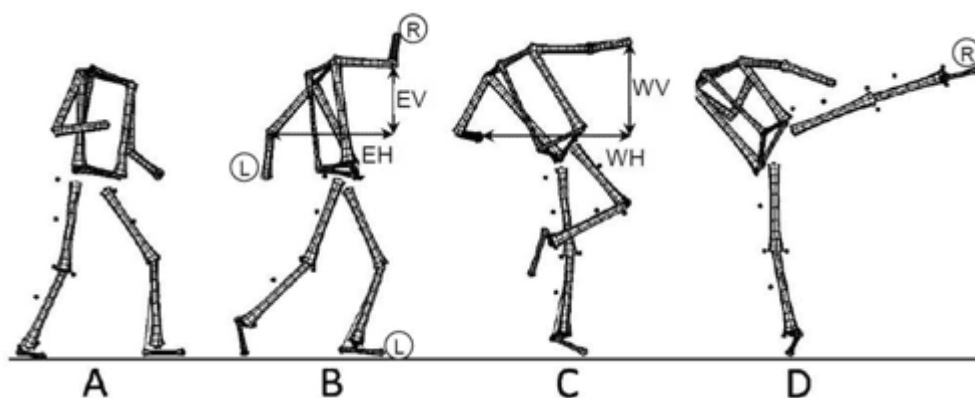


Figura 3.2 Calcio circolare e movimento delle braccia: Preparazione (A), Rilascio (B), Estensione (C) e fase Finale (D). EV = distanza verticale tra i gomiti; EH = distanza orizzontale tra i gomiti; WV = distanza verticale tra i polsi; WH = distanza orizzontale tra i polsi.

3.2 AZIONE DEI MUSCOLI

Tutti i movimenti di rotazione e torsione elencati in precedenza per la realizzazione di un calcio circolare avvengono grazie alla contrazione dei vari muscoli, che agiscono in sinergia tra loro. Quando i muscoli si contraggono, aumenta la loro forza e rigidità. In uno studio realizzato da McGill et al. (2010) è stato riscontrato che avviene un ciclo di contrazione-rilassamento-contrazione dei muscoli per realizzare un colpo forte e veloce; per questo motivo, è importante allenare anche la velocità di rilassamento dei muscoli, oltre a quella di contrazione.

Tramite elettromiografia (EMG), si è notata la presenza di due picchi di contrazione durante l'esecuzione del calcio: il primo impulso ha inizio con la fase preparatoria per permettere il movimento della gamba e raggiungere il picco di contrazione quando il piede sta per staccarsi da terra. In seguito, con l'aumentare della velocità, i muscoli cominciano a rilassarsi. Questa fase viene subito interrotta da un secondo impulso, che genera la rigidità necessaria per sostenere il corpo durante l'impatto con il bersaglio. Si raggiunge quindi il secondo picco di contrazione appena prima che il piede entri in contatto con il sacco, per terminare poi il movimento con una fase di rilassamento.

Per questo motivo, come anticipato in precedenza, la velocità massima raggiunta dalla gamba non coincide con il momento d'impatto: essa viene smorzata dalla contrazione dei muscoli delle gambe e del tronco per proteggere le articolazioni

Il ciclo appena descritto di allungamento attivo di un muscolo, seguito dall'accorciamento immediato dello stesso, viene definito come *stretch-shortening cycle* (SSC). L'abilità di contrarre e rilassare velocemente un muscolo è molto importante perché permette di generare notevoli forze propulsive e la conservazione dell'energia; per quanto riguarda le arti marziali, tutto questo si può tradurre nell'accrescimento della potenza e della resistenza, ossia nella possibilità di colpire più a lungo (Turner 2009).

Un esempio in cui è fondamentale l'utilizzo dell'SSC è il calcio doppio o triplo: dopo aver compiuto ciascun calcio è necessario che la gamba torni in posizione e poi riparta verso l'avversario per il colpo successivo il più velocemente possibile.

3.3 FATTORI CHE INFLUISCONO SUL CALCIO CIRCOLARE

I dati riportati fino ad ora si basano sull'analisi di un calcio circolare eseguito ad una distanza ideale dal bersaglio, che corrisponde circa a 70-100 cm a seconda dei diversi studi (Kim et al. 2010), per analizzare la situazione che più frequentemente si verifica in un incontro tra due atleti. Tuttavia, le condizioni che si presentano durante una gara, non sono sempre quelle ottimali: bisogna quindi considerare anche altri fattori che possono incidere sul movimento biomeccanico e di conseguenza sui tempi di esecuzione del colpo e sulla velocità e forza d'impatto. Di seguito vengono riportati solo alcuni dei fattori più importanti, ma essendo il Taekwondo uno sport di situazione, l'atleta deve essere in grado di adattarsi di continuo.

Landeo e McIntosh (2008) hanno valutato le diverse funzioni muscolari e interazioni articolari in presenza o meno di un bersaglio e a seconda delle sue dimensioni. Innanzitutto, la presenza di un oggetto da colpire richiede una flessione dell'anca superiore rispetto all'estensione del ginocchio. Inoltre, l'aumento della grandezza del colpitore, innesca un meccanismo di blocco delle articolazioni: comporta cioè una maggior rigidità articolare, e di conseguenza un'interazione minore tra i segmenti articolari, necessaria per contrastare nel modo più efficiente possibile le forze di reazione che si presentano all'impatto.

Merk e Resnick (2021) hanno sviluppato un modello meccanico delle tecniche per le arti marziali, incorporando i momenti angolari: una diversa flessione del busto, oppure una diversa rotazione dell'anca o della gamba permette all'atleta di raggiungere con il piede diverse altezze. Hanno inoltre dimostrato che i calci più alti (quelli che puntano alla testa dell'avversario) trasferiscono al bersaglio una quantità di moto superiore rispetto ai calci indirizzati al corpo. Per raggiungere altezze maggiori l'atleta si aiuta con un diverso movimento delle braccia: Kim et al. (2013) hanno dimostrato che durante la fase di rilascio, la distanza verticale tra il braccio destro e il sinistro è maggiore quando il calcio è diretto alla testa, rispetto ad un calcio rivolto al busto dell'avversario.

Kim et al. (2010) hanno esaminato i diversi effetti di un calcio a seconda della distanza: corta (70 cm), normale (95 cm) e lunga (120 cm). I risultati riportano che all'aumentare della distanza dell'obiettivo dall'atleta, principalmente nelle prime due fasi del calcio, è necessaria una rotazione più ampia del piede a terra e una rotazione maggiore del bacino verso sinistra, per permettere un migliore discostamento dell'anca. Al momento della massima estensione del ginocchio e, successivamente, dell'impatto, si nota anche che a distanze superiori, il busto si allontana e assume una posizione più orizzontale per contro-bilanciare l'incremento del moto lineare del bacino e della gamba che esegue il calcio. Inoltre, per raggiungere un obiettivo più distante anche le braccia dovranno avere un'oscillazione diversa: i gomiti hanno un maggior discostamento verticale tra loro, mentre i polsi si distaccano di più orizzontalmente (Kim et al., 2013).

3.4 CONFRONTO CON MUAY THAI E KARATE

Muay Thai e karate, come il taekwondo, sono arti marziali in cui sono presenti molte tecniche di calci. Precisamente, entrambe queste discipline comprendono anche l'utilizzo del calcio circolare. Obiettivi diversi tra questi sport, portano gli atleti ad eseguire il movimento in modo differente.

Alcuni studi hanno messo a confronto atleti per analizzarne le diversità:

- le regole del muay thai richiedono maggior aggressività dell'atleta, in quanto si punta a vincere l'incontro mandando KO l'avversario;
- nel karate invece bisogna acquisire più punti possibili;

- il taekwondo è una via di mezzo, in cui bisogna fare punti, ma si può anche vincere per KO.

Gli studiosi hanno ipotizzato che un calcio circolare, eseguito nel taekwondo o nel karate avrebbe portato a risultati di velocità lineare ed angolare superiori rispetto allo stesso eseguito nel muay thai, il quale invece avrebbe prodotto un impatto di forza maggiore (Diniz et al. 2021). Si è dedotto che nel muay thai gli atleti scelgono una distanza dall'obiettivo inferiore e durante l'esecuzione del calcio hanno una velocità angolare dell'anca superiore rispetto alle altre due discipline. Questo provoca una forza d'impatto più importante, grazie al trasferimento della quantità di moto del corpo all'avversario. Nel taekwondo e nel karate invece gli atleti mantengono una distanza superiore, che risulta in un tempo di esecuzione più lungo, ma anche una velocità lineare del piede maggiore.

Questi dati confermano ciò che hanno concluso anche Gavagan e Sayers (2017): gli atleti del muay thai sfruttano distanze ridotte, tempi d'esecuzione inferiori, ginocchio che rimane più flessibile all'impatto (con velocità di estensione inferiore agli atleti di taekwondo e karate) e movimenti più veloci nell'abduzione dell'anca e nella rotazione ed inclinazione del bacino, per ottenere molta forza. Quest'ultima, è dovuta anche al notevole spostamento verticale del COM durante la fase di estensione.

CAPITOLO 4

ANALISI DEL MOVIMENTO 3D

4.1 MOTION CAPTURE

L'analisi tridimensionale di cattura del movimento (Motion Capture o MoCap) utilizza tecnologia avanzata che permette di studiarne la cinematica (i movimenti dei segmenti corporei nello spazio tridimensionale), la cinetica (le forze di scambio tra il soggetto e l'ambiente esterno) e la funzione muscolare che ne deriva. Grazie a questa strumentazione, essa viene spesso utilizzata in ambito sportivo per fornire un feedback agli atleti in vista di migliorare la performance, ridurre il rischio di infortunio o, se quest'ultimo si verifica, aiutare l'atleta durante la riabilitazione.

Esistono diverse tipologie di sistemi di MoCap che si distinguono tra loro per quanto riguarda i costi, l'accuratezza e la praticità e soprattutto gli strumenti utilizzati. Principalmente si possono dividere in sistemi ottici (*marker-based* attivi e passivi e *markerless*), e sistemi non-ottici (inerziali, magnetici e meccanici).

La motion capture è costituita da una prima parte in cui vengono raccolte le informazioni tramite i sistemi appena elencati, ed una seconda parte di software, che si occupa della conversione di queste informazioni in veri e propri dati, utilizzabili poi per la ricerca o per diverse applicazioni.

Con il passare degli anni si stanno sviluppando tecnologie sempre più all'avanguardia, con l'obiettivo di migliorare il più possibile tutti questi aspetti e ridurre al minimo gli elementi che possono andare ad influenzare il movimento. Diversi studi dimostrano i vantaggi dati soprattutto da un sistema di motion capture *markerless* (Pueo e Jimenez-Olmendo, 2017; Zago et al. 2020).

In seguito verranno introdotti i principali sistemi di MoCap che vengono utilizzati in ambito sportivo, valutando le possibilità di miglioramento.

4.1.1 I SISTEMI OPTOELETTRONICI

I sistemi optoelettronici sono considerati ad oggi il *gold standard* tra i sistemi di ricostruzione 3D del movimento (Gavrila e Davis, 1996; Kim e Eng 2004; Cappozzo et al. 2005; Chiari et

al. 2005). Essi prevedono l'uso di marker, passivi o attivi, che vengono posizionati sul soggetto a seconda di ciò che si vuole analizzare.

I *marker* vengono posizionati sul corpo in corrispondenza di specifici punti di repere anatomici, come si può osservare nella **Figura 4.1**; questi punti fissi permettono agli studiosi di definire in modo univoco e localizzare i diversi segmenti corporei.

I *marker* attivi sono dei veri e propri diodi ad emissione luminosa (LED) ad infrarossi attivati tramite dei cavi a cui sono collegati, in grado di emettere luce propria; mentre i *marker* passivi sono delle piccole sfere di materiale retroriflettente.

Solo una piccola parte di questi sistemi utilizza i *marker* attivi per via delle restrizioni meccaniche dovute ai cavi dei LED attaccati al soggetto. Sono infatti favoriti i *marker* passivi, che non sono collegati da nessuna parte, nonostante abbiano lo svantaggio che possono essere confusi tra loro se uno viene nascosto, in quanto sono tutti uguali e ravvicinati (Pascual et al. 2003).

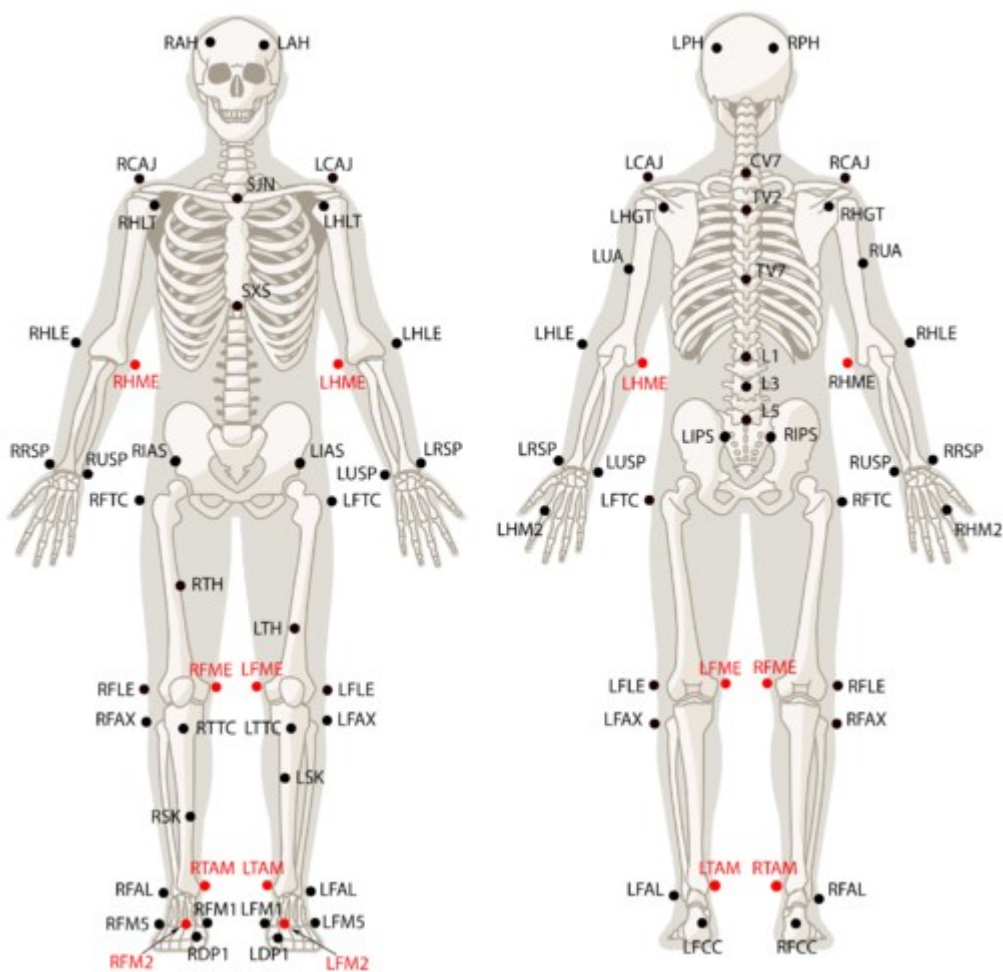


Figure 4.1 Posizione di alcuni punti di riferimento anatomici su cui vengono applicati i marker per la ricostruzione tridimensionale del movimento

Per questo motivo viene utilizzato un sistema stereofotogrammetrico di telecamere che emettono e catturano luce ad alta frequenza e nel campo dell'infrarosso: nel caso dei *marker* attivi si limitano a catturare la luce emessa dai LED, che possono generare luci di diversi colori per facilitare l'identificazione dei marker; mentre in presenza di *marker* passivi le telecamere inviano un segnale luminoso ad alta frequenza che viene riflesso dalle sfere; questa luce riflessa viene poi catturata nuovamente dalle telecamere.

Il movimento del soggetto viene tracciato grazie alla triangolazione dei *marker* nello spazio 3D: ciascun *marker* deve essere ripreso da almeno due telecamere (ma preferibilmente tre, per una precisione maggiore) per poterne ricostruire la posizione nello spazio. Le telecamere destinate allo stesso *marker*, devono venire sincronizzate opportunamente, in modo che i loro piani focali non siano coincidenti.

Prima di tutto, bisogna calibrare le telecamere e definire il sistema di riferimento assoluto su cui si basano i dati catturati. Successivamente, a partire dalle immagini catturate, si ricavano le rette passanti per il punto nodale della telecamera ed intersecando le rette relative alle diverse telecamere si riesce a ricavare la posizione del marker in ogni istante di tempo.

(Figura 4.2)

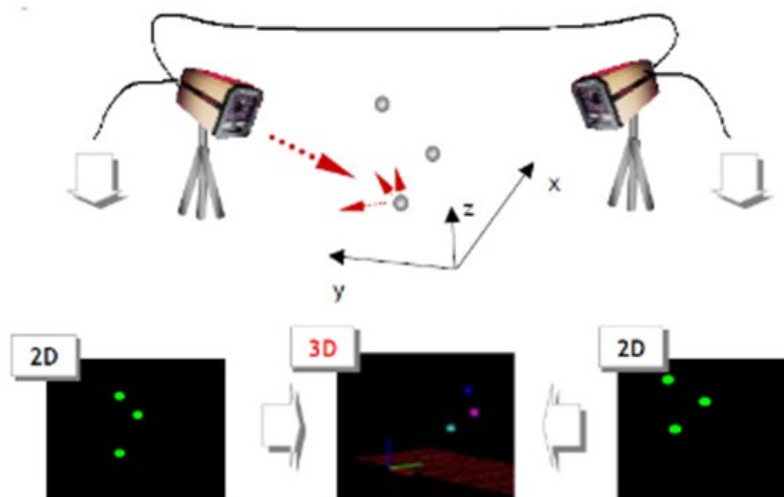


Figura 4.2 Triangolazione dei *marker* per una ricostruzione della posizione nello spazio tridimensionale utilizzando almeno due telecamere per ciascun *marker*

In seguito alla procedura di triangolazione, si passa alla fase di *tracking*, cioè il calcolo delle traiettorie in dinamica.

Infine questi segnali luminosi vengono inviati ad un *box* di acquisizione e, tramite algoritmi di calcolo specifici e software adatti (come Matlab o JavaScript), avviene la ricostruzione e la digitalizzazione della posizione tridimensionale dei *marker* (Chiari et al. 2005).

In generale, a seconda delle priorità di un determinato studio, le caratteristiche di questi sistemi optoelettronici possono variare in merito alle frequenze di cattura delle immagini (tra i 100 e i 500 Hz), alla geometria dei *marker* e al numero di telecamere utilizzate (range di 2-24 telecamere). Nonostante ciò, Pueo e Jimenez-Olmedo (2017) hanno concluso che, ad eccezione di alcuni casi specifici, un tipico sistema optoelettronico in media utilizza 12 telecamere che lavorano ad una frequenza di 200 Hz.

I sistemi utilizzati in questo campo sono diversi, tra cui Vicon, Xsens, Qualisys, Motion Analysis ed altri. In particolare, Vicon viene considerato il *gold standard* per la MoCap (Lamine et al. 2017), grazie alla sua risoluzione ed accuratezza elevate.



Figura 4.3 Sistema di motion capture: Vicon

I sistemi optoelettronici tuttavia, hanno diversi svantaggi che incidono sui risultati dell'analisi tridimensionale: in primis, l'attrezzatura utilizzata in laboratorio è costosa; inoltre sono sistemi che richiedono quantità di tempo elevate, in quanto i tempi di preparazione del soggetto, disposizione dei *marker* e la successiva elaborazione dei dati sono elevati; sono stati spesso riscontrati errori nelle traiettorie dei *marker*, a causa della loro sovrapposizione o oscurazione durante il movimento; infine la presenza dei *marker* sul soggetto possono essere

un fattore che va ad influenzare il movimento, per via del loro ingombro (Cuesta-Vargas et al. 2010).

4.1.2 I SISTEMI INERZIALI

I sistemi inerziali, o unità di misurazione inerziale (IMU) sono un'alternativa valida ai sistemi optoelettronici, sia per quanto riguarda la loro economicità, sia per il minor disturbo dell'attrezzatura durante l'esecuzione del movimento.

Tuttavia questi vantaggi sono controbilanciati da alcune limitazioni, come l'accuratezza minore dei dati (Cuesta-Vargas et al. 2010). Per questo motivo i sensori IMU sono continuamente sottoposti a studi, con l'obiettivo di apportare miglioramenti tecnologici per renderli sempre più accurati e precisi nella misurazione dei movimenti (Boddy et al. 2019).

Questi dispositivi sono basati sulla tecnologia MEMS (sistemi micro-elettromeccanici), perciò sono sempre più alla portata di tutti come dispositivi portatili, *wearable* (Li et al. 2016; Rum et al. 2020). Sono per lo più costituiti dall'insieme di tre sensori: accelerometri, giroscopi e magnetometri.

Gli IMU permettono di stimare diversi parametri cinetici e cinematici rilevanti grazie alla combinazione dei tre sensori sopraccitati; ciascuno di essi restituisce una misura in un sistema triassiale (x, y, z), perciò in tutto ci saranno nove variabili (o gradi di libertà) che descrivono l'accelerazione, la velocità angolare ed il campo magnetico.

- L'accelerometro, come suggerisce il nome, permette di calcolare l'accelerazione lineare, tenendo conto anche dell'accelerazione gravitazionale. Di conseguenza, per integrazioni successive, si possono determinare anche la velocità lineare e lo spostamento del segmento corporeo preso in considerazione
- Il giroscopio misura la velocità angolare. Perciò, allo stesso modo dell'accelerometro, tramite integrazioni matematiche permette di ricavare anche gli angoli, ossia la rotazione compiuta dal segmento corporeo
- Il magnetometro sfrutta le proprietà del campo magnetico terrestre per stimare l'orientamento del sensore ed i suoi movimenti

Sono stati eseguiti alcuni studi che dimostrano che, considerando la praticità (dispositivi poco ingombranti e wireless) e i costi dei sistemi inerziali, essi sono da considerare come una

valida opzione nell'analisi del movimento tridimensionale di un soggetto (Cuesta-Vargas et al. 2010; Brigante et al. 2011).

Dai risultati degli studi di Leardini et al. (2014) si evince che i sistemi inerziali sono abbastanza precisi da poter essere utilizzati per gli studi del movimento riguardanti gli arti inferiori (e.g. misurazione degli angoli di rotazione); allo stesso modo, sono accettabili anche per le analisi sugli arti superiori (Morrow et al. 2017).

4.1.3 I SISTEMI *MARKERLESS*

Ad oggi, sempre più studi si focalizzano sulla ricerca di maggior efficacia, precisione, praticità e altri vantaggi ancora per quanto riguarda la motion capture. Come è già stato detto, i sistemi che vengono utilizzati maggiormente sono quelli optoelettronici a *marker* passivi; ma l'attenzione si sta spostando verso sistemi che non devono avvalersi né di *marker* né di sensori inerziali posti sul corpo del soggetto sottoposto all'analisi del movimento. Si tratta dei cosiddetti sistemi *markerless*, che appunto permettono la ricostruzione tridimensionale del movimento senza che vengano indossate attrezzature ingombranti che possono ostacolare il movimento e influenzare i risultati finali (Pueo e Jimenez-Olmedo, 2017).

Non sono ancora stati raccolti dati a sufficienza e questa tecnologia non è attualmente abbastanza accurata da essere utilizzata in campo clinico, medico e sportivo (Ceseracciu et al. 2014).

Tuttavia, questa metodologia è molto promettente per il futuro: infatti, oltre alla libertà di movimento del soggetto, questa soluzione offre anche diversi vantaggi legati ai costi, ai tempi e alla praticità e semplicità di utilizzo. I risultati ottenuti dagli studi di Mündermann et al. (2006) dimostrano che la motion capture *markerless* ha il potenziale per raggiungere l'accuratezza e affidabilità necessaria.

In particolare, la tecnologia più utilizzata tra i sistemi *markerless* è il sensore Kinect (Pueo e Jimenez-Olmedo, 2017). Sviluppato inizialmente nel mondo dei videogame (Xbox 360), lo scopo iniziale era di fornire cattura del movimento e riconoscimento facciale e vocale. Si sta valutando sempre più la possibilità di utilizzare questi sensori anche per altre applicazioni, tra cui nell'ambito sportivo, grazie alla sua relativa economicità e praticità. Ad oggi, questo sistema trova già diversi campi di applicazione, come riportato alla tabella di Lun et al. (2015).

Kinect è un sensore dotato di 4 elementi principali:

1. Telecamera RGB
2. Sensore di profondità (emettitore + sensore infrarosso)
3. Array di 4 microfoni (16 KHz)
4. Motore per regolazione dell'inclinazione



Figura 4.4 Esempio di sensore Kinect, dotato di un sensore di profondità (3D), una telecamera RGB, un array di 4 microfoni ed un motore per la regolazione dell'inclinazione

Studi come quello di Dutta (2012) hanno l'intento di determinare il livello di accuratezza associato a questo sensore per capire se e come questo in futuro potrà essere utilizzato per scopi biomeccanici. In questo progetto è stato messo a confronto un sistema di cattura Vicon, *gold standard* per la motion capture, con Kinect, per valutarne le differenze. Ciò che si è ricavato, a conferma di altri studi (Corazza et al. 2006; Pueo e Jimenez-Olmedo, 2017), è che quest'ultimo presenta ancora delle limitazioni: non è in grado di catturare né le superfici scure, che assorbono la luce, né le superfici in cui l'angolo d'incidenza della luce è troppo ampio; la luce solare diretta infatti è una fonte di disturbo. Inoltre, più l'oggetto è distante dalle telecamere, minore è la probabilità che il movimento venga effettivamente catturato. Ancora una volta però, si sostiene che con un po' di lavoro e sviluppo, questa tecnologia potrà assestarsi a pieno come sistema portatile di analisi del movimento 3D.

Altre limitazioni sono state evidenziate da altri studiosi: ad oggi è, il sistema Kinect è valido per la cattura di movimenti ampi, come la flessione dell'anca, risulta accettabile, seppur in maniera inferiore per i movimenti del ginocchio, mentre non è abbastanza accurato per rilevare piccoli angoli, come quelli della caviglia. Perciò è adatto per gli studi che si focalizzano su ampi range di movimento delle articolazioni (An Shen 2014; Lamine et al. 2017).

4.2 APPLICAZIONE DELLA MOTION CAPTURE ALLE ARTI MARZIALI

Nel mondo delle arti marziali esistono diverse discipline che si differenziano tra loro per modalità e tecniche; queste ultime richiedono movimenti specifici dell'atleta, più o meno complessi, che interessano diverse parti del corpo. Oltretutto, la complessità di questi movimenti è dovuta anche al fatto che l'esecuzione di queste tecniche in un combattimento richiede caratteristiche di velocità e forza, combinate alla precisione.

Per aiutare l'atleta a migliorare le sue capacità e l'efficacia dei suoi movimenti, si possono fornire dei feedback tramite l'utilizzo della tecnologia MoCap. Ad esempio, i dati riportati in precedenza (Capitolo 3.3) sono stati raccolti dagli studiosi proprio grazie all'utilizzo di sistemi *marker-based* per l'analisi tridimensionale del movimento.

Kim et al. (2010) hanno posizionato sui partecipanti e sul bersaglio un totale di 30 *marker*. Alcuni di questi (precisamente, quelli posizionati sul malleolo e sull'epicondilo mediale del femore) sono stati utilizzati solo nella parte statica dello studio e sono stati rimossi nella parte dinamica di esecuzione del calcio per evitare interferenze.

Gavagan e Sayers (2017) hanno utilizzato il sistema Qualisys (con sette telecamere a 500 Hz); prima di eseguire i test sul calcio circolare di atleti di taekwondo, karate e muay thai, hanno posizionato marker passivi in corrispondenza di diversi punti anatomici: spina iliaca superiore (anteriore e posteriore, ASIS e PSIS), gran trocantere, condilo mediale e laterale, malleolo mediale e laterale, margine distale laterale del quinto metatarso e sulla superficie superiore del primo metatarso. Tutti questi marker sono stati posizionati a livello dell'arto inferiore in cluster di 4 marker ciascuno (**Figura 4.5**).

In un altro studio comparativo tra le tre discipline marziali, Diniz et al. (2021) hanno utilizzato il sistema di MoCap Vicon, composto da sei telecamere a frequenza di 200 Hz; gli atleti sono stati preparati con 36 *marker*, posizionati in determinati punti di anatomici, secondo il modello *Plug-in-Gait Full-Body* (Vicon, software Nexus 1.8.5).

Kong et al. (2000) hanno invece attaccato dei *marker* in corrispondenza delle articolazioni della spalla, dell'anca (gran trocantere del femore), del ginocchio (epicondilo laterale del femore) e della caviglia (malleolo laterale) per eseguire l'analisi del movimento degli atleti. Inoltre è stato utilizzato un accelerometro triassiale, posto all'interno del sacco che gli atleti

dovevano colpire. Questo sensore è stato inserito per registrare l'accelerazione del colpo e, di conseguenza, indirettamente anche i tempi, la velocità e soprattutto la forza di impatto.

L'utilizzo di accelerometri triassiali all'interno del bersaglio, è stato applicato anche in altre occasioni: Suwat (1996), ad esempio, ha adoperato questi sensori per cercare di rendere il più verosimile possibile il movimento eseguito durante il calcio: non sarebbe stato possibile infatti chiedere ai soggetti di sferrare il calcio contro una pedana di forza rigida e su una superficie immobile; per simulare la realtà e per evitare possibili infortuni, un sacco da boxe, morbido e libero di oscillare, è la scelta migliore.

Altrimenti un'altra possibilità è quella di inserire degli accelerometri all'interno della testa di un manichino, per simulare e calcolare indirettamente la forza d'impatto che può generare un calcio eseguito all'altezza della testa dell'avversario (**Figura 4.6**); questo studio è stato eseguito da Fife et al. (2013).

Come accennato in precedenza, una valida alternativa ai sistemi optoelettronici sono i dispositivi MEMS; questi non vengono solo utilizzati all'interno dei manichini o del bersaglio da colpire, ma possono anche sostituire i *marker* posti sul soggetto. Come propongono Li et al. (2021), i sensori inerziali MEMS sono una soluzione economica, accurata e fornisce risultati in tempi brevi; inoltre, a differenza dei sistemi optoelettronici, funziona bene anche in ambienti poco luminosi. Tramite gli accelerometri, giroscopi e magnetometri posti sul corpo del soggetto si ricavano parametri di accelerazione, velocità angolare e forza magnetica e si misurano i cambiamenti nella postura dell'atleta.

Tutti gli studi elencati in precedenza però hanno in comune diverse limitazioni: come è stato analizzato ai paragrafi precedenti, un'ottima soluzione per avere ingombro e alterazione dei movimenti minimi sono i sistemi di MoCap *markerless*, come il sistema Kinect.

L'affidabilità di questi sistemi non è ancora sufficiente per poterli sostituire a i sistemi *marker-based*, ma si tratta di tecnologia molto promettente (Colyer et al. 2018). Infatti sono ancora molto pochi gli studi che stimano il movimento nelle arti marziali con questa metodologia. Tra questi, ad esempio, Thanh et al. (2019), hanno provato a valutare le azioni dell'atleta in esame basandosi su una stima della posizione delle articolazioni.

Tuttavia, nel frattempo, grazie alla qualità di Kinect, si sta considerando sempre più il suo utilizzo anche in modalità che consentono un apprendimento delle arti marziali in maniera interattiva, interagendo con un istruttore virtuale tramite internet: è stato sviluppato un approccio molto moderno che permette alle persone che iniziano a praticare le arti marziali di ricevere un feedback in tempo reale, in modo tale da eseguire i movimenti correttamente senza rischiare di andare incontro ad eventuali infortuni (Chye et al., 2012; Thiparpakul e Limprasert, 2017).

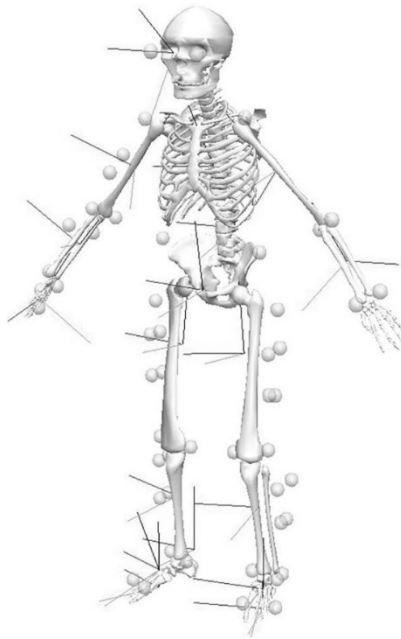


Figura 4.5 Disposizione dei cluster di *marker* sul soggetto per tracciare il movimento dei segmenti anatomici durante l'esecuzione di un calcio circolare.



Figura 4.6 *Hybrid II Crash Dummy* utilizzato per calcolare la forza d'impatto che può generare un calcio eseguito all'altezza della testa dell'avversario

CONCLUSIONE

Gli studi volti all'analisi cinematica del calcio circolare riportati in questa tesi sono stati realizzati tramite l'utilizzo di tecnologia avanzata che ha permesso di ricostruire un modello tridimensionale del movimento dell'atleta e di studiarne diversi fattori importanti tra i quali la velocità angolare, l'accelerazione, la forza d'impatto del colpo e le orientazioni angolari delle articolazioni.

Grazie a questa strumentazione è possibile fornire un feedback all'atleta, permettendogli di migliorare le tecniche di combattimento e rendere il più efficace possibile la sua prestazione sportiva, in vista della preparazione di un incontro. Inoltre, attraverso il continuo monitoraggio dell'atleta, si ha l'opportunità di minimizzare e prevenire eventuali infortuni, oltre un'ottimizzazione dell'atleta.

Tuttavia, l'analisi 3D tradizionale prevede l'utilizzo di marcatori posizionati sul corpo che possono risultare limitanti nel movimento compiuto dall'atleta. L'ingombro che ne deriva, può influenzare sia la velocità del movimento che la forza d'impatto del colpo.

Per ovviare a queste difficoltà, alcuni studi si stanno focalizzando sul possibile utilizzo di tecnologie di *motion capture* senza marcatori.

Si può pensare quindi in futuro ad un'introduzione sempre più ampia di questa tecnologia, in sostituzione alla MoCap con i marcatori, per fornire ad allenatori e atleti uno strumento da seguire più sicuro e meno limitante per valutare gli schemi del movimento.

BIBLIOGRAFIA

- An Shen, T. T. (2014). Marker-less motion capture for biomechanical analysis using the Kinect sensor (Bachelor thesis). Universitat Politècnica de Catalunya.
- Boddy, K. J., Marsh, J. A., Caravan, A., Lindley, K. E., Scheffey, J. O., & O'Connell, M. E. (2019). Exploring wearable sensors as an alternative to marker-based motion capture in the pitching delivery. *PeerJ*, 7, e6365.
- Boey, L. W., & Xie, W. (2002). Experimental investigation of turning kick performance of Singapore National Taekwondo players. *Proceedings of the 20th International Symposium on Biomechanics in Sport*. Cáceres, Spain, 302-305.
- Brigante, C. M. N., Abbate, N., Basile, A., Faulisi, A. C., & Sessa, S. (2011). Towards miniaturization of a MEMS-based wearable motion capture system. *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, 58(8), 3234-3241.
- Cappozzo, A., Della Croce, U., Leardini, A., & Chiari, L. (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 1: theoretical background. *Gait & posture*, 21(2), 186–196.
- Ceseracciu, E., Sawacha, Z., & Cobelli, C. (2014). Comparison of markerless and marker-based motion capture technologies through simultaneous data collection during gait: proof of concept. *PloS one*, 9(3), e87640.
- Chiari, L., Della Croce, U., Leardini, A., & Cappozzo, A. (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 2: instrumental errors. *Gait & posture*, 21(2), 197–211.
- Conti, L. (1978). *Guida al corpo umano*. Milano: Mondadori.
- Chye, C., & Nakajima, T. (2012). Game Based Approach to Learn Martial Arts for Beginners. *2012 IEEE International Conference on Embedded and Real-Time Computing Systems and Applications*, 482-485.
- Colyer, S. L., Evans, M., Cosker, D. P., & Salo, A. (2018). A Review of the Evolution of Vision-Based Motion Analysis and the Integration of Advanced Computer Vision Methods Towards Developing a Markerless System. *Sports medicine - open*, 4(1), 24.
- Corazza, S., Mündermann, L., Chaudhari, A. M., Demattio, T., Cobelli, C., & Andriacchi, T. P. (2006). A markerless motion capture system to study musculoskeletal biomechanics: visual hull and simulated annealing approach. *Annals of biomedical engineering*, 34(6), 1019–1029.

- Cuesta-Vargas, A. I., Galán-Mercant, A., & Williams, J. M. (2010). The use of inertial sensors system for human motion analysis. *Physical therapy reviews: PTR*, 15(6), 462–473.
- Di Natale, R. (1987). *L'allenamento razionale. La preparazione fisica alla pratica sportiva*. Roma: Edizioni Mediterranee.
- Diniz, R., Del Vecchio, F. B., Schaun, G. Z., Oliveira, H. B., Portella, E. G., da Silva, E. S., Formalioni, A., Campelo, P., Peyré-Tartaruga, L. A., & Pinto, S. S. (2021). Kinematic Comparison of the Roundhouse Kick Between Taekwondo, Karate, and Muaythai. *Journal of strength and conditioning research*, 35(1), 198–204.
- Dutta T. (2012). Evaluation of the Kinect™ sensor for 3-D kinematic measurement in the workplace. *Applied ergonomics*, 43(4), 645–649.
- Estevan, I., Falco, C., Alvarez, O., Mugarra, F., & Iradi A. (2009). Mechanical comparison between roundhouse to the chest and to the head in function of execution distance in taekwondo. In: A.J., Harrison, R., Anderson, & I., Kenny, editors. *Proceedings of the 27th International Conference on Biomechanics in Sports*. Limerick, Ireland: International Society of Biomechanics in Sports, (2009), 596-599.
- Falco, C., Alvarez, O., Castillo, I., Estevan, I., Martos, J., Mugarra, F., & Iradi, A. (2009). Influence of the distance in a roundhouse kick's execution time and impact force in Taekwondo. *Journal of biomechanics*, 42(3), 242–248.
- Falco, C., Estevan, I., & Vieten, M. (2011). Kinematical analysis of five different kicks in taekwondo. *Portuguese Journal of Sport Sciences*, 11(2), 219–222.
- Federici, E. (2010). *Aspetti morfofunzionali del ginocchio: Traumatologia e riabilitazione* (Tesi di dottorato inedita). Università degli Studi di Napoli Federico II.
- Fife, G. P., O'Sullivan, D., & Pieter, W. (2013). Biomechanics of head injury in olympic taekwondo and boxing. *Biology of sport*, 30(4), 263–268.
- Figuroa, P. J., Leite, N. J., & Barros, R. M. (2003). A flexible software for tracking of markers used in human motion analysis. *Computer methods and programs in biomedicine*, 72(2), 155–165.
- Gavagan, C. J., & Sayers, M. (2017). A biomechanical analysis of the roundhouse kicking technique of expert practitioners: A comparison between the martial arts disciplines of Muay Thai, Karate, and Taekwondo. *PloS one*, 12(8), e0182645.

- Gavrila, D. M., & Davis, L. S. (1996). 3-D model-based tracking of humans in action: a multi-view approach. *Proceedings CVPR IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*, 73-80.
- Grassi, F., Negrini, D., & Porro, C. A. (2015). *Biomeccanica dell'apparato muscoloscheletrico*. In L. Tesio (Ed.), *Fisiologia umana* (231-238). Milano: Poletto.
- Hermann, G., Scholz, M., Vieten, M., & Kohloeffel, M. (2008). Reaction and performance time of Taekwondo top-athletes demonstrating the baldung-chagi. *Proceeding of the 26th International Symposium on Biomechanics in Sports*. Seoul, Korea, 416-419.
- Kim, C. M., & Eng, J. J. (2004). Magnitude and pattern of 3D kinematic and kinetic gait profiles in persons with stroke: relationship to walking speed. *Gait & posture*, 20(2), 140–146.
- Kim, J., Kim, J., Lee, S., Han, K.H., & Kwon, M. (2013). *Arm motions for different target positions during taekwondo roundhouse kicks*.
- Kim, J. W., Kwon, M. S., Yenuga, S. S., & Kwon, Y. H. (2010). The effects of target distance on pivot hip, trunk, pelvis, and kicking leg kinematics in Taekwondo roundhouse kicks. *Sports biomechanics*, 9(2), 98–114.
- Kim, S. B., & Kim, J. S. (1997). Analysis of the anatomical kinematics at the joints during the roundhouse kick in Taekwondo. *The Korean Journal of Physical Education*, 36, 348-360.
- Kim, Y. K., & Hinrichs, R. N. (2006). Biomechanical classification of Taekwondo kicks. In *the 2006 annual conference proceedings of American Society of Biomechanics (ASB)*, Virginia Tech, Blacksburg, VA.
- Kim, Y. K., Kim, Y. H., & Im, S. J. (2011). Inter-joint coordination in producing kicking velocity of taekwondo kicks. *Journal of sports science & medicine*, 10(1), 31–38.
- Kong, P. W., Luk, T. C., & Hong, Y. (2000). Difference between taekwondo roundhouse kick executed by the front and back leg – a biomechanical study. In: Y., Hong, D.P., Johns, & R., Sanders, editors. *Proceedings of the 18th International Symposium on Biomechanics in Sports*. Hong Kong: International Symposium on Biomechanics in Sports (2000), 268-272.
- Lamine, H., Bennour, S., Laribi, M., Romdhane, L., & Zaghoul, S. (2017). Evaluation of Calibrated Kinect Gait Kinematics Using a Vicon Motion Capture System. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 20(sup1), 111–112.

- Landeo, R., & McIntosh, A. S. (2008). Kinetic and kinematic differences between target and free kicking in Taekwondo. In: Menzel, H.J., & Chagas, M.H., editors. *Proceedings of the 25th International Conference in Biomechanics in Sports*. Ouro Preto: International Society of Biomechanics in Sports (2007), 298-301.
- Learadini, A., Lullini, G., Giannini, S., Berti, L., Ortolani, M., & Caravaggi, P. (2014). Validation of the angular measurements of a new inertial-measurement-unit based rehabilitation system: comparison with state-of-the-art gait analysis. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 11, 136.
- Li, R. T., Kling, S. R., Salata, M. J., Cupp, S. A., Sheehan, J., & Voos, J. E. (2016). Wearable Performance Devices in Sports Medicine. *Sports health*, 8(1), 74–78.
- Li, S., Liu, C., & Yuan, G. (2021). Martial arts training prediction model based on big data and MEMS sensors. *Scientific Programming*, 2021.
- Li, Y., Yan, F., Zeng, Y., & Wang, G. (2005). Biomechanical analysis on roundhouse kick in Taekwondo. *ISBS-Conference Proceedings Archive*. In: Wang Q, editor. *Proceedings of the 23rd International Symposium on Biomechanics in Sports*. Beijing: International Symposium on Biomechanics in Sports (2005), 391-394.
- Lun, R., & Zhao, W. (2015). A Survey of Applications and Human Motion Recognition with Microsoft Kinect. *International Journal of Pattern Recognition and Artificial Intelligence*, 29.
- Mailapalli, D. R., Benton, J., & Woodward, T. W. (2015). Biomechanics of the taekwondo axe kick: a review. *Journal of Human Sport and Exercise*, 10(1), 141-149.
- Martorelli, L. (2013). *Preparazione atletica negli sport di combattimento e nelle arti marziali*. Milano: Hoepli.
- McGill, S. M., Chaimberg, J. D., Frost, D. M., & Fenwick, C. M. (2010). Evidence of a double peak in muscle activation to enhance strike speed and force: an example with elite mixed martial arts fighters. *Journal of strength and conditioning research*, 24(2), 348–357.
- Merk, A., & Resnick, A. (2021). Physics of martial arts: Incorporation of angular momentum to model body motion and strikes. *PloS one*, 16(8), e0255670.
- Morrow, M., Lowndes, B., Fortune, E., Kaufman, K. R., & Hallbeck, M. S. (2017). Validation of Inertial Measurement Units for Upper Body Kinematics. *Journal of applied biomechanics*, 33(3), 227–232.

- Mündermann, L., Corazza, S., & Andriacchi, T. P. (2006). The evolution of methods for the capture of human movement leading to markerless motion capture for biomechanical applications. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 3, 6.
- Needham, L., Long, M. J., & Irwin, G. (2017). Markerless motion capture within sport: an exploratory case study. *ISBS Proceedings Archive*, 35(1).
- Nien, Y. H., Chuang, L. R., & Chung, P. H. (2004). The design of force and action time measuring device for martial arts. *The Engineering of Sport* 5, 2, 139-144.
- Pieter, F., & Pieter, W. (1995). Speed and force in selected Taekwondo techniques. *Biology of Sport*, 12(4), 257-266.
- Pueo, B., & Jimenez-Olmedo, J. (2017). Application of motion capture technology for sport performance analysis. *Retos: Nuevas Tendencias en Educación Física, Deporte y Recreación*, 32, 241-247.
- Rum, L., Sten, O., Vendrame, E., Belluscio, V., Camomilla, V., Vannozzi, G., Truppa, L., Notarantonio, M., Sciarra, T., Lazich, A., Mannini, A., & Bergamini, E. (2021). Wearable Sensors in Sports for Persons with Disability: A Systematic Review. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 21(5), 1858.
- Serina, E. R., & Lieu, D. K. (1991). Thoracic injury potential of basic competition taekwondo kicks. *Journal of Biomechanics*, 24(10), 951-960.
- Shin, J. M., & Choi, J. Y. (2001). The comparison of relative motion of distal segment about proximal segment of Dolyeochagi in Taekwondo. *Journal of Sport and Leisure Studies*, 15, 545-556.
- Sidthilaw, S. (1996). *Kinetic and kinematic analysis of Thai boxing roundhouse kicks*. (Unpublished doctoral dissertation). Oregon State University.
- Soames, R., & Palastanga, N. (2020). *Anatomia umana e movimento. Anatomia umana generale e anatomia funzionale dell'apparato locomotore*. Settima edizione. Milano: Edra.
- Sørensen, H., Zacho, M., Simonsen, E. B., Dyhre-Poulsen, P., & Klausen, K. (1996). Dynamics of the martial arts high front kick. *Journal of sports sciences*, 14(6), 483–495.
- Stewart T.D., Hall R.M. (2006). Basic biomechanics of human joints: Hips, knees and the spine. *Current Orthopaedics* 20,23-31.
- Sung, N. J., Lee, S. G., Park, H. J. (1997). An analysis of the dynamics of the basic Taekwondo kicks. *US Taekwondo Journal*, 6 (2), 10-15.

Tang, W. T., Chang, J. S., & Nien, Y. H. (2007). The kinematics characteristics of preferred and non-preferred roundhouse kick in elite Taekwondo athletes. *Journal of Biomechanics* 40.

Thanh, N. T., Hùng, L. V., & Cong, P. T. (2019). An Evaluation of Pose Estimation in Video of Traditional Martial Arts Presentation. *Journal of Research and Development on Information and Communication Technology*, 2019(2). 114-126.

Thiprapakul Poom & Limprasert Wasit. (2017). New Design System to Learning Martial Art Via Kinect 2.0. *Proceedings of the 5th International Conference on Information and Education Technology*, 89-93. 10.1145/3029387.3029413.

Turner, A. N. (2009). Strength and conditioning for Muay Thai athletes. *Strength & Conditioning Journal*, 31(6), 78-92.

Wang, X. (2020). The kinematics and surface electromyography characteristics of round kick of martial arts athletes. *Molecular & Cellular Biomechanics*, 17(4), 189-198.

Zago, M., Luzzago, M., Marangoni, T., De Cecco, M., Tarabini, M., & Galli, M. (2020). 3D Tracking of Human Motion Using Visual Skeletonization and Stereoscopic Vision. *Frontiers in bioengineering and biotechnology*, 8, 181.

SITOGRAFIA

<https://www.humankinesi.it/le-articolazioni-dellanca/> Ultimo accesso in data 15/05/2022.

<https://www.humankinesi.it/le-articolazioni-del-ginocchio/> Ultimo accesso in data 20/05/2022.

<https://www.my-personaltrainer.it/fisiologia/ossa-corpo-umano.html> Ultimo accesso in data 25/03/2022.

<https://www.scienzemotorie.com/classificazione-delle-articolazioni/> Ultimo accesso in data 22/03/2022.

<http://www.treccani.it/enciclopedia/articolazione/> Ultimo accesso in data 23/03/2022.