



**UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI PADOVA**



DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA DELL'INFORMAZIONE

CORSO DI LAUREA IN INGEGNERIA BIOMEDICA

**ANALISI CINEMATICA DELLE ARTICOLAZIONI DELL'ARTO INFERIORE,
TRAMITE SENSORI IMU, DI DIVERSI TASK MOTORI IN SOGGETTI
AFFETTI DA OSTEOGENESI IMPERFETTA**

Relatore: Prof.ssa Zimi Sawacha

Laureanda: Lisa Rallo

**Correlatore: Ing. Paolo Caravaggi
Ing. Giulia Rogati**

ANNO ACCADEMICO 2023 – 2024

Data di laurea 19/11/2024

ABSTRACT

L'Osteogenesi Imperfetta è una malattia genetica autosomica causata da mutazioni genetiche di geni che regolano la produzione di collagene di tipo uno. I soggetti affetti da questa malattia presentano fragilità ossea con fratture frequenti, deformità scheletriche, statura ridotta, problemi dentali e alterazioni della pelle e degli occhi. Le terapie più utilizzate sono il trattamento farmacologico per rinforzare le ossa, percorsi di riabilitazione e nei casi più gravi, interventi chirurgici. Ad oggi, sono molto limitate le informazioni sulle alterazioni funzionali dei soggetti affetti da Osteogenesi Imperfetta.

Lo scopo di questa tesi è l'analisi di dati di cinematica delle articolazioni di ginocchio e anca, raccolti in diversi task motori presso il Laboratorio di analisi di movimento dell'Istituto Ortopedico Rizzoli tramite un sistema di sensori inerziali indossabili (IMU), in una popolazione affetta da osteogenesi imperfetta. Questo studio si inserisce nel progetto "4frailty" promosso dal laboratorio di Malattie Rare Scheletriche dell'Istituto Ortopedico Rizzoli con lo scopo primario di caratterizzare la cinematica dei soggetti affetti da Osteogenesi Imperfetta.

L'analisi ha richiesto la creazione di script e funzioni Matlab per importare i dati grezzi, la valutazione qualitativa del dato tramite plot, l'archiviazione dei profili temporali degli angoli articolari in array di strutture ed il calcolo del Range Of Motion (ROM) di ogni articolazione in ogni task motorio. È stato quindi calcolato il valore medio dei ROM e la deviazione standard per ogni task motorio tra tutti i soggetti.

Poiché i dati funzionali dei soggetti con Osteogenesi Imperfetta sono ancora limitati in letteratura, questo studio potrebbe aiutare a fornire una caratterizzazione funzionale della malattia al fine di pianificare protocolli di riabilitazione specifici e metodi di cura più efficaci.

INDICE

Capitolo 1 INTRODUZIONE	1
1.1 ISTITUTO ORTOPEDICO RIZZOLI e progetto 4Frailty	1
1.2 OSTEOGENESI IMPERFETTA.....	2
1.2.1 Introduzione.....	2
1.2.2 Cause e come si manifesta.....	3
1.2.3 Tipologie	4
1.2.4 Possibili trattamenti	5
1.2.5 Caratteristiche cinematiche	6
1.3 SENSORI IMU	8
1.3.1 Introduzione all'analisi del movimento e ai sensori IMU	8
1.3.2 Tecnologia dei sensori IMU.....	9
1.3.3 Accuratezza IMU.....	13
1.3.4 Applicazione degli IMU per misurare la cinematica delle articolazioni.....	14
1.3.5 Definizione del modello cinematico e calibrazione soggetto specifica	16
1.3.6 Identificazione del sistema di coordinate dell'articolazione	18
1.3.7 Raccomandazioni nell' analisi degli angoli cinematici	19
1.4 SCOPO DELLO STUDIO	21

Capitolo 2 MATERIALI E METODI	22
2.1 STRUMENTAZIONE.....	22
2.2 SOGGETTI E TASK MOTORI ESEGUITI.....	23
2.3 RACCOLTA DATI E CREAZIONE DATABASE	24
2.4 ELABORAZIONE E ANALISI DATI	26
Capitolo 3 RISULTATI	30
Capitolo 4 DISCUSSIONE	34
Capitolo 5 CONCLUSIONI e SVILUPPI FUTURI	36
BIBLIOGRAFIA	38
INDICE DELLE FIGURE	39

Capitolo 1 **INTRODUZIONE**

1.1 ISTITUTO ORTOPEDICO RIZZOLI e progetto 4Frailty

Il lavoro esposto nel seguente elaborato è stato svolto durante l'esperienza di tirocinio presso l'Istituto Ortopedico Rizzoli, un prestigioso ente di ricerca e cura dedicato all'ortopedia e alla traumatologia con sede a Bologna. L'Istituto è stato fondato nel 1896 per volontà dell'omonimo chirurgo. Con i suoi quindici laboratori, l'istituto figura tutt'ora tra i primi posti nella classifica italiana dei migliori centri di ricovero e ricerca. È inoltre attivo nella formazione di specialisti e nella promozione della ricerca clinica, contribuendo significativamente ai progressi nel campo ortopedico.

Lo studio, condotto presso il Laboratorio di Analisi del Movimento, rientra nel progetto "4Frailty", promosso dal laboratorio di Malattie Rare Scheletriche dell'Istituto Ortopedico Rizzoli con lo scopo primario di caratterizzare la cinematica dei soggetti affetti da Osteogenesi Imperfetta.

Il progetto si propone di approfondire la comprensione delle fragilità ossee attraverso studi clinici e preclinici, miranti a sviluppare nuove strategie diagnostiche e terapeutiche. In particolare, lo scopo di questa tesi è stato quello di elaborare e archiviare, con l'utilizzo di script e funzioni Matlab, dati di cinematica delle articolazioni di ginocchio e anca, acquisiti su soggetti con Osteogenesi Imperfetta attraverso l'utilizzo di un sistema di sensori inerziali indossabili.

1.2 OSTEOGENESI IMPERFETTA

1.2.1 Introduzione

L'osteogenesi imperfetta (OI), comunemente conosciuta come "malattia delle ossa di vetro", è una malattia genetica autosomica dovuta a mutazioni genetiche di geni che regolano la produzione di collagene di tipo uno. Questa condizione, che può manifestarsi con gradi di severità variabili, è spesso contraddistinta da fragilità ossea, deformità scheletriche, problemi alle articolazioni, colore della sclera oculare alterata e ulteriori complicanze. Stando a diverse ricerche statistiche, l'osteogenesi imperfetta si verifica in circa un neonato ogni 15.000-20.000 nascite.

Tale malattia ha profonde implicazioni per la qualità della vita dei pazienti, richiedendo strategie di gestione personalizzate e un supporto multidisciplinare che consideri aspetti medici, fisici e psicologici[1].



Figura 1: OI di tipo V in un adulto [<https://it.wikipedia.org>]

1.2.2 Cause e come si manifesta

Gli studi hanno dimostrato che l'OI è dovuta a mutazioni di uno dei geni (nella maggior parte dei casi si tratta dei geni COL1A1 e COL1A2) che codificano le catene del procollagene 1, le quali formano il collagene di tipo 1, la proteina strutturale principale della matrice ossea, della cute e dei tendini. Tali mutazioni possono causare difetti di tipo qualitativo o quantitativo nella sintesi del collagene. Nel primo caso avviene un'alterazione strutturale nella molecola del collagene 1, ciò porta ad un difetto generalmente più severo; altre mutazioni portano a un difetto quantitativo, che riduce la sintesi di catene di procollagene strutturalmente normali.

Il collagene di tipo 1 è una proteina strutturale fondamentale del corpo umano e di molti altri organismi. È il tipo di collagene più comune nell'organismo e rappresenta circa l'80-90% del collagene totale presente nei tessuti connettivi. Le principali funzioni di questa proteina sono:

1. **Struttura e sostegno:** il collagene di tipo 1 fornisce integrità e resistenza a tessuti come pelle, tendini, legamenti e ossa. Aiuta a mantenere la struttura e la fermezza di questi tessuti.
2. **Rigenerazione dei tessuti:** è coinvolto nei processi di guarigione delle ferite, poiché aiuta a formare una matrice che supporta la rigenerazione cellulare.
3. **Supporto per le articolazioni:** il collagene di tipo 1 è presente anche nella cartilagine delle articolazioni, contribuendo a mantenerne la struttura e a sostenere la mobilità.
4. **Elasticità:** contribuisce all'elasticità e alla resistenza della pelle, rendendola più giovane e sana.

Tutti i tipi di osteogenesi imperfetta sono associati a una compromissione della resistenza ossea, il che predispone gli individui affetti dalla patologia a un'incidenza elevata di fratture. Il grado di compromissione ossea è variabile e dipende dalle diverse forme cliniche della malattia; in alcune di esse, tale compromissione risulta essere più severa rispetto ad altre[2].

Inoltre, è importante sottolineare che ciascuna forma di osteogenesi imperfetta si caratterizza per un particolare quadro sintomatologico, che in alcuni casi può sovrapporsi a quello di altre forme della patologia.

Tra i possibili sintomi e manifestazioni dell'OI rientrano:

- Presenza di malformazioni ossee;
- Statura ridotta;
- Problemi alle articolazioni;
- Indebolimento muscolare;
- Sclera oculare di colore blu, porpora o grigia;

- Viso triangolare;
- Anomalie morfologiche a carico della colonna vertebrale;
- Fragilità dentale;
- Calo o perdita totale dell'udito;
- Problemi respiratori [1].

1.2.3 Tipologie

L'attuale classificazione delle diverse forme di malattia utilizzata dai medici si basa sull'espressione fenotipica della malattia e prevede otto forme di OI diverse. Tuttavia, è importante sottolineare che in più del 25% dei soggetti è difficile giungere a una classificazione accurata. Le manifestazioni meno gravi possono passare del tutto inosservate, presentandosi solamente come una riduzione prematura della massa ossea o come episodi occasionali di fratture (classificate come traumatiche) durante l'infanzia. Inoltre, anche nei casi più gravi, incompatibili dalla vita, la comune occorrenza di aborti spontanei, anche nei primissimi stadi, rende difficile effettuare una diagnosi alla nascita.[3]

Classificazione clinica di OI:

- Tipo I. Comprende i pazienti che non hanno deformità articolari. Spesso questo tipo di OI è sottodiagnosticata.
- Tipo II. È potenzialmente letale già nel periodo perinatale ed è caratterizzata da: fratture multiple di costole, ossa lunghe alla nascita, deformità gravi, bassa mineralizzazione cranica e sclere scure.
- Tipo III. È la forma più severa tra quelle compatibili con la vita. Le caratteristiche cliniche sono: deficit staturale da lieve a moderato, dislocazione della testa del radio, mineralizzazione della membrana interossea, callo iperplastico, sclere bianche.
- Tipo IV. Presenta un grado di deformità ossea moderato
- Tipo V. È caratterizzato dalla formazione di un callo iperplastico in caso di frattura
- Tipo VI. Presenta istologicamente aspetti simili all'osteomalacia (osso lamellare con abbondante matrice osteoide non mineralizzata). Anch'essa è classificata con severità clinica da severo a letale.
- Tipo VII. Moderatamente deformante, con caratteristiche cliniche: Deficit staturale lieve, omeri e femori corti, coxa vara, sclere bianche.
- Tipo VIII. Classificato clinicamente da severo a letale [3].

1.2.4 Possibili trattamenti

Fino ad oggi, non ci sono cure per l'OI ma solo diversi trattamenti finalizzati alla prevenzione delle fratture e alla limitazione della disabilità dovuta da esse.

Tra questi vi sono: l'utilizzo di dispositivi di assistenza per la deambulazione (come stampelle), programmi riabilitativi e fisiokinesiterapici (rafforzamento muscolare, stabilizzazione articolare con ausili protesici, ecc) con l'obiettivo di limitare le cadute e ripristinare le abilità motorie in seguito a fratture. Nei casi più gravi sono necessarie operazioni chirurgiche, che prevedono la creazione di impianti intramidollari in acciaio inox, nelle ossa lunghe, al fine di facilitare il recupero da fratture, prevenire possibili rotture e assistere alla correzione di deformità ossee.

Per quanto riguarda i trattamenti farmacologici, in passato sono stati utilizzati gli stessi farmaci usati per trattare soggetti con osteoporosi, ma con risultati modesti o nulli. Per tale motivo la terapia con questi farmaci non viene più utilizzata.

Un altro tipo di trattamento sperimentato è quello ormonale (GH), tuttavia con risultati molto contrastanti[3]. Al contrario, la terapia più significativa introdotta è quella con i bisfosfonati, una classe di farmaci largamente impiegata per contrastare la perdita di densità minerale ossea. Tra i più utilizzati vi è il pamidronato. Diversi studi [4] hanno dimostrato che la terapia con tale farmaco è in grado di modificare la qualità di vita dei pazienti in quanto il suo uso si accompagna a un aumento della forza muscolare, un aumento della massa e delle dimensioni delle vertebre e alla riduzione del dolore.

1.2.5 Caratteristiche cinematiche

La grande variabilità nelle manifestazioni dell'osteogenesi imperfetta ha portato la ricerca scientifica a focalizzarsi su diversi strumenti di valutazione funzionale, come la densitometria ossea e l'analisi cinematica, al fine di comprendere meglio le implicazioni biomeccaniche e funzionali della malattia.

In particolare, si può notare che i pazienti con OI spesso mostrano una mobilità ridotta a causa del dolore e delle fratture frequenti. Pertanto, queste persone hanno sviluppato strategie motorie compensative per minimizzare il rischio di fratture. Le ricerche hanno dimostrato che questi adattamenti possono influenzare la postura, il cammino e altre attività quotidiane.

Le analisi cinematiche possono aiutare a quantificare queste limitazioni e fornire dati utili per la pianificazione di interventi terapeutici e riabilitativi. Confrontando i dati pre e post trattamento, i ricercatori possono identificare miglioramenti nella funzionalità e nella qualità della vita.

Studi recenti utilizzano tecnologie avanzate, come il Motion Capture e la dinamometria, per analizzare con precisione il movimento e le forze coinvolte. Questi strumenti possono fornire informazioni dettagliate sulle variazioni nella cinematica rispetto a individui sani.

Tuttavia, fino ad oggi, la letteratura scientifica relativa alla cinematica di individui affetti da osteogenesi imperfetta (OI) è relativamente limitata, [1], [2], [5]. Gli studi esistenti si concentrano principalmente sull'analisi della locomozione, confrontando un gruppo di controllo composto da soggetti sani con un gruppo di persone affette da OI;

Da questi studi è emerso che ci sono state modifiche nei parametri spazio-temporali, tra cui una riduzione della lunghezza del passo e un aumento della fase di doppio appoggio. È stata osservata una riduzione dell'escursione articolare (ROM) della caviglia, una diminuzione della ROM del ginocchio nel piano sagittale durante la fase di oscillazione, e un aumento della ROM dell'anca nel piano trasversale.

Analizzando la sequenza degli eventi durante il ciclo della camminata si osserva un ritardo nella parte finale della fase di appoggio, come: picco di estensione dell'anca, picco di estensione del ginocchio, picco di dorsiflessione della caviglia.

Nella Figura 2 sono stati rappresentati i risultati ottenuti da un'analisi del cammino di 10 soggetti con OI e un gruppo di controllo di 22 soggetti, utilizzando un sistema di Motion Analysis Vicon a 14 telecamere. Il distacco delle dita dei piedi avviene al 63,4% del ciclo di camminata per i soggetti con OI e al 60,6% del GC per il gruppo di controllo. L'asterisco "*" indica una differenza significativa tra i gruppi.

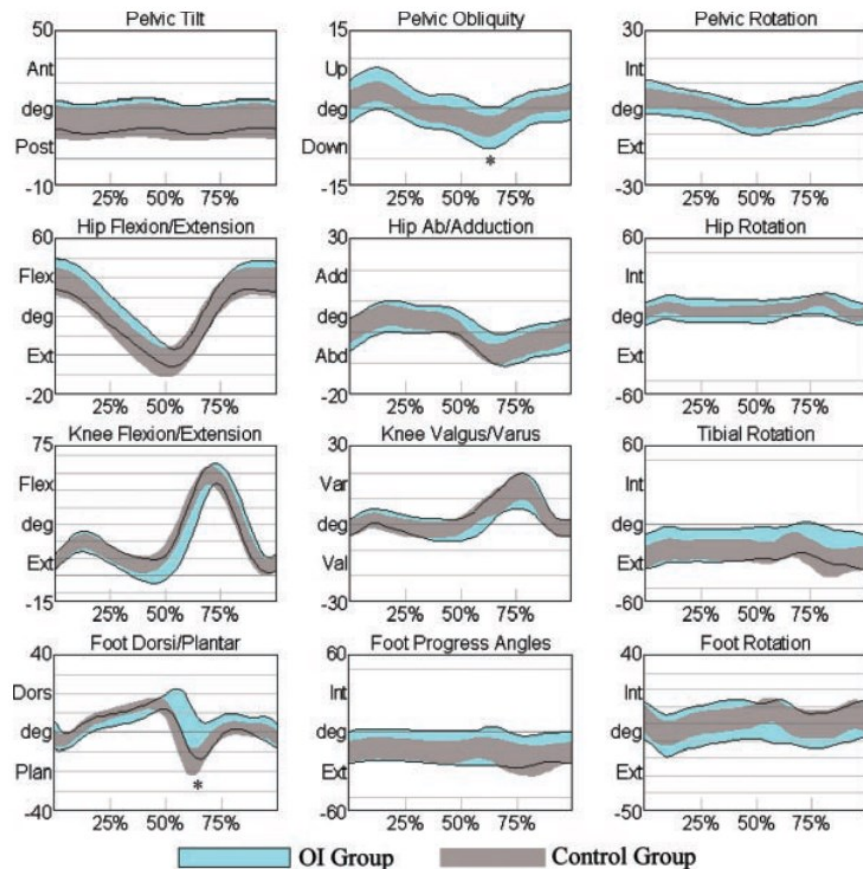


Figura 2: Analisi del ciclo del passo con visualizzazione delle rotazioni delle articolazioni di anca, ginocchio, caviglia e pelvi rispetto la percentuale del ciclo della camminata (asse x). In azzurro è riportata la banda del valore medio con deviazione standard per i soggetti affetti da OI di tipo I, mentre in grigio è rappresentato il gruppo di controllo [5].

1.3 SENSORI IMU

1.3.1 Introduzione all'analisi del movimento e ai sensori IMU

L'analisi del movimento è un campo interdisciplinare che studia il movimento degli esseri umani, utilizzando metodi scientifici e tecnologie avanzate. Questo tipo di analisi è comunemente utilizzata in vari ambiti, tra cui la medicina, la fisioterapia, lo sport, l'ingegneria e l'animazione. Nell'ambito medico, l'analisi del movimento può consentire la diagnosi di condizioni muscoloscheletriche alterate, come disfunzioni articolari, debolezze muscolari o problemi posturali.

Esistono diverse tecniche per registrare il movimento, ma quella più accurata, usata anche in ambito clinico, si basa su sistemi stereofotogrammetrici. Questa tecnologia permette l'acquisizione delle immagini di un oggetto da un sistema multiplo di telecamere, per poi ricostruirlo tridimensionalmente. Questi sistemi, pur essendo molto accurati, sono caratterizzati anche da grandi limiti, soprattutto dovuti al costo e alla complessità del sistema, il quale necessita di un laboratorio specializzato, con personale formato. Questi sistemi non risultano adatto a tutti i casi clinici; infatti, un paziente può non avere la possibilità di raggiungere la clinica per svolgere l'esame o in alcuni casi può esserci la necessità di utilizzare una strumentazione meno costosa. Ulteriori complicanze di questa tecnologia sono i lunghi tempi di preparazione del soggetto richiesti, oltre al rischio che l'ingombro dell'attrezzatura stessa possa renderne difficoltoso l'utilizzo in particolari condizioni o in altri casi ridurre la naturalità del movimento da parte del soggetto sotto esame.

Dalla necessità di poter analizzare il movimento con una tecnologia più portatile e di facile utilizzo anche da altri operatori, negli ultimi anni ricercatori e aziende hanno intensificato i loro sforzi nello sviluppo di nuove tecnologie per l'analisi del movimento, tra cui l'utilizzo dei sistemi di sensori inerziali indossabili.

Malgrado ad oggi questi sistemi siano meno accurati di quelli basati su stereofotogrammetria, la sfida è quella di ottenere risultati con una sensibilità sufficiente all'applicazione di questo tipo di tecnologia anche in ambito riabilitativo e clinico, in quanto è una strumentazione facilmente e velocemente indossabile dal paziente e che ha la capacità di fornire una descrizione in tempo reale delle prestazioni motorie nella vita quotidiana di una persona [6].

1.3.2 Tecnologia dei sensori IMU

I sensori inerziali, IMU (Inertial Measurement Unit) sono dispositivi utilizzati per misurare il movimento e l'orientamento di un oggetto nello spazio. Questi sensori combinano diversi elementi di misura, tipicamente accelerometri, giroscopi e, in alcuni casi, magnetometri. Di seguito si presenta una breve descrizione di ciascuno di essi:

1. Accelerometri: misurano le accelerazioni lineari lungo uno o più assi. Possono rilevare variazioni di velocità e l'inclinazione rispetto alla forza di gravità.
2. Giroscopi: misurano la velocità angolare, ovvero come un oggetto ruota attorno ai propri assi. Questo è utile per determinare l'orientamento di un oggetto nello spazio.
3. Magnetometri: talvolta integrati in un'IMU, questi sensori misurano il campo magnetico terrestre e possono aiutare a correggere o migliorare le misurazioni di orientamento.

Tali sensori permettono di tradurre un fenomeno fisico (forza di inerzia) in un segnale misurabile e attraverso trasduttori, convertirlo in informazione elettrica. L'output del dispositivo sarà dunque un'informazione elettrica, da cui è possibile ricavare, con utilizzo di algoritmi, le traiettorie e angoli dell'oggetto.

I sensori IMU si basano sulla tecnologia MEMS (Micro Electro Mechanical Systems), un insieme di dispositivi microscopici, di diverse tipologie, integrati su un unico substrato di materiale semiconduttore, come il silicio, che unisce le caratteristiche elettriche delle integrazioni a semiconduttore con le proprietà opto-meccaniche.

I sensori inerziali MEMS funzionano tutti secondo un principio comune, noto come sistema massa-molla-smorzatore (Figura 3). In questo sistema, una massa di prova (m) è collegata a una molla con una certa costante elastica (k_m), ancorata al telaio del sensore; in parallelo ad essa si trova anche uno smorzatore con un fattore di smorzamento definito. Quando la massa viene sottoposta a una forza, essa si muove lungo l'asse della molla, chiamato asse di sensibilità, permettendo di misurare lo spostamento (x) e, di conseguenza, calcolare i valori dell'accelerazione. Questo spostamento può essere causato, ad esempio, da un'accelerazione

lineare, come avviene negli accelerometri, oppure dall'accelerazione di Coriolis, provocata dalla rotazione angolare della massa, come nel caso dei giroscopi [7].

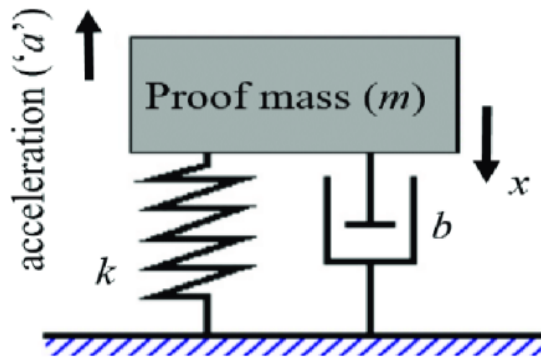


Figura 3: schema del sistema massa-molla-smorzatore [8]

Questo sistema si basa sul principio della seconda legge di Newton, che afferma che la forza (F) è uguale alla massa (m) moltiplicata per l'accelerazione (a) del corpo. Inoltre, si avvale della legge di Hooke sull'elasticità, la quale stabilisce che la variazione di lunghezza di una molla rispetto alla sua lunghezza a riposo è proporzionale alla forza applicata, in base alla costante elastica (k_m).

Accelerometro

L'accelerometro è una delle componenti fondamentali dei sensori IMU e misura l'accelerazione lineare di un oggetto, che può derivare da movimenti, impatti o anche semplici vibrazioni. I dati sono solitamente espressi in unità di "g", dove g corrisponde all'accelerazione dovuta alla gravità terrestre, pari a $9,81 \text{ m/s}^2$.

Attualmente, in commercio troviamo accelerometri basati su diverse tecnologie:

- **Piezoresistivi e piezoelettrici;** la massa di prova è collegata mediante estensimetri. Nel primo, la resistività cambia, mentre nel secondo si verifica una variazione di tensione in risposta a deformazioni. Queste variazioni consentono di tradurre i cambiamenti meccanici subiti dai supporti della massa in grandezze elettriche misurabili.
- **Capacitivi;** la massa è realizzata in materiale conduttivo e funge da una delle due armature di un condensatore, mentre l'altra armatura è fissata alla struttura del dispositivo. Una componente elastica sostiene la massa, impedendo il contatto tra le armature del condensatore. Un circuito dedicato misura la capacità del condensatore e la converte in un segnale elettrico proporzionale alla posizione della massa, permettendo così di calcolare l'accelerazione.

Gli accelerometri MEMS capacitivi impiegano una struttura a "pettine" (Figura 4), in cui diverse armature fisse e mobili sono collegate perpendicolarmente a un'asta. Questa configurazione opera in modo simile a un condensatore singolo, ma offre maggiore sensibilità e risulta meno suscettibile a interferenze elettromagnetiche. Per misurare lungo i tre assi, tre di queste strutture vengono collocate in modo perpendicolare tra loro, assicurando così la registrazione del valore dell'accelerazione lungo gli assi x, y e z [7].

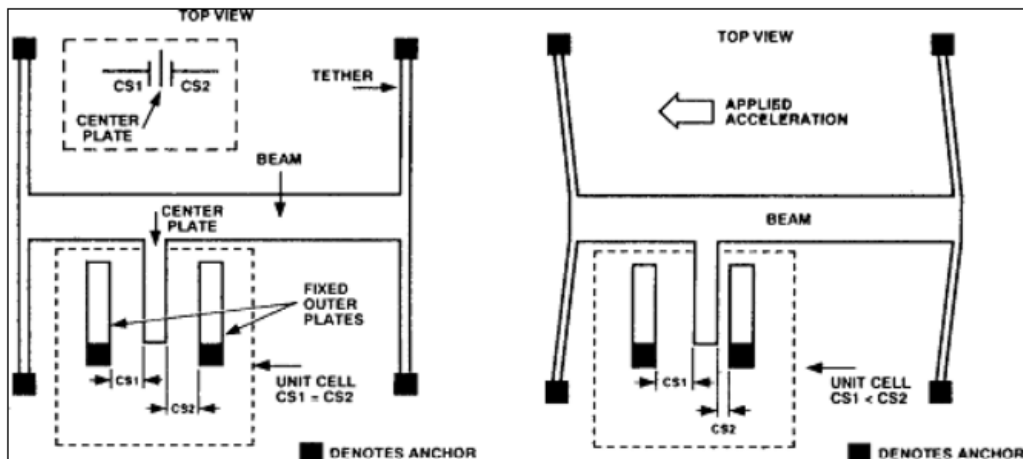


Figura 4: accelerometro capacitivo con struttura a pettine [https://www.fisica.uniud.it]

Giroscopio

Il giroscopio impiegato nei sensori IMU è un dispositivo in grado di misurare la velocità angolare o l'angolo di rotazione. Questa tecnologia si basa sul principio della forza di Coriolis, una forza inerziale apparente che si manifesta su un oggetto in movimento quando viene osservato da un sistema di riferimento in rotazione rispetto a uno inerziale. Tale forza deriva dall'interazione tra la velocità dell'oggetto e la velocità angolare del sistema. Considerando una massa di prova m che ruota attorno all'asse z con una velocità angolare Ω_z rispetto a un sistema di riferimento inerziale, mentre si muove lungo l'asse x con una certa velocità v rispetto al sistema rotante, come mostrato in Figura 5 [7].

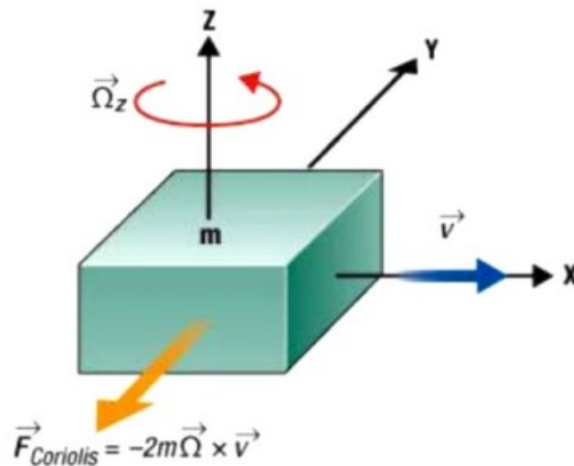


Figura 5: Forza di Coriolis [<http://introduction-to-mems-gyroscopes.html>]

La massa di prova (m) è soggetta a una forza lungo la direzione y , perpendicolare sia alla direzione del movimento dell'oggetto che alla velocità angolare del sistema di riferimento. Questa forza è definita come:

$$F_c = -2m\Omega_z \times v$$

Si può notare che la forza di Coriolis (F_c) dipende dalla velocità angolare, che rappresenta l'incognita da determinare. Partendo dalla forza è possibile risalire all'accelerazione:

$$a_c = -2\Omega_z \times v$$

Magnetometro

Il magnetometro è un elemento degli IMU (Inertial Measurement Units) che risponde ai campi magnetici, permettendo di misurare sia l'intensità, che la direzione del campo magnetico presente nel contesto. Esso viene principalmente utilizzato per determinare la direzione del nord magnetico.

I sensori più comunemente utilizzati basano il loro funzionamento sull'effetto magneto-resistivo o sull'effetto Hall. Nel caso dell'effetto magneto-resistivo, i materiali utilizzati mostrano una variazione della loro resistenza quando sono esposti a un campo magnetico. Mentre, l'effetto Hall è una diretta conseguenza della forza di Lorenz, la forza (\vec{F}_L) esercitata da un campo

magnetico (\vec{B}) su qualsiasi carica elettrica (q) in movimento nel campo (alla velocità \vec{v}). La formula che permette di calcolare la forza di Lorentz è:

$$\vec{F}_L = q\vec{v} \times \vec{B}$$

Quando un conduttore attraversato da corrente è immerso in un campo magnetico, gli elettroni in movimento subiscono una forza (forza di Lorentz) che devia la loro traiettoria verso una delle superfici del conduttore. Questo provoca un accumulo di carica tra le superfici opposte, generando una differenza di potenziale nota come effetto Hall (Figura 6). Misurando questa tensione, che deriva dalla differenza di potenziale, è possibile determinare sia l'intensità che la direzione del campo magnetico [7].

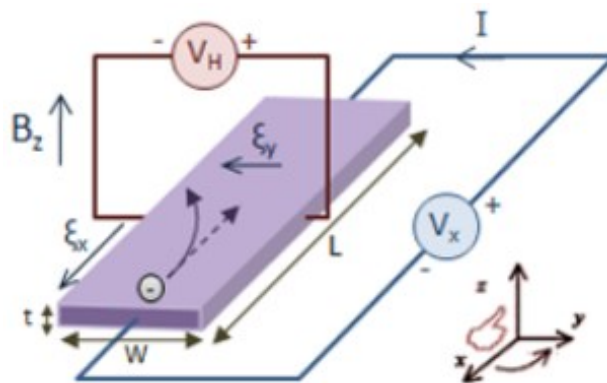


Figura 6: funzionamento magnetometro [<https://en.wikipedia.org>]

1.3.3 Accuratezza IMU

Nonostante la crescente attività di ricerca e sviluppo nel campo degli IMU, il loro impiego in specifici settori risulta attualmente ancora limitato. Questa situazione è attribuibile a varie tipologie di errori sistematici e casuali, che influiscono negativamente sulla loro precisione e affidabilità.

Affinché l'utilizzo sia più diffuso, sono necessarie pratiche standard per l'acquisizione di dati di alta qualità, che dovrebbero includere metodi per evitare, rilevare, identificare, quantificare e mitigare gli errori. Tali errori possiamo dividerli in [9]:

- errori umani, i quali includono artefatto da tessuto molle, inaccuratezza nel posizionamento dei sensori e adesione insufficiente dei sensori;
- errori tecnologici, tra cui:
 1. Drift, dovute al fatto che i sensori non misurano direttamente la posizione e l'orientamento, ma queste sono calcolate attraverso l'integrale dell'accelerazione e della velocità angolare. Per tale motivo, con l'integrale, gli errori possono causare drift nella stima dell'orientamento e della posizione. Questo è il principale problema nell'uso degli IMU.
 2. Effetti non lineari: a certe soglie di accelerazione o velocità angolare, le risposte degli accelerometri e dei giroscopi possono diventare non lineari.
 3. Calibrazione insufficiente: La mancanza di una calibrazione adeguata o frequente può portare a errori persistenti nelle misurazioni.
 4. Rumore elettrico o meccanico, il quale può compromettere la qualità delle misurazioni.
 5. Disturbi di materiali ferromagnetici: potrebbero creare artefatti per il magnetometro
 6. Isteresi termica e differenza tra la temperatura di misurazione e la temperatura di calibrazione

1.3.4 Applicazione degli IMU per misurare la cinematica delle articolazioni

L'analisi cinematica del movimento umano rappresenta un ambito di ricerca scientifica dedicato alla descrizione e comprensione dei movimenti corporei attraverso metodologie di osservazione e misurazione sistematica. Tale analisi si concentra su diversi parametri kinesiologici, inclusi la posizione, la velocità, l'accelerazione e le traiettorie del corpo, escludendo deliberatamente l'indagine delle cause meccaniche sottese al movimento, come le forze applicate. Questa disciplina sfrutta strumenti analitici e tecnologie avanzate per quantificare e modellizzare il comportamento motorio, fornendo così un quadro dettagliato delle dinamiche del movimento umano in vari contesti applicativi.

L'analisi cinematica prevede principalmente lo studio delle posizioni angolari istantanee nei piani sagittale (flesso-estensione), frontale (abduzione-adduzione) e trasverso (intra-extra rotazione) e dei Range of Motion (ROM).

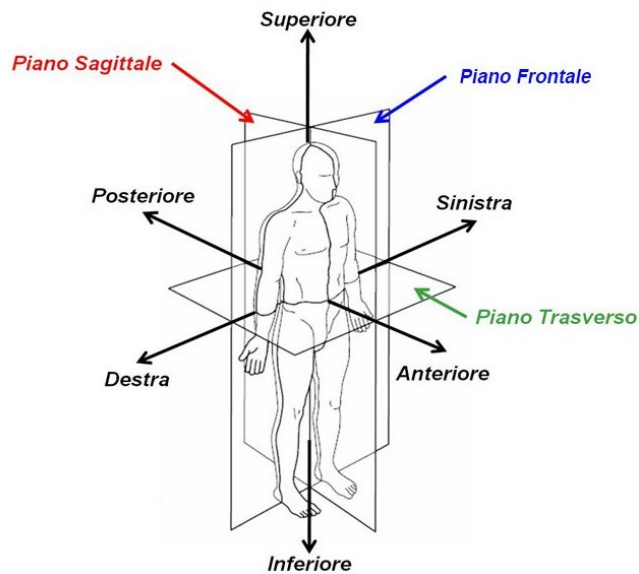


Figura 7: piani principali del corpo umano [<https://www.kinesiopatia.it>]

Vi è un crescente e diffuso uso dei sensori inerziali per l'analisi cinematica in ricerche biomeccanica e cliniche. Grazie ai progressi tecnologici questi sensori possono essere usati per ottenere una descrizione del corpo umano e della sua cinematica articolare sia in laboratorio che in ambienti esterni. Tuttavia, l'assenza di linee guida coerenti e protocolli standardizzati per la rendicontazione limita l'interpretabilità e la riproducibilità dei risultati, ostacolando così i progressi nella ricerca e nello sviluppo di strumenti di misurazione e intervento. Per rispondere a questa esigenza, la Società Internazionale di Biomeccanica (ISB) ha elaborato un insieme di raccomandazioni riguardanti l'impiego delle unità di misura inerziali nell'analisi del movimento. Queste linee guida mirano a standardizzare le pratiche di misurazione, facilitando così una maggiore coerenza e comparabilità tra i diversi studi nel campo della biomeccanica [10].

Il quadro concettuale per la progettazione e validazione di un protocollo sperimentale e analitico per la stima della cinematica delle articolazioni con l'utilizzo di IMU pubblicato dall' ISB è rappresentato nella Figura 8. Il principale obiettivo della standardizzazione è garantire la comparabilità tra gli studi, nonché fornire un framework di riferimento per l'analisi cinematica integrata con le IMU nell'ambito della ricerca biomeccanica.

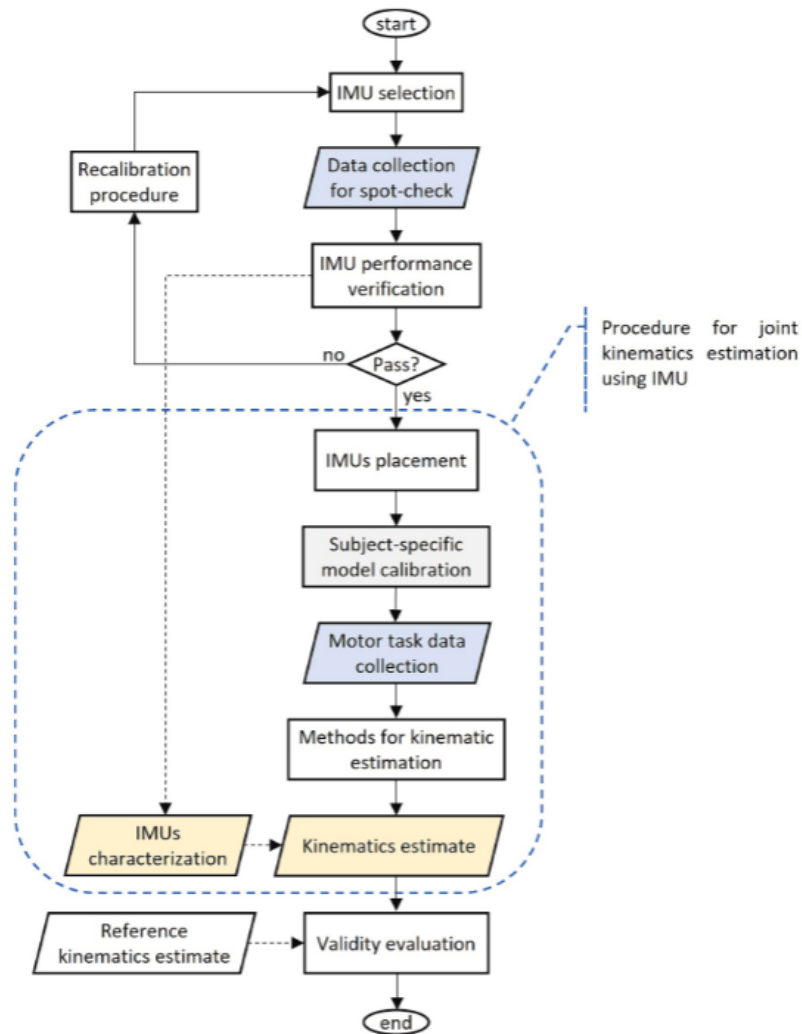


Figura 8: quadro concettuale per la progettazione e validazione di un protocollo sperimentale e analitico per la stima della cinematica articolare, usando un sistema IMU, secondo ISB [10].

1.3.5 Definizione del modello cinematico e calibrazione soggetto specifica

Secondo le raccomandazioni riportate dall'ISB è importante che la definizione del modello cinematico include il numero di corpi rigidi e il tipo di giunti, i quali determinano il numero totale di gradi di libertà. Qualora possibile devono essere inclusi anche ulteriori dettagli come lunghezza degli arti, centro dell'articolazione.

In generale la cinematica articolare può essere descritta in modo completo dagli spostamenti angolari che si verificano attorno a tre assi indipendenti, che definiscono il **Sistema di Coordinate delle Articolazioni**, "Joint Coordinate Sistem" (JCS). Spesso le rotazioni attorno ad alcuni assi sono trascurabili, ciò riduce i gradi di libertà del modello dell'articolazione e quindi semplifica la calibrazione del modello cinematico e la successiva analisi cinematica [10].

Una volta scelto il modello cinematico più adatto e posizionate le IMU sul corpo, è necessario fare una calibrazione del modello cinematico sullo specifico soggetto. Tale procedura di calibrazione permette di determinare il JCS per la descrizione del movimento dell'articolazione. Nel caso dell'utilizzo di un sistema di analisi del movimento basato su IMU, viene più convenevole l'identificazione del JCS a partire da linee orientate nello spazio 3D. Vi sono 4 metodi più utilizzati per stimare l'identificazione degli assi [11] :

- **MANUAL UNIT ALIGMENT:** il sistema più semplice è quello di allineare manualmente gli assi degli IMU con gli assi del sistema di riferimento anatomico di ogni segmento corporeo. Questo approccio può essere usato solo se il sistema di riferimento degli IMU è ben tarato con l'involucro dell'IMU. Malgrado sia un sistema molto semplice, lo svantaggio è dovuto al fatto che l'accuratezza e la ripetibilità dei risultati dipende molto dall'esperienza dell'operatore, il quale deve essere bravo ad allineare le IMU, in particolare per il fatto che la superficie del segmento corporeo è curva e non piatta (Figura 9.a).
- **ANATOMICAL LANDMARK IDENTIFICATION APPROACH:** la posizione del sistema di riferimento anatomico di ogni soggetto viene dedotta dalla posizione di pochi e facilmente palpabili punti di repere usando un dispositivo di calibrazione (come una telecamera o un sistema stereofotogrammetrico), al fine di registrare la posizione 3D dei marker nelle coordinate del sistema di riferimento dell'IMU di quel segmento (Figura 9.b1). Oppure senza posizionare i marker, si può usare direttamente una 'pinza' avente un IMU con Magnetometro che viene puntata su due punti di repere palpabili. Gli assi verranno poi stimati rispetto alle coordinate del sistema IMU, attaccato a rispettivo segmento corporeo (Figura 9.b2).
- **APPROCCIO FUNZIONALE:** tale approccio usa il movimento dell'articolazione per identificare gli assi di rotazione (Figura 9.c). È un metodo basato sull'assunzione che il soggetto è in grado di generare attivamente o passivamente, una ripetibile e sufficientemente ampia rotazione attorno a uno degli assi di interesse. Si tratta di un approccio facilmente applicabile alle articolazioni con un dominante e ben definito grado di libertà (come il ginocchio) ma anche ad articolazioni con 2 o 3 gradi di libertà (gomito e anca).
- **APPROCCIO STATICO:** utilizza la direzione dell'accelerazione di gravità percepita dall'accelerometro durante una posizione statica e prescelta del soggetto. Tale approccio può essere particolarmente utile per definire l'asse longitudinale di alcuni segmenti corporei mentre il soggetto rimane in postura eretta (Figura 9.d)

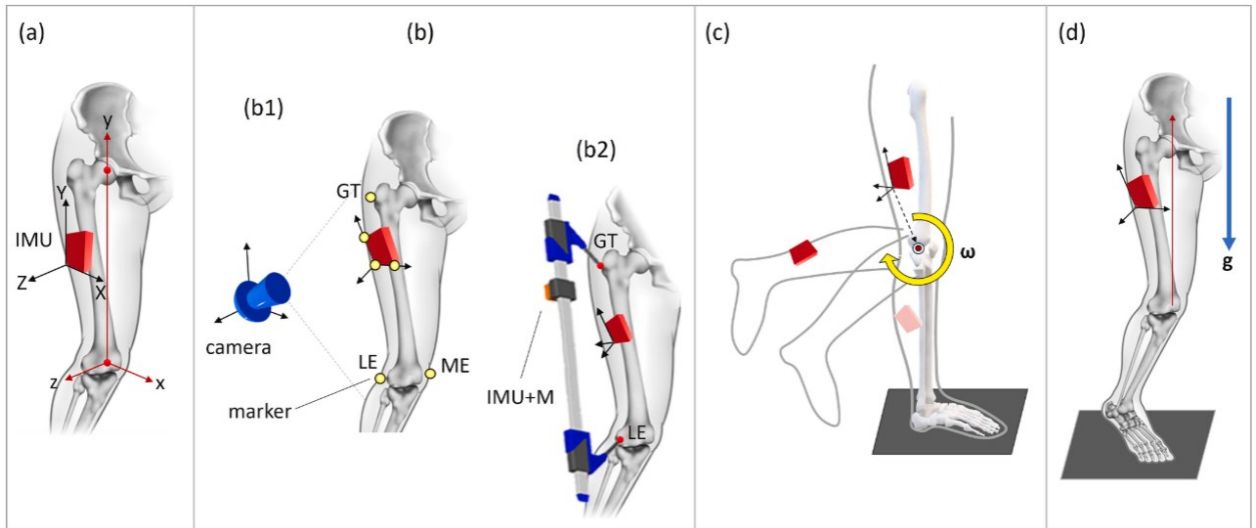


Figura 9: metodi utilizzati per stimare l'identificazione degli assi rispetto al sistema di riferimento delle IMU [10]

1.3.6 Identificazione del sistema di coordinate dell'articolazione

Quando vengono usati gli IMU, il problema di identificare il JCS per descrivere il movimento dell'articolazione può essere risolto con due diversi ma equivalenti approcci:

- **Angoli di Eulero:**

nel presente metodo il JCS è definito in relazione al sistema di coordinate anatomiche (ACS) dei segmenti ossei prossimale e distale dell'articolazione in esame. Le rotazioni vengono calcolate scomponendo l'orientamento relativo dell'ACS distale (in movimento) rispetto all'ACS prossimale (fisso), mediante una delle scomposizioni di Eulero, la quale deve essere specificatamente dichiarata.

- **Modello del giunto meccanico di Grood and Suntay:**

in tale metodo per prima cosa, vengono definiti gli assi fissi di rotazione dell'articolazione che definiscono il JCS, per ciascun asse di rotazione, l'entità della rotazione viene definita in base a una linea di riferimento perpendicolare a tale asse, la direzione della linea di riferimento può essere determinata con un'acquisizione in posizione statica neutrale con la quale si assume che gli angoli articolari siano pari a zero.

Dopodiché viene ipotizzato di far ruotare l'IMU posizionato nel segmento distale della gamba in modo da definire un IMU virtuale per far combaciare l'orientamento degli assi con quelli dell'IMU posizionato nel segmento prossimale. L'angolo viene infine calcolato dall'orientamento relativo tra l'IMU virtuale e quello prossimale (Figura 10).

Questo approccio è vantaggioso da un punto di vista pratico, in quanto non richiede la determinazione esplicita dell'ACS dei due segmenti corporei. Tuttavia, i valori degli angoli acquisiti durante la posizione neutrale vengono persi. La ripetibilità dei risultati dipende dall'abilità dei soggetti di ripetere la stessa postura neutrale tra le diverse ripetizioni del task motorio [10].

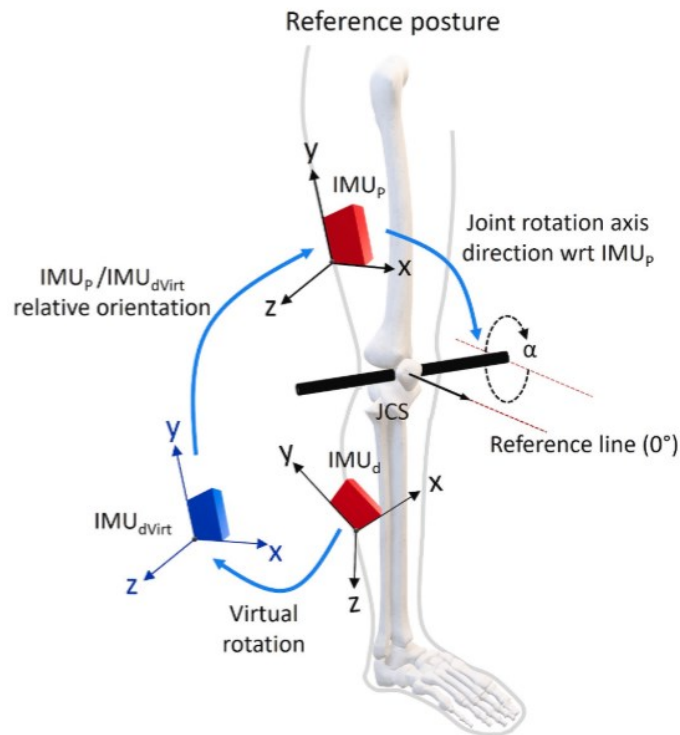


Figura 10: esempio di utilizzo della postura di riferimento per definire il JCS dell'articolazione del ginocchio senza definire esplicitamente l'ACS dei segmenti del femore e della tibia [10].

1.3.7 Raccomandazioni nell' analisi degli angoli cinematici

I metodi per stimare la cinematica delle articolazioni utilizzando dati IMU possono essere suddivisi in:

- **Metodi a corpo singolo**, in cui l'orientamento di ciascun segmento corporeo rispetto al sistema di coordinate globale viene calcolato in modo indipendente utilizzando solo i dati registrati dal relativo IMU e un algoritmo di stima dell'orientamento. Il movimento dell'articolazione verrà descritto basandosi sull'orientamento di ogni segmento rispetto agli altri e al relativo JCS.
- **Metodi multi-corpo**, i quali stimano gli angoli articolari attraverso un processo di ottimizzazione. Quest'ultimo può utilizzare filtri di Kalman oppure equazioni cinematiche del corpo rigido per correlare i segnali IMU direttamente agli angoli

articolari o ai loro derivati, senza calcolare esplicitamente l'orientamento del segmento corporeo.

I metodi che richiedono la stima dell'orientamento dei singoli segmenti corporei devono preliminarmente definire un sistema di riferimento globale. Sebbene la determinazione di tale sistema risulti relativamente immediata nel contesto della stereofotogrammetria, si presenta con maggior complessità quando si adottano IMU, poiché le misurazioni avvengono in un sistema di coordinate locali. In genere, nei sistemi IMU, una strategia comunemente adottata per la definizione del sistema di riferimento globale consiste nell'utilizzare le direzioni cardinali "nord", "est" e "up". La direzione "up", in condizioni statiche, può essere identificata tramite la misurazione del vettore accelerazione dovuto alla gravità, mentre la direzione "est" può essere determinata tramite il prodotto vettoriale tra il vettore del campo magnetico e il vettore orientato "up".

Ulteriori raccomandazioni fornite dall'ISB riguardo alle buone pratiche per l'utilizzo delle IMU nell'analisi del movimento umano, mirate a supportare lo sviluppo di prodotti commerciali e la loro certificazione, includono:

- Il modello cinematico e l'analisi cinematica devono essere compatibili. È fondamentale fornire dettagli sulle coordinate generalizzate utilizzate per la parametrizzazione del modello cinematico e sulla metodologia attraverso cui sono stati calcolati gli angoli articolari dal punto di vista biomeccanico.
- Dev'essere descritto l'algoritmo di fusione dei sensori, che integra le informazioni provenienti da differenti dispositivi o implementa vincoli biomeccanici per minimizzare l'errore di deriva.
- Il codice deve essere open source, quando possibile, per facilitare la riproducibilità e stimolare l'innovazione nel settore.
- È necessario adottare procedure standard in un ambiente controllato per valutare l'accuratezza complessiva delle misurazioni stimate.
- I risultati biomeccanici di interesse dovrebbero essere messi a confronto con un sistema di riferimento, attualmente rappresentato dalla stereofotogrammetria [10].

1.4 SCOPO DELLO STUDIO

Il presente studio di ricerca ha come obiettivo la caratterizzazione cinematica di soggetti affetti da osteogenesi imperfetta mediante la misurazione degli angoli articolari di ginocchio e anca durante alcuni task motori. I dati sono stati raccolti dal Laboratorio di Analisi del Movimento dell'Istituto Ortopedico Rizzoli nel periodo tra luglio e novembre 2023.

Lo scopo del compito assegnato durante il periodo di tirocinio è stato quello di importare e analizzare i file .csv contenenti i dati acquisiti dal sistema di sensori indossabili.

L'analisi ha comportato la creazione di script e funzioni in Matlab per l'importazione dei dati grezzi, la valutazione qualitativa attraverso grafici, la memorizzazione dei profili temporali degli angoli articolari in array di strutture e il calcolo del Range Of Motion (ROM) per ciascuna articolazione durante i vari compiti motori. Successivamente, sono stati determinati il valore medio del ROM e la deviazione standard per ogni compito motorio, considerando tutti i soggetti coinvolti.

Capitolo 2 MATERIALI E METODI

2.1 STRUMENTAZIONE

I sensori IMU utilizzati in questo progetto sono stati forniti dall'azienda Euleria Health.

Il set fornito è composto da cinque sensori posizionati su gambe, cosce, e tronco attraverso delle bande elastiche regolabili in velcro.



Figura 11: bande elastiche, per tutti i distretti corporei[<https://euleria.health/>].

Le proprietà fisiche del sensore, fornite dall'azienda sono state riportate in Tabella 1:

Durata della batteria	Fino a otto ore di uso continuo
Peso	11.2 g ciascuno
Dimensioni	36.3 x 30.4 x 10.8 mm (l x w x h)
Temperatura di utilizzo	Da 15°C a 35°C
Frequenza di campionamento	30/60 Hz
Comunicazione	Wireless Bluetooth
Errore di misura	Inferiore al 5%

Tabella 1: Proprietà dei sensori IMU

Il sistema integra diversi sensori triassiali, ovvero: accelerometro, giroscopio e magnetometro, consentendo una descrizione completa del movimento nel proprio sistema di coordinate locali tridimensionali.

2.2 SOGGETTI E TASK MOTORI ESEGUITI

La popolazione esaminata comprende 14 soggetti affetti da Osteogenesi Imperfetta di tipo 1, di cui 5 uomini e 9 donne, con età media $35,39 \pm 26$ anni. Le caratteristiche antropometriche dei soggetti sono inserite in Tabella 2.

Soggetto	Genere	Gruppo	Peso (kg)	Altezza (cm)	Età
paz_1	M	Adults	93	170	32
paz_2	F	Adults	58	167	48,5
paz_3	F	Adults	59	150	52,2
paz_4	M	Adults	77	164	31,6
paz_5	F	Adults	46	159	28,8
paz_6	F	Adults	78	158	56,3
paz_7	F	Adults	61	150	22,6
paz_8	F	Adults	52	159	22,09
paz_9	F	Adults	56	154	50,7
paz_10	F	Adults	56	146	51,3
paz_11	F	Adults	60	170	25,8
paz_12	M	Teens	79	180	17,6
paz_13	M	Adults	60	163	46,7
paz_14	M	Teens	25	127	9,3

Tabella 2: dati antropometrici dei soggetti analizzati.

Prima dell'acquisizione i soggetti sono stati preparati applicando i sensori con l'utilizzo delle fasce elastiche seguendo le indicazioni dell'azienda. I sensori sono stati collocati a metà del segmento corporeo e disposti in modo da essere allineati. In seguito, è stata eseguita un'acquisizione di alcuni secondi mentre il soggetto rimaneva fermo in posizione eretta, per consentire di azzerare gli angoli delle articolazioni.

Ai soggetti è stato poi chiesto di eseguire tre task motori: flesso/estensione del ginocchio da posizione eretta, abduzione dell'anca ed estensione dell'anca (Figura 12). Ogni task è stato ripetuto almeno quattro o cinque volte per ogni acquisizione. La scelta di tali compiti motori è stata effettuata da medici fisiatristi coinvolti nel progetto, in ragione alla loro rilevanza nelle informazioni di cinematica articolare fornita dai risultati.

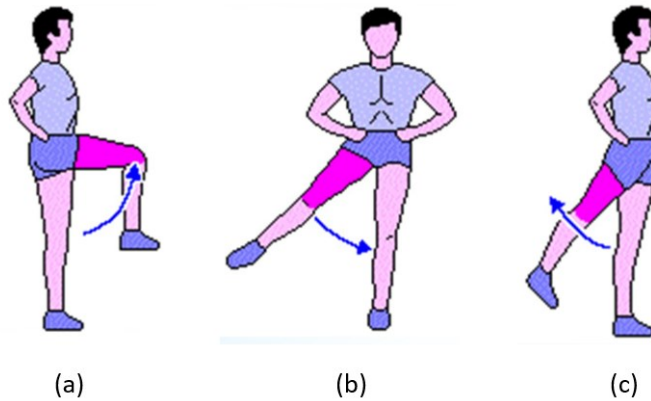


Figura 12: task motori: (a) flessione/estensione del ginocchio, (b) abduzione dell'anca, (c) estensione dell'anca
[\[https://slideplayer.it/\]](https://slideplayer.it/)

Come evidente nella Figura 16, spesso è stato chiesto al soggetto di eseguire un movimento istantaneo prima dell'effettiva esecuzione dei task, con lo scopo di creare un trigger che permettesse una intra-sincronizzazione tra i diversi sensori.

2.3 RACCOLTA DATI E CREAZIONE DATABASE

Una volta terminate le acquisizioni, i dati sono stati esportati in file .csv, ciascuno contenente le informazioni degli angoli delle articolazioni dello specifico task, e salvati con la convenzione: "ogipaz_x_Cb_haL00.csv" dove:

"paz_x" è il codice identificativo del soggetto, rappresentato dalle iniziali di nome e cognome che in questo elaborato sono state sostituite con "paz_x" per salvaguardare i dati sensibili dei pazienti, "Cb" è la convenzione utilizzata per il posizionamento dei sensori, "ha" è il task motorio eseguito (in questo caso abduzione anca), "L" si riferisce all'arto con cui è stato eseguito il task.

	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	M	N	O	P	Q	R	S	T	U	V	W
1	# Codice Paziente: SNV																						
2	# Codice Struttura: ELTEST_JOR																						
3	# Data: 27-10-23																						
4	# Orario: 11:39:06																						
5	.timestamp,pelvis X,pelvis Y,pelvis Z,pelvis acc X,pelvis acc Y,pelvis acc Z,coscia destra X,coscia destra Y,coscia destra Z,coscia sinistra X,coscia sinistra Y,coscia sinistra Z,coscia sinistra acc X,coscia																						
6	1,1698399530,1635997,19.938494970320996,-2.913004637991477,-0.6084715528799213,9.69903182983984,-0.11207789927721024,1.8940984010696411,82.34575225972596,-7.809947984213274,-14.967171115348712,3.31748836517334,0.84898																						
7	1,1698399530,1731575,19.938494970320996,-2.913004637991477,-0.6084715528799213,9.69903182983984,-0.11207789927721024,1.8940984010696411,82.34575225972596,-7.809947984213274,-14.967171115348712,3.31748836517334,0.84898																						
8	2,1698399530,1834476,19.945447444128206,-2.9011855765909025,-0.6234059584884345,9.638988494873047,-0.09698282927274704,1.8487894533064697,82.3586290607811,-7.547255314400438,-15.00426936954322,3.3531389236450195,0.8181																						
9	3,1698399530,1960256,19.945447444128206,-2.9011855765909025,-0.6234059584884345,9.638988494873047,-0.09698282927274704,1.8487894533064697,82.3586290607811,-7.547255314400438,-15.00426936954322,3.3531389236450195,0.8181																						
10	4,1698399530,2127838,19.945447444128206,-2.9011855765909025,-0.6234059584884345,9.638988494873047,-0.09698282927274704,1.8487894533064697,82.36665192061609,-7.504003387481016,-14.9803019077243,3.207235097885132,0.82834																						
11	5,1698399530,2305777,19.945447444128206,-2.9011855765909025,-0.6234059584884345,9.638988494873047,-0.09698282927274704,1.8487894533064697,82.36665192061609,-7.504003387481016,-14.9803019077243,3.207235097885132,0.82834																						
12	6,1698399530,2490797,19.929395698360533,-2.8614423149025865,-0.6413859366917477,9.68701171875,-0.09527064859867096,1.9046576023101807,82.35269988647528,-7.489287645070989,-14.902437542545698,3.37536668774658,0.7262448																						
13	7,1698399530,2648346,19.929395698360533,-2.8614423149025865,-0.6413859366917477,9.68701171875,-0.09527064859867096,1.9046576023101807,82.35269988647528,-7.489287645070989,-14.902437542545698,3.37536668774658,0.7262448																						
14	8,1698399530,2805874,19.941461282705983,-2.844647324003865,-0.6363994427435525,9.618280410766602,-0.1313114913178253,1.8811147212982178,82.35269988647528,-7.489287645070989,-14.902437542545698,3.37536668774658,0.72624																						
15	9,1698399530,2970462,19.926515357391096,-2.8103520303307445,-0.6300035277236851,9.673155784606934,-0.08427798002958298,1.8823119401931763,82.35269988647528,-7.489287645070989,-14.902437542545698,3.37536668774658,0.72624																						
16	10,1698399530,313411,19.926515357391096,-2.8103520303307445,-0.6300035277236851,9.673155784606934,-0.08427798002958298,1.8823119401931763,82.37202447053794,-7.481533496140868,-14.920258086974414,3.3217415809631348,0.827																						
17	11,1698399530,3310997,19.90904616104879,-2.780044162664127,-0.6395378146098206,9.647843369090879,-0.09481899440288544,1.9076321125030518,82.38350347092738,-7.463409335900088,-14.972652278093332,3.3457982540130615,0.8178																						
18	12,1698399530,3467078,19.90904616104879,-2.780044162664127,-0.6395378146098206,9.647843369090879,-0.09481899440288544,1.9076321125030518,82.38350347092738,-7.463409335900088,-14.972652278093332,3.3457982540130615,0.8178																						
19	13,1698399530,3642259,19.90652060020052,-2.784033576169921,-0.6215522157801994,9.633654594421387,-0.02605367638170719,1.8906903266906738,82.37080141442934,-7.4545394689023645,-14.96005438025723,3.217544078269043,0.81																						
20	14,1698399530,3797169,19.90652060020052,-2.784033576169921,-0.6215522157801994,9.633654594421387,-0.02605367638170719,1.8906903266906738,82.37080141442934,-7.4545394689023645,-14.96005438025723,3.217544078269043,0.81																						
21	15,1698399530,3964615,19.90460909625034,-2.8041734880534475,-0.63261189049272,9.61740493774414,-0.03105936013162136,1.8904413080215454,82.366758155475,-7.450286172093815,-14.89499780318624,3.292860984802246,0.9766511																						
22	16,1698399530,4140835,19.90238625721992,-2.8093348813448857,-0.6515634967099452,9.632902938840277,-0.0968916192650795,1.8793959617614746,82.366758155475,-7.450286172093815,-14.89499780318624,3.292860984802246,0.9766511																						
23	17,1698399530,430384,19.900125840584128,-2.8119827474724133,-0.663293910762117,9.64035987840039,-0.16120405495166779,1.8867148160934448,82.366758155475,-7.450286172093815,-14.89499780318624,3.292860984802246,0.9766511																						
24	18,1698399530,4485378,19.888092583983404,-2.821815253314976,-0.6570406828392283,9.64940071105957,-0.1390032321214676,1.8878252506256104,82.366758155475,-7.450286172093815,-14.89499780318624,3.292860984802246,0.9766511																						
25	19,1698399530,4640174,19.888092583983404,-2.821815253314976,-0.6570406828392283,9.64940071105957,-0.1390032321214676,1.8878252506256104,82.40977839176561,-7.432074652849169,-14.843614387859397,3.23649740609741,0.848002																						
26	20,1698399530,4808235,19.893270768886836,-2.846773844994897,-0.64611697907742,9.621246337890625,-0.0887014195322904,1.8932899236679077,82.44329334707969,-7.395786202510638,-14.710441839873168,3.3068294525146484,0.7517																						
27	21,1698399530,4970956,19.893270768886836,-2.846773844994897,-0.64611697907742,9.621246337890625,-0.0887014195322904,1.8932899236679077,82.44329334707969,-7.395786202510638,-14.710441839873168,3.3068294525146484,0.7517																						
28	22,1698399530,5153411,19.90238625721992,-2.8093348813448857,-0.6515634967099452,9.632902938840277,-0.0968916192650795,1.8793959617614746,82.366758155475,-7.450286172093815,-14.89499780318624,3.292860984802246,0.9766511																						

Figura 13: esempio di file .csv salvato dal sistema IMU

Durante il periodo di tirocinio, i file sono stati importati in Matlab per l'elaborazione e sono stati sviluppati tre codici.

Il codice "*createDBfrailty.m*" permette di creare il database "*DB_4frailty*" fatto con una struttura avente come campi: i codici identificativi di ogni singolo soggetto e le articolazioni sui quali son stati calcolati gli angoli (Figura 14.a). Ciascuna articolazione, di ciascun soggetto, è composta da una struttura (Figura 14.b), contenente a sua volta delle sottostrutture (Figura 14.c), una per ogni task motorio eseguito con tale articolazione e con la specifica gamba (sinistra e destra).

Il codice è stato sviluppato per eseguire i seguenti passaggi: scorrere tra i diversi file .csv dati in input e analizzare il nome del file con cui sono stati salvati i dati (convertito in formato stringa) in modo tale da comprendere a quale soggetto e a quale task motorio (e con quale gamba) si riferiscono i dati. Infine, lo script inserisce nel database i dati nella struttura del task motorio e della gamba con cui è stato eseguito del relativo soggetto indicato nel nome del file.

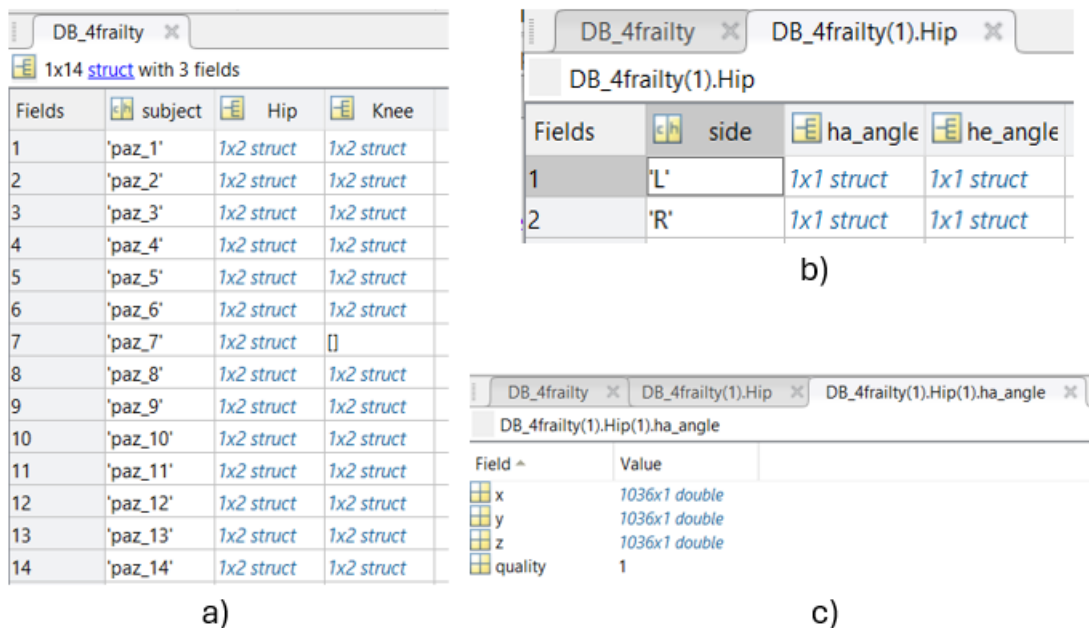


Figura 14: DB con i dati acquisiti su tutti i soggetti: (a) struttura che associa al codice identificativo di ogni soggetto le sottostrutture di ogni articolazione contenente tutti i dati acquisiti sullo specifico soggetto, nei diversi task eseguiti. (b) struttura del soggetto "paz_1" per l'articolazione dell'anca. (c) struttura contenente i vettori degli angoli dell'anca sinistra nei tre assi (x,y,z), calcolati durante un task di abduzione dell'anca sinistra

Il database "*DB_4frailty*" è stato progettato in modo tale da poter aggiungere dati di nuovi soggetti, o aggiungere task motori, anche di altre articolazioni, nel caso di possibili future acquisizioni.

2.4 ELABORAZIONE E ANALISI DATI

Il primo passaggio eseguito nell'elaborazione dei dati è stata la visualizzazione lungo i tre piani attraverso lo script "*plot_frailty.m*". Nello specifico i dati relativi ai tre piani sono stati salvati con "x", "y", "z", dove il piano y era relativo al piano in cui è stato eseguito il task motorio (sagittale per flessione/estensione di anca e ginocchio e frontale per abduzione anca). Tuttavia, il "piano y" veniva invertito in alcune acquisizioni, come è evidente nella Figura 15 dove vengono riportati gli angoli dell'anca destra acquisiti durante un task di estensione della medesima articolazione. I dati salvati come acquisiti nel "piano y", in rosso, rivelano un'assenza di coerenza a causa dei valori dei ROM molto bassi. Al fine di mantenere l'attendibilità dei risultati, si è deciso di eliminare i task motori dubbi e considerati poco attendibili. I dati eliminati sono stati etichettati nel database "*DB_frailty*", con l'indicatore "*quality*" posto uguale a zero (Figura 15).

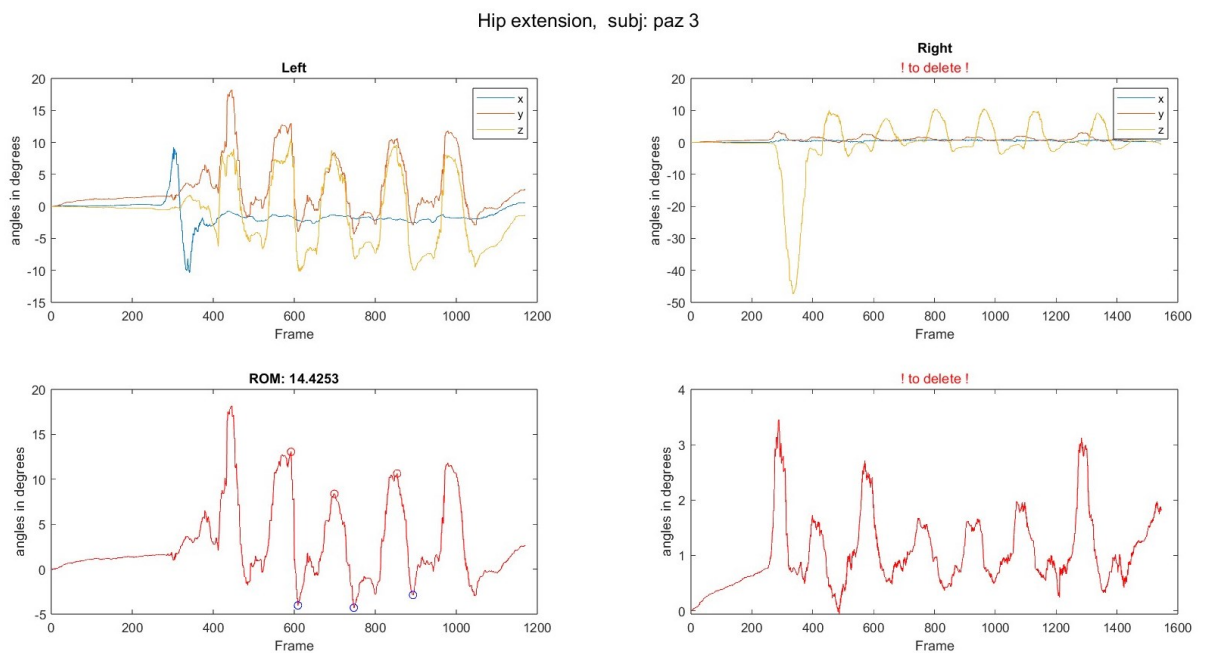


Figura 15: esempio in cui gli assi sono stati probabilmente invertiti dal sistema IMU, nell'acquisizione dell'estensione dell'anca destra.

Con l'utilizzo di un codice che itera tra i diversi soggetti e task motori del database, sono stati calcolati i picchi di massimo e minimo di ciascun task avente "*quality=1*". Questa procedura è stata possibile grazie alla funzione *findpeaks*, alla quale è stata imposta una soglia minima di altezza di ciascun picco, e un numero di picchi impostato pari a cinque. Al fine di escludere il picco iniziale di trigger e altri possibili errori, si è scelto di prendere solo i dati delle tre

ripetizioni centrali (Figura 16). Sono state calcolate le differenze tra i picchi di massimo e minimo, i ROM per ognuna delle tre ripetizioni scelte per quel task e i ROM medi tra le tre ripetizioni della singola acquisizione.

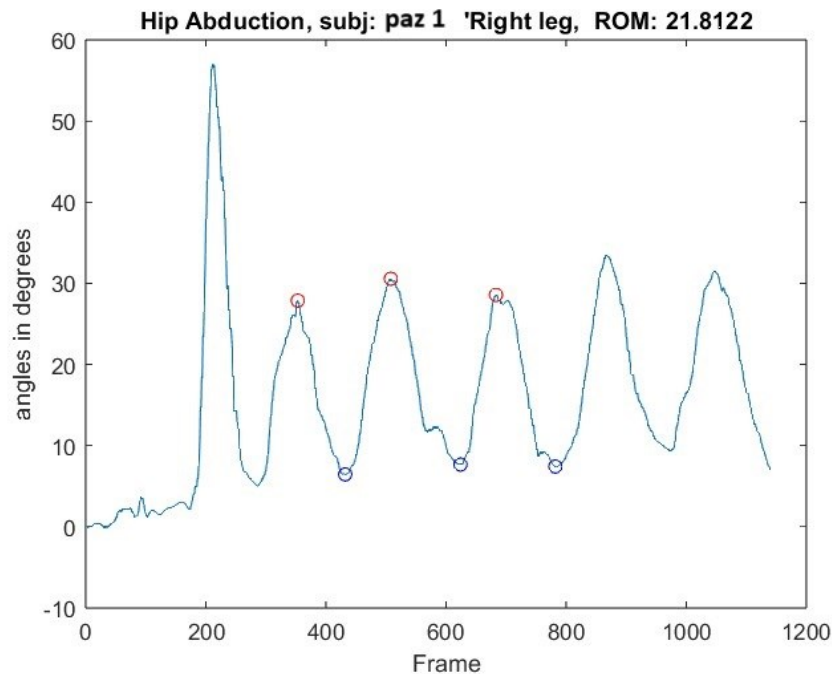


Figura 16: esempio di acquisizione in cui è stato fatto eseguire un trigger iniziale al fine di sincronizzare i sensori. Il ROM medio è stato calcolato facendo la media tra i ROM delle tre ripetizioni centrali in modo tale da escludere la prima e le ultime che potrebbero essere affette da artefatti.

L'ultimo codice creato è "results_4frailty.m", il quale crea il database di strutture "results_frailty", dove sono stati salvati i ROM medi per ogni task e per entrambe le gambe, di ogni soggetto, salvati nella sottostruttura "singles". Inoltre, nella sottostruttura "overall" è stata salvata la media tra i ROM di tutti i soggetti e la relativa deviazione standard, un indice di dispersione statistica che permette di fornire una stima sintetica della variabilità dei dati dei diversi soggetti. Quest'ultimo codice, iterando tra i dati dei diversi soggetti e i diversi task motori, calcola il parametro di ROM, e lo aggiunge alla media complessiva, nel caso in cui l'etichetta di tale dato sia "quality=1".

Al fine di avere una visione complessiva dei dati dei task motori eliminati, con lo stesso script si è creata la tabella "goodData", riportata nella Tabella della Figura 22.

Anche il Database in questione è stato progettato in modo tale da poter aggiungere ulteriori task motori o soggetti a posteriori.

1x1 struct with 2 fields

Field ^	Value
singles	1x14 struct
overall	1x1 struct

Figura 17: Schema del Database contenente i risultati dei ROM medi divisi per ogni singolo soggetto (singles) e dei ROM medi tra tutti i soggetti (overall)

results_frailty.overall

Field ^	Value
fe_knee	1x3 struct
abd_Hip	1x3 struct
ext_Hip	1x3 struct

Figura 18: Schema della struttura "overall", in cui i risultati sono stati divisi per task motorio, dove con "fe_knee" si intende la flessione/estensione del ginocchio, con "abd_Hip" l'abduzione anca e "ext_Hip" è l'estensione dell'anca.

results_frailty.overall.fe_knee

Fields	side	ROM_mear	SD
1	'L'	80.0127	14.8327
2	'R'	86.0583	10.9803
3	'overall'	83.0355	13.1054

Figura 19: Schema della sottostruttura di ciascun task motorio, dove i dati sono stati salvati per ogni singolo arto con cui è stato eseguito il task ("L" per sinistro e "R" per destro) e in modo complessivo ("overall").

results_frailty singles

Fields	subject	fe_knee	abd_hip	ext_hip
1	'paz_1'	1x2 struct	1x2 struct	1x2 struct
2	'paz_2'	1x2 struct	1x2 struct	1x2 struct
3	'paz_3'	1x2 struct	1x2 struct	1x2 struct
4	'paz_4'	[]	1x2 struct	1x2 struct
5	'paz_5'	1x2 struct	1x2 struct	1x2 struct
6	'paz_6'	1x2 struct	1x2 struct	1x2 struct
7	'paz_7'	[]	1x2 struct	1x2 struct
8	'paz_8'	1x2 struct	1x2 struct	1x2 struct
9	'paz_9'	1x2 struct	[]	1x2 struct
10	'paz_10'	1x2 struct	1x2 struct	1x2 struct
11	'paz_11'	1x2 struct	1x2 struct	1x2 struct
12	'paz_12'	1x2 struct	1x2 struct	1x2 struct
13	'paz_13'	[]	1x1 struct	1x1 struct
14	'paz_14'	1x2 struct	1x2 struct	1x2 struct

Figura 20: Schema della struttura "singles", in cui i risultati sono stati divisi per soggetto

results_frailty.singles(1).fe_knee

Fields	side	ROM_mean
1	'L'	78.2566
2	'R'	75.4900

Figura 21: Schema della sottostruttura di un singolo soggetto, per un determinato task motorio (in questo caso flessione/estensione ginocchio) in cui i risultati del ROM (calcolato come la media dei ROM di ciascuna ripetizione) sono stati divisi in base alla gamba con cui è stato eseguito il task.

Capitolo 3 **RISULTATI**

In questo capitolo vengono presentati i risultati ottenuti al termine dello studio.

La Tabella della Figura 22, creata con lo script "*results_4frailty.m*", evidenzia i dati dei task che sono stati eliminati ("*quality=0*"), perché considerati non attendibili.

Subject	Knee extension Left	Knee extension Left	Hip abduction Left	Hip abduction Right	Hip aextension Left	Hip aextension Righth	Totals
paz_1	1	1	1	1	1	1	6
paz_2	1	1	1	1	1	1	6
paz_3	1	1	1	1	1	1	6
paz_4	0	0	1	1	1	1	4
paz_5	1	1	1	1	1	1	6
paz_6	1	1	1	1	1	1	6
paz_7	0	0	0	1	1	1	3
paz_8	1	1	1	1	1	1	6
paz_9	1	1	0	0	1	1	4
paz_10	1	1	1	1	1	1	6
paz_11	1	1	1	1	1	1	6
paz_12	1	1	1	1	1	1	6
paz_13	0	0	1	0	1	0	2
paz_14	1	1	1	1	1	1	6
Overall	11	11	12	12	14	13	

Figura 22: Tabella che mette in evidenza i dati che sono stati eliminati.

Dalla Tabella si può notare che solo per dieci soggetti (evidenziati in celeste) i dati ottenuti risultano validi per tutti i sei task. Nell'ultima riga della tabella ("Overall") è stata calcolata la somma dei dati considerati attendibili per ciascun task motorio.

Vengono inoltre riportati, a scopo illustrativo, i grafici degli angoli di un singolo soggetto (avente codice identificativo "paz_5"):

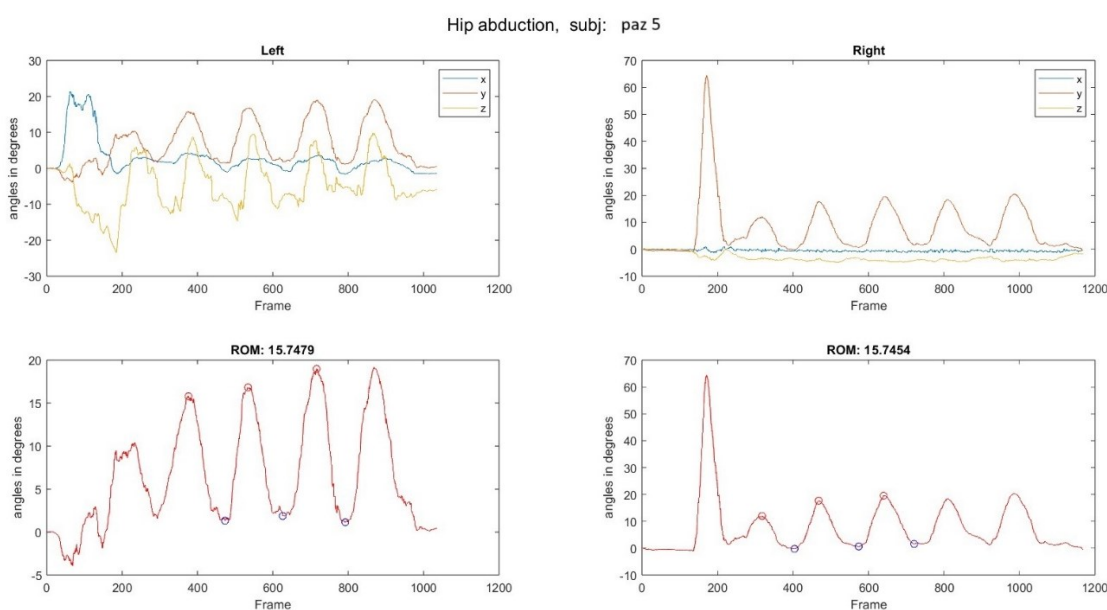


Figura 23: illustrazione degli angoli dell'articolazione dell'anca durante 5 ripetizioni del Task di abduzione.

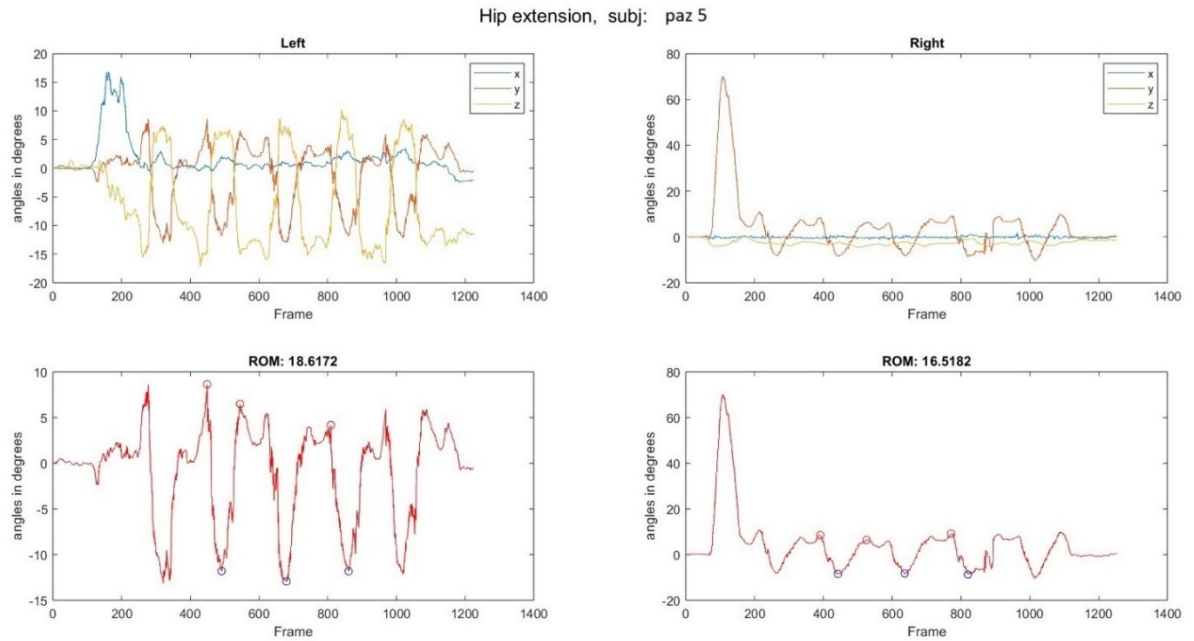


Figura 24: illustrazione degli angoli dell'articolazione dell'anca durante 5 ripetizioni del Task di estensione.

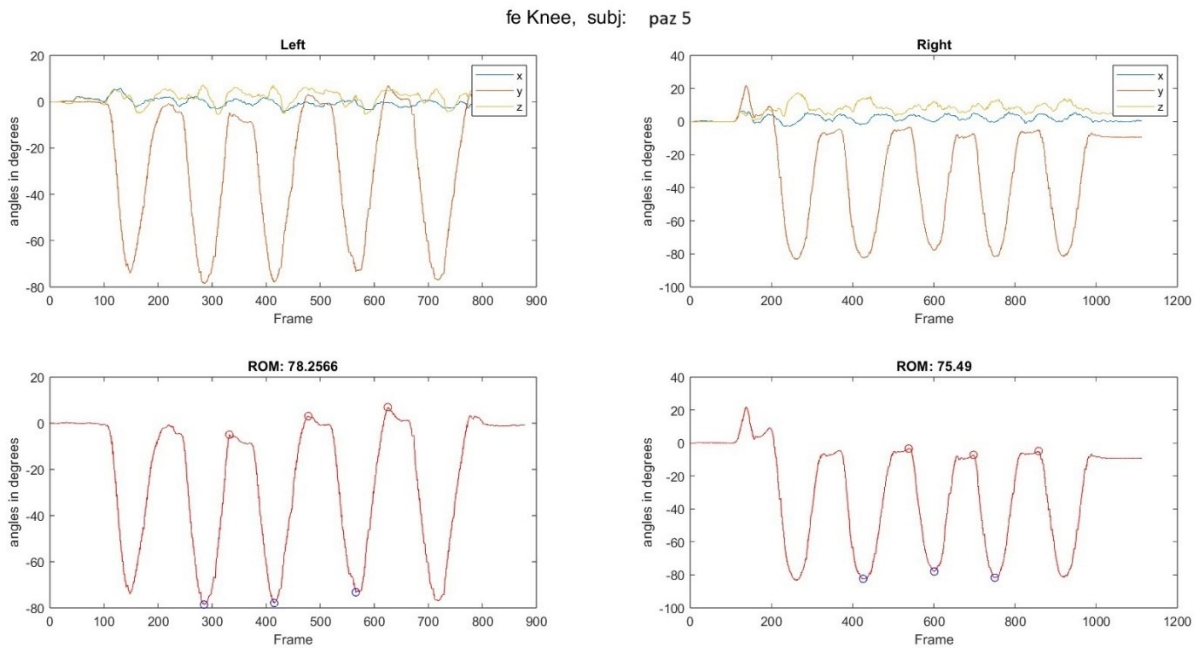


Figura 25: illustrazione degli angoli dell'articolazione del ginocchio durante 5 ripetizioni del Task di flessione/estensione.

I valori medi tra tutti i dati di tutti i soggetti presenti nel database "DB_4frailty" con etichetta "quality=1" per ogni task motorio sono:

Flesso/estensione ginocchio

lato	ROM medio	SD
sinistro	80.0	14.8
destro	86.0	11.0
destro e sinistro	83.0	13.1

Tabella 3

Abduzione anca

lato	ROM medio	SD
sinistro	19.0	6.4
destro	14.4	3.5
destro e sinistro	16.7	5.6

Tabella 4

Estensione anca

lato	ROM medio	SD
sinistro	23.9	10.5
destro	22.9	9.2
destro e sinistro	23.4	9.7

Tabella 5

Tutti i risultati sono riportati con una cifra decimale in quanto l'azienda produttrice dei sensori ha dichiarato che l'errore di misura è di circa il 5 %.

I risultati sono stati tutti riassunti nella seguente Tabella 6, nella quale è stato calcolato anche il parametro di Coefficiente di Varianza (CV), una misura statistica che viene utilizzata per esprimere la dispersione di un insieme di dati rispetto alla media. È definito come il rapporto tra la deviazione standard e la media.

Task motorio	ROM medio [°]	SD	CV
Estensione anca	23.4	9.7	0.4
Adduzione anca	16.7	5.6	0.3
Flesso/Estensione ginocchio	83.0	13.1	0.2

Tabella 6

Capitolo 4 **DISCUSSIONE**

In questo capitolo verranno espone le considerazioni in merito ai risultati illustrati nel capitolo precedente. Da una prima analisi qualitativa, i grafici degli angoli delle articolazioni ottenuti durante l'esecuzione dei task, evidenziano un pattern ben definito e abbastanza regolare tra le diverse ripetizioni dello stesso task, permettendo di concludere che i dati raccolti sembrano, a livello visivo, attendibili e significativi. Nonostante la buona ripetibilità intra-soggetto, i CV calcolati sull'intera popolazione risultano elevati (20 – 40%), evidenziando una forte variabilità inter-soggetto nell'esecuzione dei task motori.

È stata eseguita una revisione della letteratura con lo scopo di confrontare i dati ottenuti dalla popolazione con OI con quelli di una popolazione di controllo; tuttavia, sono emersi pochissimi studi che acquisiscano dati relativi agli stessi task motori (abduzione anca, estensione anca e flesso/estensione ginocchio) con l'utilizzo di sensori IMU.

È possibile fare un paragone con i risultati ottenuti da [12], nel cui studio sono stati reclutati su base volontaria ventuno soggetti sani (M: 10/F: 11; età: $23,5 \pm 1,3$ anni; altezza $175,3 \pm 8,7$ cm; peso $68,5 \pm 11,6$ kg; BMI $22,1 \pm 2,1$ kg/m²). A quest'ultimi sono stati fatti eseguire diversi task motori, tra cui l'abduzione dell'anca, l'estensione dell'anca e la flessione del ginocchio eseguita in posizione seduta. È importante notare che, nel presente studio, la flessione del ginocchio è stata eseguita invece da posizione eretta. Nella Figura 26 vengono riportati i risultati dello studio illustrato in [12], nel quale sono stati calcolati i ROM sia con l'utilizzo di un sistema IMU (lo stesso utilizzato per l'acquisizione dei dati analizzati durante il periodo di tirocinio), sia con l'utilizzo di un sistema stereofotogrammetrico ("MoCap"). I dati raccolti da quest'ultimo sistema sono stati utilizzati come Gold Standard per verificare l'accuratezza dei dati raccolti dal sistema IMU.

Motor Task	ROM (°)			Accuracy (%)	RMSE (°)	MCID = 1 SEM (°)
	IMU	MoCap	MoCap – IMU	IMU vs. MoCap	IMU vs. MoCap	
semi-squat	33.92 (7.34)	34.80 (9.33)	0.88	97.5%	3.71	5
Hip abduction	30.93 (6.09)	35.12 (5.90)	4.19 †	88.1%	6.38	1.74
Hip flexion	30.28 (5.24)	31.32 (5.17)	1.04	96.7%	3.68	1.85
Hip extension	17.08 (3.75)	23.40 (4.26)	6.32 †	73%	8.47	3.78
Knee extension	71.05 (10.28)	66.15 (9.95)	4.9 †	92.6%	5.90	1.57
Anterior trunk flexion	40.15 (8.36)	30.15 (5.50)	10 †	66.8%	14.55	8.07
Trunk bending	26.53 (5.33)	30.10 (6.06)	3.57 †	88.1%	4.49	3.24

Figura 26: Risultati dei ROM calcolati su ventuno soggetti sani, con sistema IMU e stereofotogrammetrico, dello studio [12]

È stata creata la Tabella 7 per confrontare i dati ottenuti dai 14 soggetti con OI acquisiti durante questo studio e i dati ottenuti sulla popolazione di controllo ricavati da [12], entrambi acquisiti con l'utilizzo dello stesso sistema IMU. Tuttavia, questo confronto presenta limitazioni

significative in quanto i dati relativi alla popolazione con OI sono stati acquisiti su una popolazione con una fascia di età molto ampia e diversa rispetto alla popolazione di controllo.

Task eseguito	ROM [°] popolazione con OI	ROM [°] popolazione di controllo
Estensione anca	23.4 (9.7)	17.1 (3.8)
Adduzione anca	16.7 (5.6)	30.9 (6.1)
Flesso/Estensione ginocchio	83.0 (13.1)	71.1 (66.2)

Tabella 7: ROM medi in gradi (SD) delle due popolazioni

Malgrado i dati ottenuti siano sufficientemente accurati, i limiti del presente studio sono diversi, in particolare un aspetto importante è la mancanza di una popolazione di controllo. È da tenere in considerazione che i dati usati in questo studio sono stati acquisiti all'interno di un progetto ancora in via di sviluppo, pertanto, non è stato possibile avere i dati di una popolazione di controllo al fine di fare un paragone e un'analisi statistica sufficientemente robusta. Un altro limite riguarda gli errori, non irrilevanti, a cui sono soggetti i sistemi di acquisizione IMU utilizzati durante lo studio, tali errori sono probabilmente dovuti a:

- 1) le procedure sulla preparazione del paziente indicate dall'azienda non prevedono una calibrazione soggetto-specifica sufficientemente adeguata, come spiegata in [10];
- 2) una frequenza di campionamento molto bassa;
- 3) la registrazione e comunicazione dei dati tramite tecnologia Bluetooth può essere affetta da interruzioni e ritardi causando la perdita dei dati o della sincronizzazione tra i sensori [10].

Inoltre, durante l'elaborazione dei dati si sono verificati alcuni problemi, dovuti al software del sistema IMU utilizzato. Nello specifico, vi sono stati dei casi nei quali gli assi impiegati nel calcolo degli angoli delle articolazioni sono stati invertiti tra loro o avevano segno opposto. Tali problematiche sono state risolte visualizzando i grafici e scartando i dati dubbi di validità. Tuttavia, a causa della totale mancanza in letteratura di ulteriori misure degli stessi task motori su una popolazione avente la stessa patologia, ha comportato un'eliminazione dei dati ritenuti non validi o poco attendibili in modo soggettivo.

Capitolo 5 **CONCLUSIONI e SVILUPPI FUTURI**

I sensori IMU sono ad oggi in continua evoluzione e sempre più aziende e ricercatori investono in studi per il loro perfezionamento. In particolare, la loro applicazione nell'analisi del movimento è molto promettente e si prevede che avranno un ruolo sempre più centrale nei programmi di riabilitazione.

Dai risultati ottenuti nel presente studio è emerso che l'utilizzo di un sistema di sensori inerziali indossabili, permette di ottenere misurazioni di ROM delle principali articolazioni dell'arto inferiore con un livello di affidabilità discreto. Tuttavia, sono necessari ulteriori studi volti ad ottenere una più completa caratterizzazione della cinematica di pazienti affetti da Osteogenesi Imperfetta

Sensori IMU e le nuove frontiere di riabilitazione e telemedicina

Negli ultimi anni, l'utilizzo di sistemi di sensori inerziali indossabili ha rivoluzionato il panorama della riabilitazione e della telemedicina, aprendo nuove prospettive per il monitoraggio e l'assistenza a distanza dei pazienti. Questi dispositivi, capaci di rilevare e analizzare il movimento e la postura del corpo con un'alta precisione, permettono di raccogliere dati in tempo reale sulle prestazioni motorie e sul progresso terapeutico. Integrati in piattaforme telematiche, i sensori IMU facilitano la comunicazione tra pazienti e professionisti sanitari, garantendo un monitoraggio costante e un intervento tempestivo, anche a distanza. Inoltre, la loro applicazione nel campo della riabilitazione offre opportunità uniche per personalizzare i programmi di recupero e migliorare l'aderenza alle terapie, trasformando la pratica clinica tradizionale in un approccio più dinamico e interattivo. Queste innovazioni non solo aumentano l'efficacia delle strategie riabilitative, ma promuovono anche un maggior coinvolgimento del paziente, riconoscendone il ruolo attivo nel proprio processo di guarigione. In questo contesto, la sinergia tra tecnologia e medicina rappresenta un passo significativo verso un futuro in cui la salute e il benessere possono essere gestiti in modo più efficiente e personalizzato.

Sebbene sempre più studi hanno dimostrato che i sistemi basati su IMU sono stati utilizzati con successo nel campo della riabilitazione, la loro accuratezza e affidabilità devono essere ulteriormente valutate al fine di definire le migliori pratiche e protocolli standardizzati [12].



*Figura 27: esempio di applicazione dei sensori IMU nel campo della riabilitazione: valutazione dei movimenti articolari
[<https://euleria.health/>]*

BIBLIOGRAFIA

- [1] C. R. Garman, A. Graf, J. Krzak, A. Caudill, P. Smith, and G. Harris, “Gait Deviations in Children With Osteogenesis Imperfecta Type I,” *Journal of Pediatric Orthopaedics*, vol. 39, no. 8, pp. e641–e646, Sep. 2019, doi: 10.1097/BPO.0000000000001062.
- [2] S. De Wouters *et al.*, “Quantitative gait analysis in children with osteogenesis imperfecta: relationship between gait deviations and clinical features,” *Acta Orthop Belg*, vol. 88, no. 2, pp. 255–262, Jun. 2022, doi: 10.52628/88.2.9117.
- [3] O. Viapiana, L. Idolazzi, D. Gatti, M. Rossini, E. Fracassi, and S. Adami, “Terapia dell’osteogenesi imperfetta,” *L’Endocrinologo*, vol. 9, no. 1, pp. 28–34, Mar. 2008, doi: 10.1007/BF03344601.
- [4] C. Land, F. Rauch, K. Montpetit, J. Ruck-Gibis, and F. H. Glorieux, “Effect of intravenous pamidronate therapy on functional abilities and level of ambulation in children with osteogenesis imperfecta,” *Journal of Pediatrics*, vol. 148, no. 4, pp. 456–460, Apr. 2006, doi: 10.1016/j.jpeds.2005.10.041.
- [5] A. Graf *et al.*, “Gait characteristics and functional assessment of children with type I osteogenesis imperfecta,” *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 27, no. 9, pp. 1182–1190, Sep. 2009, doi: 10.1002/jor.20871.
- [6] A. Leardini, G. Lullini, S. Giannini, L. Berti, M. Ortolani, and P. Caravaggi, “Validation of the angular measurements of a new inertial-measurement-unit based rehabilitation system: comparison with state-of-the-art gait analysis,” 2014. [Online]. Available: <http://www.jneuroengrehab.com/content/11/1/136>
- [7] N. Ahmad, R. A. R. Ghazilla, N. M. Khairi, and V. Kasi, “Reviews on Various Inertial Measurement Unit (IMU) Sensor Applications,” *International Journal of Signal Processing Systems*, pp. 256–262, 2013, doi: 10.12720/ijsp.1.2.256-262.
- [8] S. Veena, N. Rai, H. L. Suresh, and V. S. Nagaraja, “Design, modelling, and simulation analysis of a single axis MEMS-based capacitive accelerometer,” *International Journal of Engineering Trends and Technology*, vol. 69, no. 10, pp. 82–88, Oct. 2021, doi: 10.14445/22315381/IJETT-V69I10P211.
- [9] K. H. E. Beange, A. D. C. Chan, and R. B. Graham, “Sources of error during inertial sensing of human movement: a critical review of the fundamentals,” in *2023 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications, MeMeA 2023 - Conference Proceedings*, Institute of Electrical and Electronics Engineers Inc., 2023. doi: 10.1109/MeMeA57477.2023.10171885.
- [10] A. Cereatti *et al.*, “ISB recommendations on the definition, estimation, and reporting of joint kinematics in human motion analysis applications using wearable inertial measurement technology,” *J Biomech*, vol. 173, p. 112225, Aug. 2024, doi: 10.1016/j.jbiomech.2024.112225.
- [11] R. V. Vitali and N. C. Perkins, “Determining anatomical frames via inertial motion capture: A survey of methods,” Jun. 09, 2020, *Elsevier Ltd*. doi: 10.1016/j.jbiomech.2020.109832.
- [12] S. Cerfoglio *et al.*, “Evaluation of Upper Body and Lower Limbs Kinematics through an IMU-Based Medical System: A Comparative Study with the Optoelectronic System,” *Sensors*, vol. 23, no. 13, Jul. 2023, doi: 10.3390/s23136156.

INDICE DELLE FIGURE

Figura 1: OI di tipo V in un adulto [https://it.wikipedia.org]	2
Figura 2: Analisi del ciclo del passo con visualizzazione delle rotazioni delle articolazioni di anca, ginocchio, caviglia e pelvi rispetto la percentuale del ciclo della camminata (asse x). In azzurro è riportata la banda del valore medio con deviazione standard per i soggetti affetti da OI di tipo 1, mentre in grigio è rappresentato il gruppo di controllo [5].....	7
Figura 3: schema del sistema massa-molla-smorzatore [8]	10
Figura 4: accelerometro capacitivo con struttura a pettine [https://www.fisica.uniud.it]	11
Figura 5: Forza di Coriolis [http://introduction-to-mems-gyroscopes.html]	12
Figura 6: funzionamento magnetometro [https://en.wikipedia.org]	13
Figura 7: piani principali del corpo umano [https://www.kinesiopatia.it]	15
Figura 8: quadro concettuale per la progettazione e validazione di un protocollo sperimentale e analitico per la stima della cinematica articolare, usando un sistema IMU, secondo ISB [10].....	16
Figura 9: metodi utilizzabili per poter la stima degli assi rispetto al sistema di riferimento delle IMU [10]	18
Figura 10: esempio di utilizzo della postura di riferimento per definire il JCS dell'articolazione del ginocchio senza definire esplicitamente l'ACS dei segmenti del femore e della tibia [10].....	19
Figura 11: bande elastiche, per tutti i distretti corporei[https://euleria.health/].	22
Figura 12: task motori: (a) flessione/estensione del ginocchio, (b) abduzione dell'anca, (c) estensione dell'anca [https://slideplayer.it/].....	24
Figura 13: esempio di file .csv salvato dal sistema IMU	24
Figura 14: DB con i dati acquisiti su tutti i soggetti: (a)struttura che associa al codice identificativo di ogni soggetto le sottostrutture di ogni articolazione contenente tutti i dati acquisiti sullo specifico soggetto, nei diversi task eseguiti. (b) struttura del soggetto "paz_1" per l'articolazione dell'anca. (c) struttura contenente i vettori degli angoli dell'anca sinistra nei tre assi (x,y,z), calcolati durante un task di abduzione dell'anca sinistra	25
Figura 15: esempio in cui gli assi sono stati probabilmente invertiti dal sistema IMU, nell'acquisizione dell'estensione dell'anca destra.	26
Figura 16: esempio di acquisizione in cui è stato fatto eseguire un trigger iniziale al fine di sincronizzare i sensori. Il ROM medio è stato calcolato facendo la media tra i ROM delle tre ripetizioni centrali in modo tale da escludere la prima e le ultime che potrebbero essere affette da artefatti.	27
Figura 17: Schema del Database contenente i risultati dei ROM medi divisi per ogni singolo soggetto (singles) e dei ROM medi tra tutti i soggetti (overall)	28
Figura 18: Schema della struttura "overall", in cui i risultati sono stati divisi per task motorio, dove con "fe_knee" si intende la flessione/estensione del ginocchio, con "abd_Hip" l'abduzione anca e "axt_Hip" è l'estensione dell'anca.	28
Figura 19: Schema della sottostruttura di ciascun task motorio, dove i dati sono stati salvati per ogni singolo arto con cui è stato eseguito il task ("L" per sinistro e "R" per destro) e in modo complessivo ("overall").	28
Figura 20: Schema della struttura "singles", in cui i risultati sono stati divisi per soggetto	28
Figura 21: Schema della sottostruttura di un singolo soggetto, per un determinato task motorio (in questo caso flessione/estensione ginocchio) in cui i risultati del ROM (calcolato come la media dei ROM di ciascuna ripetizione) sono stati divisi in base alla gamba con cui è stato eseguito il task.....	29
Figura 22: Tabella che mette in evidenza i dati che sono stati eliminati.....	30
Figura 23: <i>illustrazione degli angoli dell'articolazione dell'anca durante 5 ripetizioni del Task di abduzione. ..</i>	30
Figura 24: <i>illustrazione degli angoli dell'articolazione dell'anca durante 5 ripetizioni del Task di estensione. ..</i>	31
Figura 25: <i>illustrazione degli angoli dell'articolazione del ginocchio durante 5 ripetizioni del Task di flessione/estensione.</i>	31
Figura 26: <i>Risultati dei ROM calcolati su ventuno soggetti sani, con sistema IMU e stereofotogrammetrico, dello studio [12]</i>	34
Figura 27: esempio di applicazione dei sensori IMU nel campo della riabilitazione: valutazione dei movimenti articolari [https://euleria.health/]	37