



POLITECNICO
MILANO 1863

Corso di Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica

Dipartimento di Elettronica, Informazione e Bioingegneria

**SISTEMA INERZIALE INDOSSABILE UPPER BODY PER
L'ERGONOMIA FISICA: ANALISI E VALIDAZIONE**

Relatore: prof. Carlo Albino Frigo

Correlatore: prof. Giuseppe Andreoni

Correlatore: prof. Paolo Perego

Tesi di Laurea Magistrale di:

Angela Colombo

Matricola: 905265

Anno Accademico 2019 - 2020

Vorrei ringraziare tutte le persone che mi hanno incoraggiata e aiutata nel corso di questo progetto.

Un ringraziamento speciale va ai miei compagni di studio presenti e passati. In particolare, ringrazio Angela, Alice, Chiara A., Carola, Eleonora, Giulio, Chiara C., Costanza e Francesca che con pazienza e affetto mi hanno accompagnata durante le sfide di questi anni, ricordandomi che ogni traguardo è più soddisfacente e ogni insuccesso più facile da affrontare, se condiviso.

Dedico questa tesi anche a tutti i miei amici delle residenze che mi hanno fatto comprendere che è possibile sentirsi a casa ovunque, quando si vive in un'atmosfera di allegro sostegno reciproco.

Un pensiero sentito va anche a tutte le persone con cui ho condiviso bellissime scalate in questi anni e che mi hanno fatto superare ostacoli di ogni natura, non solo tra le montagne.

Infine, vorrei ringraziare i professori Andreoni, Perego, Frigo e Galli che durante questa tesi e nella precedente mi hanno fatto appassionare a questo ambito di studi.

Un'ultima dedica va alla mia famiglia. Durante questi anni mi sono chiesta per quale motivo mi fossi appassionata proprio ad ingegneria. Mi sono data tante risposte ma alla fine ho capito che la scelta di questa facoltà era in linea con il più importante messaggio con il quale sono stata cresciuta, ovvero il fatto che la serenità personale non risieda nell'assenza di difficoltà e problemi ma dipenda piuttosto dalla volontà di risolverli e dalla tenacia nell'affrontarli. Forse è proprio questo a rendere speciale il percorso, a prescindere dalla destinazione.

SOMMARIO.....	1
ABSTRACT.....	6
1. INTRODUZIONE.....	12
1.1 Analisi ergonomica e sicurezza sul lavoro: possibili metodi di indagine.....	12
1.1.1 Questionari, mappe e scale psicofisiche.....	12
1.1.2 Posturegram (Priel, 1974).....	17
1.1.3 Owaco Working Posture Analysis System (Karhu et al., 1977, 1981).....	17
1.1.4 Posture Targeting (Corlett et al., 1979).....	18
1.1.5 Rapid Upper Limb Assessment (Corlett et al., 1979).....	19
1.1.6 Video Analisi	20
1.1.7 Strain Index (Moore e Garg, 1995).....	21
1.1.8 OCRA (Occhipinti, 1998).....	22
1.1.9 Sviluppo di un modello di valutazione del rischio di CTD (Cumulative Trauma Disorders, Seth, Weston, Freivalds, 1997).....	28
1.1.9.1 Force Capacity.....	28
1.1.9.2 Force Frequency Score.....	29
1.1.9.3 Overall Posture Score.....	31
1.1.9.4 Predicted Incidence Rate.....	33
1.1.10 NIOSH (National Institute for Occupational Safety and Health, 1994).....	33
1.2 Considerazioni su limiti e possibili miglioramenti dei metodi di analisi.....	36
2. MATERIALI E METODI.....	38
2.1 Sensori inerziali, IMU, MARG.....	38
2.1.1 Accelerometro.....	38
2.1.2 Giroscopio.....	42
2.1.3 Magnetometro.....	44
2.1.4 Sensor Fusion.....	47
2.1.5 Aspetti progettuali rilevanti per applicazioni in ambito ergonomico.....	53

2.2 Elettromiografia (EMG) e strumentazione.....	56
2.2.1 Elaborazione del segnale.....	57
2.2.2 Contenuto in frequenza e possibilità di filtraggio.....	57
2.2.3 Possibilità di analisi del segnale	60
2.2.4 EMG ed Ergonomia.....	62
2.3 Possibili metodi di validazione.....	64
2.3.1 Validazione con sistema optoelettronico.....	64
2.3.1.1 Ipotesi fondamentali.....	64
2.3.1.2 Il protocollo anatomico.....	65
2.3.1.3 I sistemi di riferimento anatomici.....	66
2.3.1.4 Angoli articolari: angoli di Cardano, Eulero e JCS.....	71
2.3.1.5 JCS per il modello realizzato.....	77
2.3.1.6 Procedimento di elaborazione dati da sensori inerziali.....	80
2.3.2 Validazione con X Sens.....	86
2.3.2.1 Calcolo degli angoli relativi e assoluti tra i segmenti.....	86
2.3.2.1.1 Calcolo dei quaternioni: calibrazione in posizione neutra.....	86
2.3.2.1.2 Calcolo dei quaternioni: calibrazione in posizione seduta.....	95
2.3.2.1.3 Calcolo degli angoli di Eulero: calibrazione in posizione neutra.....	95
2.3.2.1.4 Calcolo degli angoli di Eulero: calibrazione in posizione seduta.....	100
2.3.2.2 Il modello virtuale modulare, tridimensionale.....	100
2.3.2.2.1 Il modello calibrato in posizione neutra.....	100

2.3.2.2.2 Il modello calibrato in posizione seduta.....	105
2.3.2.2.3 L'interfaccia grafica.....	106
2.3.3 La validazione geometrica	108
2.4 Modifiche al protocollo sperimentale per il sistema Notch.....	111
2.4.1 Il sistema Notch.....	111
2.4.2 Considerazioni sul protocollo di validazione.....	113
2.4.3 Set up sperimentale.....	114
2.4.4 Analisi dei dati.....	116
2.4.4.1 Analisi dei movimenti mono articolari in un piano (per ogni soggetto).....	118
2.4.4.2 Analisi del movimento complesso (per ogni soggetto).....	119
2.4.4.3 Ulteriore analisi dei dati.....	120
3. RISULTATI.....	121
3.1 Movimenti mono articolari in un piano.....	121
3.2 Movimento complesso.....	142
3.3 Andamento dell'errore nel tempo ed al variare del ROM, analisi sovrastima e sottostima.....	149
3.4 Ranges of motion.....	151
4. CONCLUSIONI E SVILUPPI FUTURI.....	155
BIBLIOGRAFIA.....	159
SITOGRAFIA.....	164

INDICE DELLE FIGURE

Fig.1 - Risultati sondaggio Eurostat (2013).....	13
Fig.2 - Dati forniti dall'European Working Conditions Survey (EWCS, 2015).....	13
Fig.3 – Parte iniziale del questionario OSHA.....	15
Fig.4 – Esempio di mappa di Corlett e Bishop.....	16
Fig.5 – Posturegram: livelli di suddivisione e piani di riferimento.....	17
Fig.6 – Diagramma per posture targeting.....	19
Fig.7 – Schema per definire il punteggio globale del metodo RULA.....	20
Fig.8 – Criteri di attribuzione dei punteggi per lo Strain Index.....	22
Fig.9 – Schema generale per mini-checklist OCRA.....	27
Fig.10 - relazione tra i punteggi della Checklist e della Mini Checklist.....	27
Fig.11 – Diversi tipi di presa manuale.....	29
Fig.12 – Modello meccanico dell'accelerometro e diagramma di corpo libero.....	39
Fig.13 – Accelerometro piezoresistivo.....	40
Fig.14 – Accelerometro capacitivo.....	41
Fig.15 – Accelerometro capacitivo MEMS.....	42
Fig.16 – La forza di Coriolis.....	42
Fig.17 – possibile realizzazione di un giroscopio.....	44
Fig.18 – Schema di funzionamento di un giroscopio.....	44
Fig.19 – Effetto Hall.....	46
Fig.20 – Magnetometro ad induzione 3D.....	46
Fig.21 – Plot in scala log-log della varianza di Allan rispetto al tempo di correlazione per due diversi giroscopi.....	49
Fig.22 – Integrazione del rumore bianco.....	50
Fig.23 – Schema a blocchi del filtro complementare.....	52

Fig.24 - Andamento dei consumi di corrente medi per accelerometro e giroscopio al variare della frequenza di campionamento in modalità ad alto e basso consumo.....	54
Fig.25 – Punti di reperi anatomici per il modello biomeccanico.....	66
Fig.26 – Determinazione del centro della testa dell’Omero.....	68
Fig.27 – sistemi di riferimento dei segmenti corporei per validazione con sistema optoelettronico.....	71
Fig.28 – Sistema di riferimento della mano per validazione con sistema optoelettronico.....	71
Fig.29 – rotazione assiale con braccia distese lungo il corpo, articolazione toraco-omerale.....	79
Fig.30 – Ipotesi per validazione con X Sens.....	87
Fig.31 - Esempio di rotazione dal sistema di riferimento del sensore a quello desiderato.....	88
Fig.32 – Sistema di riferimento del tronco in posizione iniziale ed in movimento.....	92
Fig.33 - Passaggi per il calcolo degli angoli relativi per l’articolazione della spalla.....	93
Fig.34 – Calibrazione da seduti.....	95
Fig.35 – Gradi di libertà del tronco.....	96
Fig.36 – Gradi di libertà della spalla.....	97
Fig.37 – Gradi di libertà del gomito.....	97
Fig.38 – Gradi di libertà del polso e pronazione/supinazione avambraccio.....	98
Fig.39 – Misure antropometriche per l’avatar virtuale.....	102
Fig.40 – Schema di funzionamento dello stack delle rotazioni.....	104
Fig.41 – Avatar virtuale in posizione neutra.....	105
Fig.42 – Confronto delle posizioni di calibrazione.....	106
Fig.43- Avatar virtuale in posizione seduta.....	106
Fig.44 – Interfaccia grafica.....	107
Fig.45 – Validazione con braccio robotizzato.....	110
Fig.46 – Schema e metodo di fissaggio del sistema Notch.....	112
Fig.47 – Avatar virtuali dei sistemi Notch ed X Sens.....	112
Fig.48 – Esempio di fissaggio congiunto dei sistemi Notch ed X Sens.....	115

Fig.49 - Rotazione tronco: angolo nel tempo per i due sistemi, tre piani.....	121
Fig.50 - Rotazione tronco: angolo nel tempo soggetto uno per i due sistemi, singolo piano.....	122
Fig.51 - Rotazione tronco: ripetizioni normalizzate nel tempo per il soggetto uno.....	122
Fig.52 - Rotazione tronco: andamento medio delle ripetizioni per il soggetto uno.....	123
Fig.53 - Flessione ed estensione del tronco: angolo nel tempo per i due sistemi, tre piani.....	124
Fig. 54 - Flessione ed estensione del tronco: angolo nel tempo per i due sistemi, singolo piano.....	124
Fig. 55 - Flessione ed estensione del tronco: andamento medio nel tempo delle ripetizioni per il soggetto uno.....	125
Fig.56 - Bending del tronco: angolo nel tempo per i due sistemi, tre piani.....	126
Fig.57 - Bending ed estensione del tronco: angolo nel tempo per i due sistemi, singolo piano.....	127
Fig. 58 - Bending del tronco: andamento medio nel tempo delle ripetizioni per il soggetto uno.....	127
Fig.59 - Rotazione della spalla: angolo nel tempo per i due sistemi, tre piani.....	128
Fig.60 - Rotazione della spalla: angolo nel tempo per i due sistemi, singolo piano.....	129
Fig.61 - Rotazione della spalla: andamento medio nel tempo delle ripetizioni per il soggetto uno.....	129
Fig.62 - Abduzione della spalla: angolo nel tempo per i due sistemi, tre piani.....	131
Fig.63 - Abduzione della spalla: angolo nel tempo per i due sistemi, singolo piano.....	131
Fig.64 - Abduzione della spalla: andamento medio nel tempo delle ripetizioni per il soggetto uno.....	132
Fig.65 - Flessione ed estensione della spalla: angolo nel tempo per i due sistemi, tre piani.....	133
Fig.66 - Flessione ed estensione della spalla: angolo nel tempo per i due sistemi, singolo piano.....	133
Fig.67 - Flessione ed estensione della spalla: andamento medio nel tempo delle ripetizioni per il soggetto uno.....	134
Fig.68 - Flessione del gomito: angolo nel tempo per i due sistemi, tre piani.....	135
Fig.69 - Flessione del gomito: angolo nel tempo per i due sistemi, singolo piano.....	135
Fig.70 - Flessione del gomito: andamento medio nel tempo delle ripetizioni per il soggetto uno.....	136
Fig.71 - Pronazione e supinazione dell'avambraccio: angolo nel tempo per i due sistemi, tre piani.....	137

Fig.72 - Pronazione e supinazione dell'avambraccio: angolo nel tempo per i due sistemi, singolo piano.....	137
Fig.73 - Pronazione e supinazione dell'avambraccio: andamento medio nel tempo delle ripetizioni per il soggetto uno.....	138
Fig.74 - Flessione ed estensione del polso: angolo nel tempo per i due sistemi, tre piani.....	139
Fig.75 - Flessione ed estensione del polso: angolo nel tempo per i due sistemi, singolo piano.....	139
Fig.76 - Flessione ed estensione del polso: andamento medio nel tempo delle ripetizioni per il soggetto uno.....	140
Fig.77 - Deviazione del polso: angolo nel tempo per i due sistemi, tre piani.....	141
Fig.78 - Deviazione del polso: angolo nel tempo per i due sistemi, singolo piano.....	141
Fig.79 - Deviazione del polso: andamento medio nel tempo delle ripetizioni per il soggetto uno.....	142
Fig.80 - Movimento complesso: angoli spalla.....	143
Fig.81 - Flessione della spalla, movimento complesso: angolo nel tempo per i due sistemi, singolo piano.....	143
Fig.82 - Flessione della spalla, movimento complesso: andamento medio nel tempo delle ripetizioni per il soggetto uno.....	144
Fig.83 - Adduzione della spalla, movimento complesso: angolo nel tempo per i due sistemi, singolo piano.....	145
Fig.84 - Adduzione della spalla, movimento complesso: andamento medio nel tempo delle ripetizioni per il soggetto uno.....	145
Fig.85 - Rotazione della spalla, movimento complesso: angolo nel tempo per i due sistemi, singolo piano.....	146
Fig.86 - Rotazione della spalla, movimento complesso: andamento medio nel tempo delle ripetizioni per il soggetto uno.....	146
Fig. 87 - Altre articolazioni, movimento complesso: andamento dell'angolo nel tempo.....	147
Fig. 88 - Esempio di andamento dell'errore in cicli consecutivi.....	150
Fig.89 - Esempio di aumento dell'errore al crescere del R.....	151

INDICE DELLE TABELLE

Tab.1 – Interpretazione dell’OCRA index.....	24
Tab.2 – Relazione punteggi OCRA e Checklist OCRA.....	26
Tab.3 – Relazione tra forza muscolare e angolo del collo in Overall Posture Score.....	31
Tab.4 – Tabella punteggi Overall Posture Score.....	32
Tab.5 – EMG standards per definire il limite inferiore del filtraggio.....	58
Tab.6 – Coordinate centro testa dell’Omero e raggio.....	69
Tab.7 – Protocollo e convenzioni per fase sperimentale.....	115
Tab.8 – Dati quantitativi errore per la rotazione del tronco.....	123
Tab.9 – Dati quantitativi errore per la flessione ed estensione del tronco.....	125
Tab.10 – Dati quantitativi errore per il bending del tronco.....	128
Tab.11 – Dati quantitativi errore per la rotazione della spalla	130
Tab.12 – Dati quantitativi errore per la abduzione della spalla.....	132
Tab.13 – Dati quantitativi errore per la flessione ed estensione della spalla.....	134
Tab.14 – Dati quantitativi errore per la flessione ed estensione del gomito.....	136
Tab.15 – Dati quantitativi errore per la pronazione e supinazione dell’avambraccio.....	138
Tab.16 – Dati quantitativi errore per la flessione ed estensione del polso.....	140
Tab.17 – Dati quantitativi errore per la deviazione del polso.....	142
Tab.18 - Dati quantitativi errore per la flessione della spalla nel movimento complesso.....	139
Tab.19 - Dati quantitativi errore per la adduzione della spalla nel movimento complesso.....	144
Tab.20 - Dati quantitativi errore per la rotazione della spalla nel movimento complesso.....	146
Tab.21 - Correlazione di Spearman per i diversi piani/diverse articolazioni nel movimento complesso.....	147
Tab.22 – ROM medi dei movimenti registrati con il sistema X Sens.....	152
Tab.23 – ROM medi dei movimenti registrati con il sistema Notch.....	153

SOMMARIO

L'attività lavorativa può influire in modo diverso sulla condizione di salute dell'uomo a seconda delle peculiarità dei compiti che la caratterizzano e delle variabili introdotte da ciascun individuo che la svolge. L'impatto del lavoro sulla salute psicofisica dell'uomo è un problema poliedrico ed ogni sua sfaccettatura può essere a sua volta affrontata con una molteplicità di strategie.

In questo elaborato di tesi l'attenzione è rivolta ad un aspetto importante di questo problema, ovvero l'insorgenza di problemi muscolo scheletrici con origine connessa all'attività lavorativa.

Movimento e postura quindi diventano l'oggetto di osservazione primario. Di conseguenza, da un punto di vista ingegneristico, è importante focalizzarsi sui metodi di analisi e sulla strumentazione che possano avere un impatto positivo sulla prevenzione di questi disturbi e sull'identificazione dei fattori di rischio che l'attività lavorativa comporta.

Nella prima parte di questo progetto di tesi sono discussi i principali metodi di analisi ergonomica per l'ambito lavorativo ad oggi esistenti, con i loro vantaggi e limiti. Storicamente l'analisi dei fattori responsabili dei disturbi di tipo muscolo scheletrico è stata portata avanti con metodi diversi, che seguono tre orientamenti principali. I primi due sfruttano dati relativi alla condizione di salute del lavoratore e alle caratteristiche dell'attività svolta, derivati rispettivamente dall'autoanalisi (fortemente soggettiva) e dall'analisi di un osservatore esterno specializzato. Il terzo prevede invece l'utilizzo di misure quantitative tramite una strumentazione che si è evoluta nel tempo, a partire da fotogrammi e videocamere, fino a complessi sistemi optoelettronici. I tre approcci non sono sempre utilizzati in modo distinto ma spesso sono efficacemente combinati, anche tramite lo sviluppo di indici sintetici, realizzati non solo a scopo di prevenzione e classificazione del rischio di una certa attività, ma anche al fine di monitorare il movimento del singolo individuo.

In seguito, viene considerato uno strumento che potrebbe essere utilizzato nell'analisi ergonomica con successo e in larga scala, in virtù delle sue caratteristiche di costo limitato, praticità di utilizzo e versatilità d'impiego. Si tratta dei sistemi di analisi del movimento basati su sensori inerziali, ed in particolare sulle unità IMU/MARG.

Sono quindi considerate le caratteristiche delle unità IMU/MARG in generale ed i requisiti per questa specifica applicazione, con comfort e lunga durata di esercizio in primo piano.

Tali unità possono essere inserite su un supporto, realizzando ad esempio una maglietta sensorizzata che possa integrare anche altri segnali utili, come ad esempio il segnale EMG, brevemente trattato in questo progetto.

L'utilizzo di questi sistemi è però possibile a condizione che la qualità dei dati che essi forniscono in output sia soddisfacente. Per questo sono stati realizzati protocolli di validazione, pensati in particolare per una maglietta sensorizzata (MARG/ EMG) prodotta dal Politecnico di Milano, al momento in fase di ultimazione. Sono stati delineati tre casi: nei primi due il protocollo prevede un confronto con strumentazione che produca i medesimi dati in output, già validata. Specificatamente, nel primo caso è stato definito un protocollo basato su confronto con sistema optoelettronico, nel secondo con un altro sistema basato su unità MARG. Infine, viene motivato l'utilizzo di un terzo metodo, ovvero la validazione con braccio robotico.

Dal punto di vista sperimentale è stato scelto di implementare il secondo protocollo. È stato quindi elaborato un software per calcolare le variazioni angolari rispetto ad una posizione di calibrazione di riferimento (selezionabile tra ortostatica con palmi delle mani rivolti verso il piano mediale del corpo oppure posizione seduta), a partire dai quaternioni restituiti dalle unità MARG. Tali quaternioni rappresentano le rotazioni rispetto al sistema di riferimento terrestre (Nord, vettore opposto alla gravità e terzo asse ottenuto tramite prodotto vettoriale). Un secondo software rende possibile la visualizzazione dei movimenti tramite un avatar virtuale appositamente creato, provvisto di un'interfaccia grafica che permette all'utente la personalizzazione del modello a livello di proporzioni tra i segmenti e frequenza dei frames, oltre a consentire la scelta della posizione di calibrazione utilizzata.

Purtroppo, in seguito all'emergenza COVID-19, non è stato possibile eseguire le prove sulla maglietta sensorizzata per una variazione delle tempistiche del progetto ma è stato tuttavia possibile testare il sistema Notch, a disposizione in laboratorio. Tale sistema è acquistabile online ma non è reperibile molta letteratura sulle sue performances. L'implementazione è simile a quella del sistema che originariamente doveva essere testato ma le unità MARG sono poste su bande elastiche e non prevede sensori per il segnale EMG. Esso risulta in linea con i requisiti individuati per l'analisi

ergonomica, sia per le buone caratteristiche a livello hardware (comfort, bassi ingombri e peso, consumi adeguati) sia per la presenza di un software dall'utilizzo intuitivo.

I test sono stati eseguiti su tronco e arto destro di tre soggetti (due soggetti di sesso maschile e uno di sesso femminile, senza patologie che impedissero la realizzazione dei movimenti), considerando sia movimenti mono articolari in un unico piano, sia un movimento più complesso. In particolare, il movimento complesso selezionato consisteva nel gesto di puntare con il dito verso un punto specifico su un poster, in modo naturale. Per ogni soggetto è stata registrata un'unica traccia ma ogni movimento è stato ripetuto 5 volte. Gli angoli sono stati calcolati come differenza rispetto alla posizione di riferimento ortostatica, con i palmi delle mani rivolti verso il piano mediale del corpo. La fase sperimentale ha avuto luogo presso il laboratorio TEDH (Technology and Design for Healthcare) del Dipartimento di Design del Politecnico di Milano.

Un particolare impedimento che è stato riscontrato nella fase sperimentale ha avuto origine dal formato dei dati in output nella versione base del software, ovvero dalla restituzione degli angoli articolari sotto forma di angoli di Eulero, senza che fosse indicata la sequenza utilizzata. In questo modo si introduce una dipendenza del confronto dalla sequenza di Eulero utilizzata, che ha influenzato fortemente i risultati in alcuni casi, mostrando in alcune circostanze anche l'inadeguatezza della scelta da parte del sistema Notch, il quale forniva angoli incoerenti rispetto al movimento eseguito. Inoltre, a causa di questo impedimento, le procedure per ottenere le differenze angolari rispetto alla posizione di riferimento sono state diverse per i due sistemi: per il sistema X-Sens è stato possibile utilizzare il software da me realizzato mentre per il sistema Notch tali angoli sono invece stati ricavati come differenze tra angoli di Eulero. Infine, la terna di riferimento delle unità MARG del sistema Notch era levogira, diversamente dal sistema X Sens: è stato perciò necessario intervenire sul segno degli angoli.

L'analisi dei dati, per i movimenti semplici, i quali coinvolgono principalmente una singola articolazione, prevede i seguenti steps per ogni soggetto:

- Ricampionamento a 10 Hz e sincronizzazione nel tempo dei dati provenienti dai due sistemi
- Plot dei dati nel piano principale di movimento e nei secondari, separando i singoli movimenti (ma non le ripetizioni consecutive) e prima analisi qualitativa dei dati dei due sistemi sovrapposti

- Per il piano principale di movimento, viene eliminata una traslazione verticale visibile ad inizio traccia. Tale traslazione potrebbe essere imputabile alla diversa scelta delle sequenze di Eulero, a fenomeni di deriva dell'angolo nel tempo o al diverso ottenimento delle differenze angolari. Poiché non è possibile isolare la componente di deriva nel tempo, tale traslazione viene trascurata nell'analisi.
- Analisi quantitativa: ottenimento di un ROM medio per ciascun movimento (rispetto alle cinque ripetizioni) e comparazione dei ROM medi per i due sistemi (calcolo dell'errore medio del sistema Notch rispetto ad X Sens). Normalizzazione di ciascuna ripetizione del movimento nel tempo e realizzazione di una traccia che rappresenti la media delle ripetizioni (con deviazione standard) per entrambi i sistemi: confronto tramite indice di correlazione di Spearman, vista la non normalità dei dati.

Per il movimento complesso viene eseguita la procedura sopra indicata solo per la spalla, in quanto le altre articolazioni avevano una ROM spesso ridotti e grande variabilità tra le ripetizioni del movimento. Per tronco, gomito e polso si considera invece la correlazione di Spearman su tutta la traccia che include le cinque ripetizioni del movimento.

Ulteriori aspetti analizzati sono stati:

- Aumento dell'errore sul ROM nel tempo, in un range di circa 20 secondi (ovvero nel corso delle cinque ripetizioni consecutive del movimento)
- Aumento dell'errore tra i due sistemi all'aumentare del valore assoluto dell'angolo del sistema gold standard
- Eventuale tendenza a sovrastimare o sottostimare l'angolo del sistema Notch, rispetto al gold standard
- Analisi dei ranges of motion (in termini di ammissibilità da un punto di vista anatomico)

Da un punto di vista qualitativo, si osservano differenze tra i due sistemi talvolta piuttosto consistenti nei piani di movimento diversi da quello principale: questo è imputabile prevalentemente alle sequenze di Eulero scelte, non sempre corrispondenti (si ricorda che quella utilizzata dal sistema Notch non era nota).

Per quanto riguarda l'errore medio sui ROM, è risultato di diversa entità in base ai movimenti svolti (i risultati peggiori riguardano la spalla), con una tendenza ad aumentare laddove il segnale si

discostava da una sinusoide regolare a causa di pause o preparazioni del movimento. In alcuni casi, la scelta inadeguata da parte del sistema Notch della sequenza di Eulero ha portato ad una errata identificazione del movimento svolto (ad esempio la deviazione ulnare e radiale sono invertite).

Di contro, possiamo evidenziare una buona capacità del sistema di individuare la morfologia del segnale, sempre ben correlata con l'output del sistema golden standard.

È stata identificata una lieve tendenza del sistema Notch a sovrastimare il ROM (58,1% dei casi) e, nel 17,9% dei casi, ad accrescere l'errore all'aumentare del ROM. Rispetto alla crescita dell'errore nel tempo, non c'è evidenza di un particolare incremento nell'arco temporale di cinque ripetizioni.

Riguardo all'attendibilità dei ROM rispetto ai range di normalità, i valori sono generalmente in linea con quelli di riferimento e, laddove eccedono, è possibile spiegare i valori tramite analisi dei grafici e delle videoregistrazioni. Si nota infatti che in alcuni casi il movimento non parte dalla posizione neutra e che, nel caso del tronco, al movimento dello stesso si aggiunge la rotazione del bacino che è stata spesso spontaneamente eseguita dai soggetti.

Uno sviluppo futuro del progetto potrebbe consistere nella ripetizione della fase sperimentale su più soggetti, lavorando con quaternioni puri ottenuti modificando il software del sistema Notch tramite Software Development Kit, oltre che nella validazione tramite i restanti due protocolli.

Se la qualità dei dati non dovesse risultare soddisfacente in seguito ad ulteriori processi di validazione potrebbero essere posti vincoli biomeccanici sul modello in modo da eliminare eventuali incongruenze nei movimenti della catena biomeccanica riportati dal sistema.

Infine, una volta ottenuta e verificata la validità degli output del sistema, sarebbe interessante corredare il software associato al sistema indossabile con l'elaborazione real time di indici sintetici (nuovi o già esistenti) per l'individuazione di posture e movimenti potenzialmente rischiosi, in modo da offrire un servizio di prevenzione tempestivo e accurato al lavoratore.

ABSTRACT

The working activity can influence in different ways the health of man, according to the different characteristics of the tasks involved and to the variables introduced by the individuals who perform them. The impact of the job on the psychophysical health of the worker is a multifaceted problem and each side can be faced with multiple strategies.

In this thesis the focus is oriented toward an important aspect of this problem, that is the work-related musculoskeletal disorders. Motion and posture are the primary object of interest. Though, from an engineering point of view, it is important to explore all the different methods of analysis and the instrumentation that may have a positive impact on the prevention of these disorders and on the identification of the related risk factors.

In the first part of this project, the main approaches and methods of analysis are discussed, with their advantages and limitations. Historically, the analysis of the factors responsible for these types of disorders has been carried on according to three main approaches. The first two are based respectively on self-reported data and on the observation performed by an expert: both involve the bias of personal interpretation. The third one consists of quantitative measurements and it has evolved with the passing of the time, starting from simple camera frames, arriving to modern optoelectronic systems. The three approaches can be efficiently combined and even result in summary indices, designed not only for prevention and risk assessment, but also for single worker activity monitoring, along the day.

After this first section, a tool that might be a great candidate for an efficient analysis on a large scale of the work-related musculoskeletal disorders is considered: systems based on inertial sensors (IMU/ MARG) for the analysis of motion may be a great instrument as they can be affordable, easy and versatile to use.

For this reason, the IMU/MARG in general are presented and the characteristics required for studies about ergonomics are highlighted.

IMU and MARG units can be placed on pieces of clothing, perhaps with the addition of other sensors, such as EMG ones, that are briefly discussed in this project.

However, the efficacy of the use of these systems depends on the quality of the output data. Therefore, some validation protocols are here identified, developed specifically for a sensorized t-shirt designed by Polytechnic of Milan, which is currently in the last stages of production. Three cases have been identified. Two validation protocols are based on the comparison with already tested systems (golden standard for this ergonomic applications): the optoelectronic system and another system based on inertial measurements. Eventually, a third case is considered, motivating the importance of tests performed with robotic arms.

From an experimental point of view, the second protocol has been implemented. A software has been developed in order to compare the angles variation from a reference posture (with two options, one in standing position with the palms of the hands facing the medial sagittal plane of the body, one sitting). The angles are computed from the quaternions given as outputs by the MARG units, representing the rotations with respect to the earth frame of reference (NORD, vector opposed to gravity and the third axis obtained from the other two). A second software has been implemented to visualize the movements by a virtual avatar. The software includes a graphic interface that allows the user to choose the segments proportions, the frame rate, and the desired reference posture.

Unfortunately, because of the COVID-19 emergency, it has not been possible to test the t-shirt the protocols have been implemented for, due to changes in the time-schedule of the project. Though, a different system present in our laboratory was available. The tested instrument is the Notch system, which can be purchased online, but that does not come with sufficient literature about its performances. The product has the same purposes of the one that should have been originally tested but the sensors are placed on the body by means of elastic bandages and it does not include EMG signal sensing. Both hardware and software characteristics are suitable for ergonomics related purposes. In fact, it is comfortable, not invasive in terms of volumes and weight, it has relatively low energy consumption and it is equipped with a free downloadable software of simple use. The tests have been carried on with the participation of three subjects, considering the trunk and the right arm, forearm and wrist, performing both single joint and single axis movements, and more complex ones.

The tests have been performed by three subjects (two males and one female, without pathologies that would not have allowed the reproduction of the movements). The right arm, forearm and hand and the trunk have been considered. The movements consist of simple ones, involving one joint and one plane of motion, and a more complex one. The latter was the gesture of pointing a target spot on poster, with a spontaneous behaviour. A single track has been recorded for each subject, but every single movement has been performed five times per person. The angles are computed as difference from the standing position described above. The experiments took place at the TEDH laboratory (Technology and Design for Healthcare) of the Design Department of the Polytechnique of Milan.

A critical issue that occurred during the tests consists of the format of the output data from the Notch system. They were Euler angles whose rotation sequences had not been declared in the free version of the Software. The dependency of the comparisons from the rotation sequences has strongly affected the results. In some cases, the sequence chosen by the software has been proved inadequate with respect to the real movement, showing not acceptable outputs. Moreover, because of this output format, it was possible to use the developed software for the angles computation only for the X Sens system. For the Notch system, the angles variations from the reference position have been computed as differences of Euler angles. Also, the reference frame of the Notch MARG units was left oriented (opposed to the X Sens one) so it has been necessary to change some of the signs.

The analysis of the data from each subject, for the simple movements involving mainly one plane, was carried on this way:

- Resampling at 10 Hz and time synchronization of the data from the two systems
- Data plotting in the main plane of movement and in the secondary ones: qualitative analysis. The track is split so that it includes a single movement (which means five repetition of the movement itself), performed with the two system
- For the main plane of motion, a vertical offset at the beginning of the track is removed as its origin is uncertain. It might be caused by the choice of the Euler sequence, by the different method of computation of the angular difference from the reference posture or it might be a time drift error. As we cannot isolate the latter, which is the relevant component, this offset has not been considered.
- Quantitative analysis: an average ROM is obtained for each movement (with respect to the five repetitions) and the two systems are compared (the mean error of the ranges of motion is computed between the two systems). Each repetition of a certain movement is normalized

over time and an average track is obtained (including the standard deviation): the comparison is made using the Spearman's correlation index (due to the not normality of the data).

The procedure above is performed only on the shoulder data for the complex movement, as for the other joint the ranges of motion was very small and the variability among repetition was high. So, for the trunk, the elbow, and the wrist the Spearman correlation has been computed over the whole track, without the normalization over time of the cycles.

Other hypothesis that have been taken into account are:

- Increased ROM error over a time span of around 20 seconds (the time of five repetitions)
- Increased error between the two system for increasing absolute values of angle of the golden standard system
- Possible tendency of the Notch system to overestimate or underestimate the angle, with respect to the golden standard
- Analysis of the ranges of motion (from an anatomical point of view)

Qualitatively, differences between the two systems are evident in the secondary planes of motion: this may be caused by the differently chosen Euler sequence (it has to be reminded that the Notch ones are not known).

As far as the mean ROM error is concerned, the result is different accordingly to the different performed movements (the worst results are from the shoulder joint), with a tendency to increase wherever the signal moves away from a perfectly sinusoidal one, due to pauses or preparation rotations. In some cases, the inadequate choice of the Euler sequence by the Notch system led to an erroneous identification of the direction of the movements itself (ulnar and radial deviation, for example, are confused).

On the contrary, we can highlight a good reproduction by the system in exam of the signal morphology, always well correlated with the golden standard output.

There is a mild tendency to overestimate the ROM by the Notch system (58,1% of the cases) and, in 17,9% of the cases, the error increases if the ROM increases. There is no evidence instead, of an angle drift over the time of five repetitions.

Regarding the comparison of the ranges of motion with the normality values, the reference boundaries are usually not violated and, whenever they are, it is possible to explain the fact observing the plots and the video recordings. Exceeding ranges are frequently due to a starting position of the movement different from the reference one. In the case of the trunk, the high values of rotations are caused by the sum of a pelvis rotation that cannot be isolated and removed.

A future development of this project may consist of the repetition of the test on more subjects using pure quaternions that, for the Notch system, can be obtained modifying the given software by the Software Development Kit. Also, it would be interesting to test the system with the other two methods.

If, after further studies, the quality of the data were unsatisfying, the implementation of biomechanical boundaries may be a good solution in order to avoid incongruencies in the system reported movements of the biomechanical chain.

At last, once verified the consistency of the output data, it would be interesting to improve the software with the real time calculation of new or already existing summary indices for the identification of potentially dangerous postures and movements, with the aim of a better and faster prevention action.

1 INTRODUZIONE

La Costituzione della Repubblica Italiana esordisce con l'affermazione: "L'Italia è una Repubblica democratica fondata sul lavoro". Anche al di fuori dei confini della nostra nazione, siamo abituati a pensare al lavoro come ad una parte fondamentale della nostra esistenza. Esso scandisce la nostra quotidianità, può essere sfruttato come mezzo di realizzazione personale, influenzare i nostri rapporti sociali ed il nostro benessere economico e psicologico. Il lavoro dell'uomo, nelle sue molteplici forme, è una risorsa preziosa per lo sviluppo di un popolo e la salute di chi contribuisce a mantenerla tale deve essere tutelata.

Il benessere fisico del lavoratore è in primo piano nella cronaca di questo periodo in seguito all'emergenza sanitaria COVID-19, ma è di fatto un argomento di interesse mondiale, che è stato affrontato diversamente in diversi contesti storici e geografici. Si tratta di un problema complesso, in quanto le minacce alla salute del lavoratore hanno origini variabili e sono legate alla natura dell'attività svolta: tuttavia, una criticità comune a moltissimi ambiti lavorativi è data dai problemi muscolo scheletrici.

I disturbi muscolo scheletrici più comuni includono: senso di peso, fastidio, intorpidimento, formicolio e rigidità al rachide, agli arti superiori e agli arti inferiori. Spesso derivano da affaticamento muscolare, infiammazione delle strutture tendinee e degenerazione dei dischi della colonna vertebrale. Ricorrenti sono i casi becchi artrosici sul bordo delle vertebre, periartrite scapolo-omerale, lombalgia acuta, ernia del disco, epicondilite ed epitrocleite e tunnel carpale.^[1]

In figura 1 possiamo osservare i risultati del sondaggio Eurostat (2013), che ha visto la partecipazione di lavoratori appartenenti a tutti gli stati dell'Unione Europea ad eccezione dell'Olanda, includendo individui di età compresa tra i 15 e i 64 anni che abbiano lavorato nei dodici mesi precedenti al sondaggio. Dai risultati risulta una percentuale del 60% dei partecipanti che riporta problemi muscolo-scheletrici associati all'attività lavorativa.^[2]

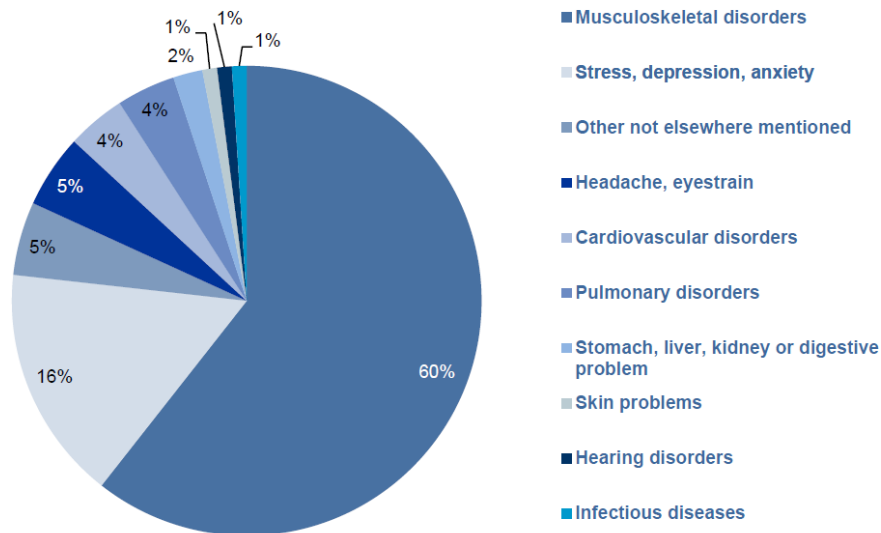


Figura 1: risultati sondaggio Eurostat (2013), paesi UE ad eccezione dell'Olanda, popolazione di età compresa tra i 15 e i 64 anni con alle spalle 12 mesi di lavoro precedenti al sondaggio^[2]

Dalla figura 2 possiamo osservare i dati forniti dal European Working Conditions Survey (EWCS, 2015, include i paesi all'epoca nell'Unione Europea, i paesi al tempo candidati per l'inclusione nell'UE ed anche Svizzera e Norvegia). Dei partecipanti al sondaggio il 29% ha riportato dolore muscolare agli arti inferiori, il 41% ha riportato dolore muscolare a spalle, collo e/o arti superiori e il 43% ha riportato dolore alla schiena.^[2]

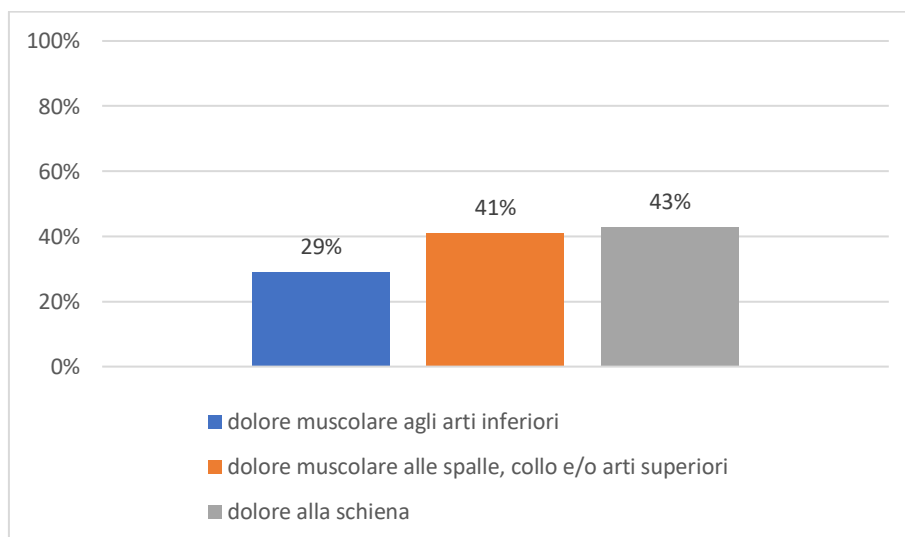


Figura 2: dati forniti dall'European Working Conditions Survey (EWCS, 2015). Include i lavoratori dell'Unione Europea, i paesi candidate all'UE nel 2015, Svizzera, Norvegia.^[2]

Da questi dati è evidente quanto sia importante dedicare attenzione alla prevenzione di questi disturbi.

La caratterizzazione della postura e dei movimenti compiuti durante lo svolgimento dei propri compiti è uno strumento fondamentale per individuare le cause di tali infortuni e i provvedimenti da prendere all'insorgere degli stessi.

1.1 Analisi ergonomica e sicurezza sul lavoro: possibili metodi di indagine

Questa sezione ha lo scopo di fornire alcuni esempi tra i principali metodi di analisi degli effetti che postura e movimento hanno sull'insorgere di disturbi muscolo-scheletrici contratti in ambito lavorativo, insieme ad alcuni metodi di valutazione dei rischi associati. Sono infine considerati i limiti degli stessi e il potenziale di una tuta sensorizzata in questo contesto.

1.1.1 Questionari, mappe e scale psicofisiche

Un primo elemento di analisi è dato dai questionari al quale il lavoratore stesso può rispondere, riportando la propria sintomatologia.

Come verrà discusso in seguito, si tratta di un metodo di indagine semplice e con molti limiti. In figura 3 è riportato, a titolo esemplificativo, parte del questionario sviluppato dall'Occupational Safety and Health Administration (OSHA).^[3]

Symptoms Survey Form

Plant _____ Dept # _____ Job Name _____

Shift _____ Hours worked/week _____ Time on THIS Job _____ Years _____ Months _____

Other jobs you have done in the last year (for more than 2 weeks)

Plant _____	Dept # _____	Job Name _____	Time on THIS Job _____ months _____ weeks
Plant _____	Dept # _____	Job Name _____	Time on THIS Job _____ months _____ weeks

(If more than 2 jobs, include those you worked on the most)

Have you had pain or discomfort during the last year?
 Yes No (if NO, Stop here)

If YES, carefully shade in the area of the drawing which bothers you the MOST.
(Complete a separate page for each area that bothers you)

Check Area: Neck Shoulder Elbow/Forearm Hand/Wrist Fingers
 Upper Back Low Back Thigh/Knee Low Leg Ankle/Foot

1. Please put a check by the word(s) that best describe your problem

<input type="checkbox"/> Aching	<input type="checkbox"/> Numbness (asleep)	<input type="checkbox"/> Tingling
<input type="checkbox"/> Burning	<input type="checkbox"/> Pain	<input type="checkbox"/> Weakness
<input type="checkbox"/> Cramping	<input type="checkbox"/> Swelling	<input type="checkbox"/> Other
<input type="checkbox"/> Loss of Color	<input type="checkbox"/> Stiffness	

2. When did you first notice the problem? _____ (month) _____ (year)

3. How long does each episode last? (Mark an X along the line)

_____ / _____ / _____ / _____ / _____
1 hour 1 day 1 week 1 month 6 months

4. How many separator episodes have you had in the past year? _____

5. What do you think caused the problem?

6. Have you had the problem in the last 7 Days? Yes No

Figura 3: parte iniziale del questionario OSHA

Un altro metodo che prevede la risposta diretta dell'operatore è quello delle mappe corporee. Un caso emblematico è la procedura proposta da Corlett e Bishop (1976) ^[4], che prevede cinque steps principali (negli anni sono state proposte varie versioni, qui riportiamo le caratteristiche generali):

- 1) Un diagramma del corpo, caratterizzato da una vista frontale e una dorsale, ciascuna avente ben delimitate diverse aree corporee, viene utilizzato per identificare le aree interessate da maggiore discomfort fisico. Il discomfort fisico, sebbene non abbia una definizione univoca, può essere inteso come fenomeno percettivo nel quale si prova una sensazione di fastidio e dolore, spesso associato in letteratura a postura e sforzo fisico compiuto.
- 2) I dati vengono raccolti ad intervalli di tempo regolari, tenendo in considerazione il fatto che il recupero in seguito a sopportazione statica di carichi è piuttosto lento e, in generale, possono essere necessari monitoraggi su periodi di tempo piuttosto lunghi
- 3) Vengono quindi utilizzate scale per quantificare, in modo soggettivo, il grado di discomfort (spesso a 5 o 7 livelli, con valore minimo corrispondente a nessun discomfort e massimo ad estremo discomfort)
- 4) Si utilizzano delle procedure di ranking per stabilire quali aree sono caratterizzate da maggiore discomfort rispetto ad altre

5) Plotting dei risultati nel tempo

In figura 4 è riportato un esempio di mappa di Corlett e Bishop.

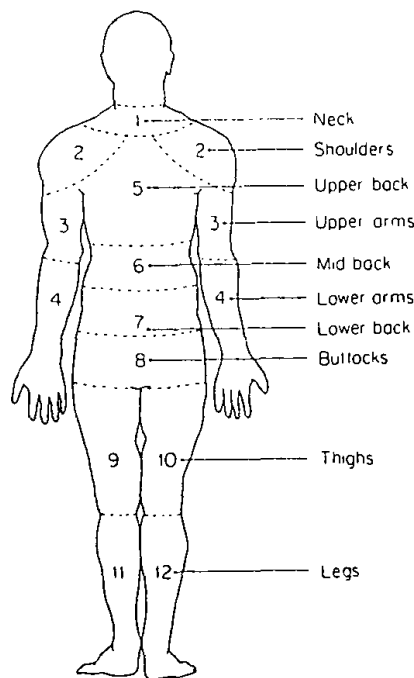


Figura 4: esempio di mappa di Corlett e Bishop ^[5]

Come si è visto in questa procedura, le mappe corporee vengono spesso usate in associazione a scale psicofisiche per quantificare quanto percepito. Ad esempio, due scale molto utilizzate sono la scala di Borg (1982), 'Category Ratio Scale' (CR-10) e la scala VAS, Visual Analog Scale (Cameron, 1996). ^{[3],[5]}

Quest'ultima prevede una linea di circa dieci centimetri di lunghezza, con dei riferimenti verbali alle estremità: il soggetto deve indicare con un segno il grado di percezione del fenomeno definito dalle indicazioni alle estremità.

La prima invece, prevede l'associazione di descrizioni verbali a dei punteggi che variano da 0 a 10, crescenti con l'intensità della percezione: questo metodo consente di mettere facilmente in relazione due punteggi (ad esempio un'intensità percepita come quattro sarà il doppio di quella contrassegnata con due).

In generale mappe, questionari e scale psicofisiche vengono usati spesso in combinazione, fornendo uno strumento utile per identificare sintomi ed informazioni percettive.

Un esempio di utilizzo combinato è dato dal Nordic Questionnaire (Kuorinka et al., 1987), un sondaggio generale con sezioni specifiche sulle varie parti corporee. ^[7]

1.1.2 Posturegram (Priel, 1974)

Consiste in un metodo per definire numericamente diverse posture, rendendone più agevole il monitoraggio. Secondo tale metodo l'analista deve stabilire i livelli ai quali le articolazioni e gli arti sono collocati: si usa una suddivisione orizzontale del corpo, come in figura 5. Osserviamo che il livello nove, che può sembrare definito in modo piuttosto vago, risulta in realtà importante per definire ad esempio situazioni nelle quali le mani sono ad esempio sollevate sopra il capo. Viene quindi definita la postura di riferimento del corpo rispetto ai piani ortogonali definiti tramite la terna cartesiana X, Y, Z e la direzione e quantità di movimento nei diversi piani. A tal fine si considera la postura ortostatica indifferente come riferimento (vedi figura 5).^[8]

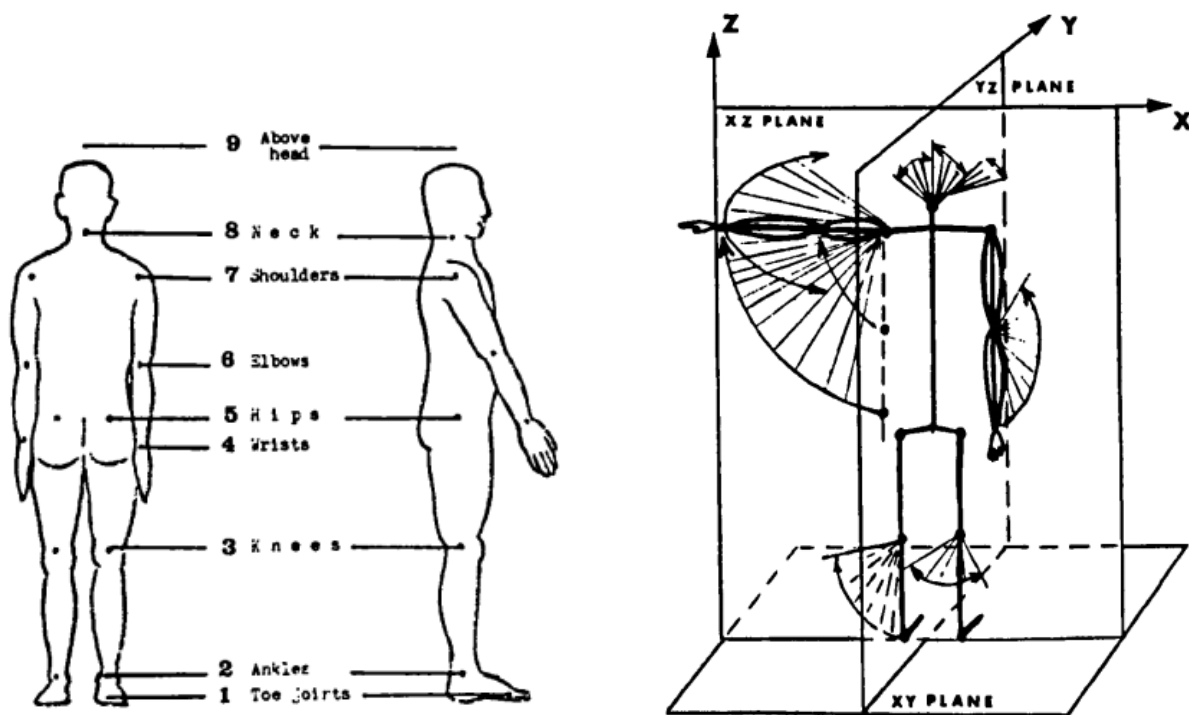


Figura 5: livelli di suddivisione e piani di riferimento^[8]

Ciascuna articolazione viene individuata singolarmente. Viene quindi realizzata una scheda da compilare nella quale gli angoli vengono considerati per incrementi di 15°.^[6]

1.1.3 Owaco Working Posture Analysis System (Karhu et al., 1977, 1981)

L'Owaco Working Posture Analysis System (OWAS) è stato sviluppato dal Finnish Institute of Occupational Health per l'utilizzo nel contesto dell'industria dell'acciaio.

Tale metodo prevede l'identificazione delle posture più ricorrenti per un lavoratore, considerando schiena (4 posture), braccia (3 posture), gambe (7 posture) e carichi sollevati (3 categorie): tali posture sono state identificate in base all'osservazione e tramite fotografie dei lavoratori da parte di ingegneri esperti del settore.

Considerando la postura complessiva possiamo avere 252 diverse combinazioni possibili, considerando le possibili posture dei singoli distretti corporei precedentemente elencati e le diverse situazioni di carico.

Viene quindi assegnato a ciascuna combinazione un codice a quattro cifre. Infine, viene analizzata la frequenza delle diverse posture complessive identificate e viene definita una categoria di rischio su quattro livelli (con rischio crescente).^[9]

1.1.4 Posture targeting (Corlett et al., 1979)

Si tratta di un metodo per individuare in modo approssimativo le diverse posture assunte dal lavoratore, registrando i dati in momenti randomici durante la giornata di lavoro. In figura 6 possiamo vedere il diagramma utilizzato. L'elemento che caratterizza questo metodo è dato da una serie di grafici, ciascuno rappresentante un diverso distretto corporeo, formati da cerchi concentrici suddivisi in settori.

Spostandoci dai cerchi interni a quelli esterni si definisce il grado di flesso estensione (quindi nel piano sagittale) rispetto alla posizione di riferimento rappresentata, incrementando di 45° ad ogni cerchio. Muovendosi invece nei diversi settori viene indicato l'angolo formato dal distretto corporeo nel piano frontale, rispetto alla posizione di riferimento. Ogni settore corrisponde a 45°. L'osservatore potrà quindi indicare la posizione muovendo radialmente e lungo la circonferenza, identificando la postura con un punto: con osservazioni ripetute nel tempo sullo stesso grafico si potranno osservare anche range angolari. ^[10]

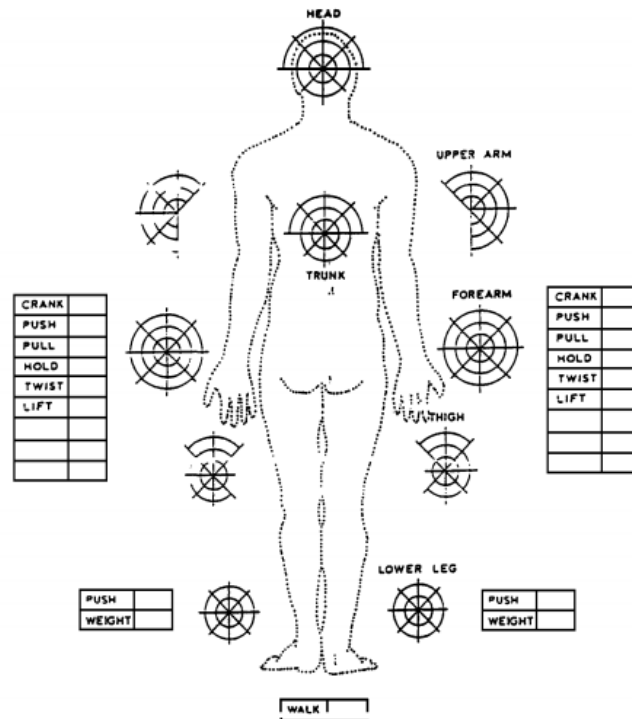


Figura 6: diagramma per posture targeting ^[10]

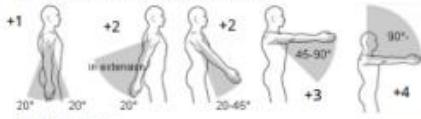
1.1.5 Rapid Upper Limb Assessment (Corlett et al., 1979)

Il Rapid Upper Limb Assessment (RULA) è di fatto un'evoluzione del Posture Targeting dello stesso autore, pensata però per fornire anche un indice di rischio tramite un punteggio cumulativo. Questo metodo consiste in due parti, la prima focalizzata su braccio e polso, la seconda su collo, tronco e arti inferiori. Il punteggio tiene anche in considerazione se la postura è statica o ripetitiva e l'eventuale presenza ed entità di carichi, distinguendo in statici, ripetitivi ed intermittenti.

I punteggi ottenuti nelle due parti vengono quindi combinati, come si può osservare nella figura 7, per definire il punteggio finale, variabile tra 1 e 7 con rischio crescente, al quale corrisponde un certo grado di necessità di intervento e di ulteriori analisi.

A. Arm and Wrist Analysis

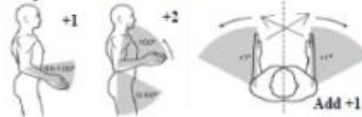
Step 1: Locate Upper Arm Position:



Step 1a: Adjust...
If shoulder is raised: +1
If upper arm is abducted: +1
If arm is supported or person is leaning: -1

3
Upper Arm Score

Step 2: Locate Lower Arm Position:



Step 2a: Adjust...
If either arm is working across midline or out to side of body: Add +1

2
Lower Arm Score

Step 3: Locate Wrist Position:



Step 3a: Adjust...
If wrist is bent from midline: Add +1

2
Wrist Twist Score

Step 4: Wrist Twist:

If wrist is twisted in mid-range: +1
If wrist is at or near end of range: +2

4
Wrist Score

Step 5: Look-up Posture Score in Table A:

Using values from steps 1-4 above, locate score in Table A

5
Posture Score A

Step 6: Add Muscle Use Score

If posture mainly static (i.e. held >10 minutes),
Or if action repeated occurs 4X per minute: +1

0
Muscle Use Score

Step 7: Add Force/Load Score

If load < 4.4 lbs. (intermittent): +0
If load 4.4 to 22 lbs. (intermittent): +1
If load 4.4 to 22 lbs. (static or repeated): +2
If more than 22 lbs. or repeated or shocks: +3

2
Force / Load Score

Step 8: Find Row in Table C

Add values from steps 5-7 to obtain
Wrist and Arm Score. Find row in Table C.

7
Wrist & Arm Score

Scores

Table A		Wrist Score						
Upper Arm	Lower Arm	Wrist Twist 1	Wrist Twist 2	Wrist Twist 3	Wrist Twist 4			
1	1	1	2	2	2	3	3	3
1	2	2	2	2	2	3	3	3
1	3	2	3	3	3	3	4	4
1	4	2	3	3	3	3	4	4
2	1	2	3	3	3	3	4	4
2	2	3	3	3	3	3	4	4
2	3	3	4	4	4	4	5	5
2	4	3	4	4	4	4	5	5
3	1	2	3	4	4	4	5	5
3	2	3	4	4	4	4	5	5
3	3	4	4	4	4	4	5	5
3	4	4	4	4	4	4	5	5
4	1	4	4	4	4	5	5	5
4	2	4	4	4	4	5	5	5
4	3	4	4	4	5	5	6	6
4	4	5	5	5	5	6	6	6
5	1	5	5	5	5	6	7	7
5	2	5	6	6	6	7	7	7
5	3	6	6	6	7	7	7	8
6	1	7	7	7	7	8	8	9
6	2	8	8	8	8	9	9	9
6	3	9	9	9	9	9	9	9

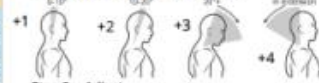
Table C		Neck, Trunk, Leg Score				
Wrist / Arm Score	Neck	Trunk	Leg	Score	Score	Score
1	1	2	3	5	6	7+
1	2	2	3	4	5	6
1	3	3	3	4	4	5
1	4	3	3	3	4	5
1	5	4	4	4	5	6
2	1	4	4	5	6	7
2	2	5	5	6	7	7
2	3	5	5	6	7	7
2	4	5	5	6	7	7
2	5	5	5	6	7	7

Scoring: (final score from Table C)
1-2 = acceptable posture
3-4 = further investigation, change may be needed
5-6 = further investigation, change soon
7 = investigate and implement change

7
RULA Score

B. Neck, Trunk and Leg Analysis

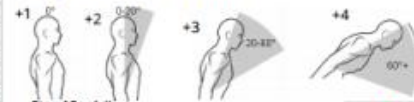
Step 9: Locate Neck Position:



Step 9a: Adjust...
If neck is twisted: +1
If neck is side bending: +1

3
Neck Score

Step 10: Locate Trunk Position:



Step 10a: Adjust...
If trunk is twisted: +1
If trunk is side bending: +1

2
Trunk Score

Step 11: Legs:

If legs and feet are supported: +1
If not: +2

1
Leg Score

Neck Posture Score	Table B: Trunk Posture Score					
	1	2	3	4	5	6
1	1	2	3	4	5	6
2	2	3	4	5	6	7
3	3	4	5	6	7	8
4	4	5	6	7	8	9
5	5	6	7	8	9	9
6	6	7	8	9	9	9

Step 12: Look-up Posture Score in Table B:

Using values from steps 9-11 above,
locate score in Table B

3
Posture B Score

Step 13: Add Muscle Use Score

If posture mainly static (i.e. held >10 minutes),
Or if action repeated occurs 4X per minute: +1

0
Muscle Use Score

Step 14: Add Force/Load Score

If load < 4.4 lbs. (intermittent): +0
If load 4.4 to 22 lbs. (intermittent): +1
If load 4.4 to 22 lbs. (static or repeated): +2
If more than 22 lbs. or repeated or shocks: +3

2
Force / Load Score

Step 15: Find Column in Table C

Add values from steps 12-14 to obtain
Neck, Trunk and Leg Score. Find Column in Table C.

5
Neck, Trunk, Leg Score

Figura 7: schema per definire il punteggio globale del metodo RULA [11]

Tale metodo è stato successivamente espanso all'intero corpo con il Rapid Entire Body Assessment (REBA, Hignett and McAtamney, 2000). [11],[6]

1.1.6 Video analisi

Un metodo largamente usato è l'utilizzo di registrazioni video per distinguere le diverse posture assunte dall'operatore. Questo metodo è anche uno strumento di ausilio per il calcolo di indici di rischio, supportando l'osservatore nell'identificazione di angoli.

Si può facilmente immaginare come questo strumento si sia evoluto nel tempo di pari passo con le moderne tecnologie. L'utilizzo simultaneo di più videocamere e un'analisi computerizzata dei dati consentono oggi di procedere molto più rapidamente, senza considerare tutte le possibilità di analisi dei dati che si possono ottenere sfruttando algoritmi di machine learning. [12],[6]

1.1.7 Strain Index (Moore e Garg, 1995)

Si tratta di un indice progettato per lavori caratterizzati da una forza prevalente che viene esercitata nei movimenti svolti. Di conseguenza non è indicato per lavori che includono molti tasks. Lo Strain Index (SI) consiste in un punteggio basato su considerazioni fisiologiche e fattori di rischio. Gli aspetti considerati sono:

- Intensità della forza (come percentuale della massima contrazione volontaria)
- Durata di esercizio della forza (in percentuale rispetto al ciclo caratteristico del lavoro)
- Ripetizioni forza per minuto
- Postura del polso
- Velocità di lavoro
- Durata per giorno (in ore)

A ciascuno di questi punti viene associato un punteggio variabile da 1 a 5. Ogni coppia punteggio-aspetto considerato è caratterizzata da un moltiplicatore tabulato. Il prodotto tra tutti i punteggi, moltiplicati rispettivamente per il proprio fattore precedentemente identificato, determina il valore di SI.

In figura 8 è possibile osservare i diversi criteri di attribuzione dei punteggi.

L'indice è stato validato con studi su stabilimenti di lavorazione di carne suina, dimostrando soddisfacenti risultati nell'identificazione di attività associate all'insorgere di disturbi muscolo-scheletrici.

Studi successivi hanno provato buoni valori di sensibilità, specificità e valori predetti positivi. ^[13]

Task		Analyst			
		Date			
		/ /			

Strain Index	Find rating for each risk factor and multiply them together	SI < 3: Safe SI between 3 and 5: Uncertain SI between 5 and 7: Some Risk SI > 7: Hazardous			
Risk Factor	Rating Criterion	Observation	Ratings	Left	Right
Intensity of Exertion [Borg Scale values in brackets]	Light	Barely noticeable or relaxed effort [0-2]	1		
	Somewhat Hard	Noticeable or definite effort [3]	3		
	Hard	Obvious effort; Unchanged expression [4-5]	6		
	Very Hard	Substantial effort; Changed expression [6-7]	9		
	Near Maximal	Uses shoulder or trunk for force [8-10]	13		
Duration of Exertion (% of Cycle)	< 10%		0.5		
	10-29%		1.0		
	30-49%		1.5		
	50-79%		2.0		
	> 80%		3.0		
Efforts Per Minute	< 4		0.5		
	4 - 8		1.0		
	9 - 14		1.5		
	15 - 19		2.0		
	> 20		3.0		
Hand/ Wrist Posture	Very Good	Perfectly Neutral	1.0		
	Good	Near Neutral	1.0		
	Fair	Non-Neutral	1.5		
	Bad	Marked Deviation	2.0		
	Very Bad	Near Extreme	3.0		
Speed of Work	Very Slow	Extremely relaxed pace	1.0		
	Slow	Taking one's own time	1.0		
	Fair	Normal speed of motion	1.0		
	Fast	Rushed, but able to keep up	1.5		
	Very Fast	Rushed and barely/unable to keep up	2.0		
Duration of Task Per Day (hours)	<1		0.25		
	1 - 2		0.50		
	2 - 4		0.75		
	4 - 8		1.00		
	> 8		1.50		

Figura 8: criteri di attribuzione dei punteggi per lo Strain Index [12]

1.1.8 OCRA (Occhipinti, 1998)

L'indice OCRA (OCcupational Repetitive Action) è un indice quantitativo largamente utilizzato grazie alla sua versatilità e dettaglio. In particolare, il protocollo OCRA è un metodo di valutazione del rischio da sovraccarico biomeccanico determinato dallo svolgimento di movimenti ripetuti degli arti superiori, adeguato anche per attività costituite da più di un compito ripetitivo.

Tale metodo viene identificato come metodo primario di valutazione dettagliata del rischio dalla norma UNI ISO 11 228-3. È possibile trovare ulteriori indicazioni di applicazione nella norma ISO/TR 12295.

Per la definizione dell'indice OCRA è necessaria una puntualizzazione sulla terminologia. Distinguiamo a tal proposito:

- *Azione tecnica: non sono i singoli movimenti di una determinata articolazione bensì l'insieme dei movimenti dei diversi distretti articolari che portano al compimento di un'operazione elementare*
- *Cicli: gruppi di una o più azioni che si ripetono nel tempo uguali a loro stessi*
- *Compiti ripetitivi: compiti caratterizzati dalla presenza di cicli*
- *Attività lavorativa: attività costituita da uno o più compiti, ripetitivi o non ripetitivi*

L'indice sintetico complessivo, detto 'Index of Exposure' (IE), è definito per un arto, per un turno di lavoro, come:

$$IE = \frac{nATA}{nRTA}$$

Dove

$$nRTA = \sum_{j=1}^n [k_f * (F_{Mj} * P_{Mj} * Re_{Mj} * A_{Mj}) * t_j] * (R_{cM} * t_M)$$

Con

nATA = numero delle azioni tecniche compiute in un turno di lavoro

nRTA = numero delle azioni tecniche raccomandate in un turno di lavoro, in funzione dei diversi fattori di rischio, come indicato dalla norma UNI 11228-3

k_f = costante di frequenza, corrisponde al numero massimo di azioni tecniche eseguibili in condizioni ideali (ovvero quando tutti gli altri fattori assumono valore unitario). È pari a 30 azioni/minuto

F_{Mj} = fattore di forza, è un numero adimensionale variabile tra 0 e 10 che descrive lo sforzo muscolare applicato, derivato da indagini elettromiografiche di superficie o, in modo soggettivo, da un'apposita scala (CR10-Borg).

Re_{Mj} = fattore compiti ripetitivi, è indicativo della ripetitività dei compiti che costituiscono l'attività lavorativa

P_{Mj} = fattore postura, è un parametro che, per ciascun compito ripetitivo individuato, tiene conto della postura dei distretti articolari degli arti superiori (spalla, gomito, polso e mano) e della durata del suo mantenimento

A_{Mj} = fattore elementi complementari, è una grandezza che rende conto della presenza di eventuali fattori complementari di rischio nell'ambito dei compiti ripetitivi.

t_j = fattore di durata, rappresenta la durata effettiva dei compiti ripetitivi

R_{cM} = fattore tempi di recupero, tiene conto della distribuzione e dell'entità dei tempi di recupero

t_{Mv} = fattore di durata, indica la durata complessiva del turno lavorativo

(j indica il compito ripetitivo, M indica 'moltiplicatore')

Tale indice deve essere calcolato per ciascun arto.

Tale indice risulta abbastanza preciso nell'individuazione dell'incidenza di patologie da sovraccarico meccanico e può essere utilizzato efficacemente per attuare misure preventive secondo priorità basate su fattori di rischio, sfruttando i valori dell'indice come indicato nella tabella 1.

Ocra Index	Rischio	Azioni correttive
$\leq 2,2$	Rischio accettabile	Nessuna. La valutazione dei rischi dovrebbe comunque essere ripetuta periodicamente
$2,2 \div 3,5$	Rischio incerto/ molto lieve	Ripetere la valutazione del rischio; ridurre il rischio dove possibile.
$3,5 \div 4,5$	Rischio Lieve	Riduzione del rischio secondo le priorità; sorveglianza sanitaria con visita a periodicità stabilita dal Medico Competente; interventi di informazione/ formazione
$4,5 \div 9,0$	Rischio medio	Riduzione del rischio a breve scadenza secondo le priorità emerse dal metodo;

		sorveglianza sanitaria con periodicità annuale o superiore secondo la decisione del Medico Competente; interventi di informazione/ formazione
> 9,0	Rischio elevato	Riduzione immediata del rischio; sorveglianza sanitaria con visita a periodicità annuale o inferiore secondo giudizio del Medico Competente; interventi di informazione/ formazione

Tabella 1: interpretazione dell'OCRA index ^[13]

L'indice è stato validato tramite numerosi studi. In particolare, l'indice aveva mostrato una buona correlazione ($r^2 = 0.72$ con $p=0.04$) con un indice di danno per categoria lavorativa normalizzato (calcolato come numero totale di problemi muscoloscheletrici dovuti ad attività lavorativa diviso per il numero di arti a rischio).

Tuttavia, nonostante le potenzialità dell'indice, si può osservare che il calcolo dell'indice non è immediato e richiede una attenta osservazione delle varie fasi dell'attività lavorativa, includendo l'ausilio di riprese video, e un'accurata analisi della distribuzione dei tempi di lavoro. ^[15]

Sono stati quindi proposte anche alcune versioni semplificate dell'indice, tra queste citiamo

- CHECK LIST OCRA
- MINI CHECK LIST OCRA

La Check list OCRA prevede il calcolo di un punteggio ricavato in base alle risposte ad un questionario, che deve essere completato come nel caso precedente da esperti del settore, in seguito ad attenta analisi:

$$P_{checklist} = (pR + pF + pP + pC) * mREC * mD$$

Dove

pR = punteggio relativo alla frequenza delle azioni tecniche

pF = punteggio relativo allo sforzo muscolare applicato

pP = punteggio relativo alle posture assunte dai distretti articolari degli arti superiori
(spalla, gomito, polso e mano)

pC = punteggio relativo alla presenza di eventuali fattori complementari di rischio
nell'ambito del compito ripetitivo

$mREC$ = moltiplicatore relativo alla distribuzione e all'entità dei periodi di recupero

mD = moltiplicatore relativo alla durata effettiva del compito ripetitivo

('m' indica 'moltiplicatore', 'p' indica punteggio)

Il punteggio totale ottenuto fa riferimento ad un singolo arto.^[16]

È possibile mettere in relazione i risultati dell'indice OCRA con quelli di questa versione semplificata nella seguente tabella 2:

IE	$\leq 2,2$	$2,2 \div 3,5$	$3,5 \div 4,5$	$4,5 \div 9,0$	$> 9,0$
P checklist	$\leq 7,5$	$7,5 \div 11$	$11 \div 14$	$14 \div 22,5$	$> 22,5$

Tabella 2: relazione punteggi OCRA e Checklist OCRA ^[16]

La Mini Check List OCRA è una versione ulteriormente semplificata dell'indice OCRA, di conseguenza anche maggiormente approssimativa.

Anche in questa versione si ottiene un punteggio complessivo in base al seguente schema generale:

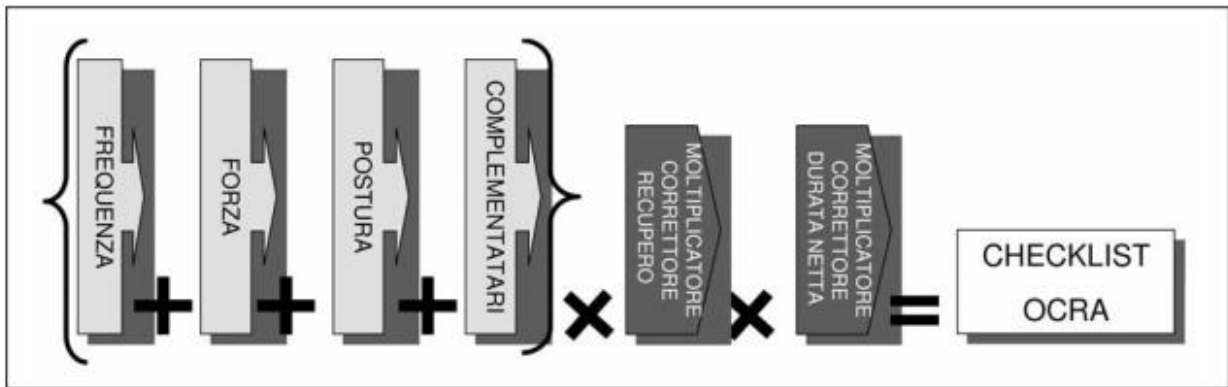


Figura 9: schema generale per la MINI Checklist OCRA ^[17]

Per quanto riguarda i range dei punteggi, essi saranno uguali a quello della check list classica.

Sempre dalla letteratura disponibile possiamo visualizzare lo stesso confronto tramite scatterplot (figura 10).

È importante sottolineare che le semplificazioni non sono associate al metodo che, infatti, non prescinde in nessun caso da una attenta osservazione. Si tratta piuttosto di maggiore sintesi nella definizione dei vari parametri considerati.

Per ciascuno di questi indici sono facilmente reperibili tabelle Excel di ausilio, sia per casi di lavoro single-task, sia per casi multi-task. ^[17]

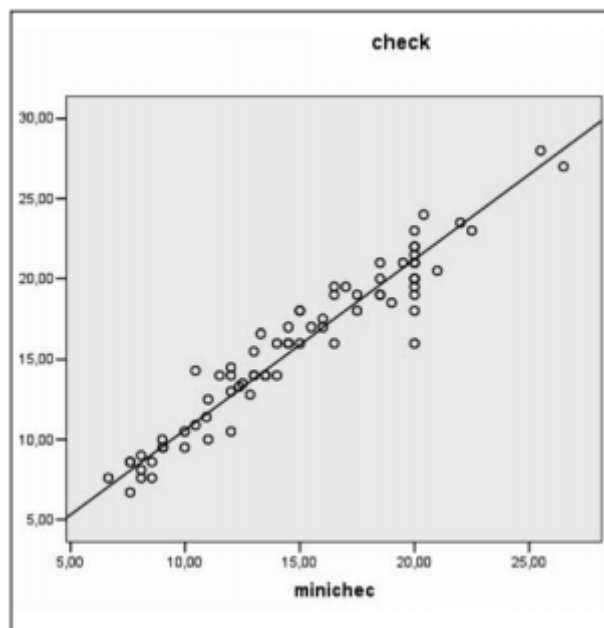


Figura 10: relazione tra i punteggi della Checklist e della Mini Checklist, derivata da 74 dati appaiati. Si osserva associazione significativa ^[17]

1.1.9 Sviluppo di un modello di valutazione del rischio di CTD (Cumulative Trauma Disorders, Seth, Weston, Freivalds, 1997)

Questo modello è stato realizzato dagli autori per determinare l'incidenza di CTDs associati a task caratteristici di un lavoro, specificatamente per attività che includono molte ripetizioni di movimenti manuali intensi. Questo modello include il calcolo di numerosi parametri e il suo sviluppo richiede attenta osservazione, anche mediante videoregistrazioni, ed utilizzo di alcuni strumenti (ad esempio il dinamometro). Vengono riportate ora le varie sezioni del modello

1.1.9.1 Force Capacity

È stato osservato che deviazione del polso e rotazione dell'avambraccio causano un decremento significativo della forza di grip, rispetto alla posizione neutra.

Sono state definite dagli autori, sulla base dei dati di Terrell e Purswell (1976), Imrahn (1991) e Hallback (1992), delle equazioni che consentono di tradurre diverse posizioni del polso (neutrale, flessione, estensione, deviazione radiale o ulnare), rotazioni del braccio (pronazione, supinazione, posizione intermedia) e tipo di presa (power, two points pinch, lateral pinch, chuck pinch) in percentuale della massima contrazione volontaria (Force Capacity Wrist).

Ad esempio, per il caso di "Two-point pinch" con braccio in supinazione e flessione (oppure estensione) del polso, in funzione dell'angolo della mano rispetto all'avambraccio (A) avremo la seguente percentuale di massima contrazione volontaria (%MVC, Force Capacity Wrist):

$$\%MVC = -0.0114 A^2 + 0.1423 A + 72.4$$

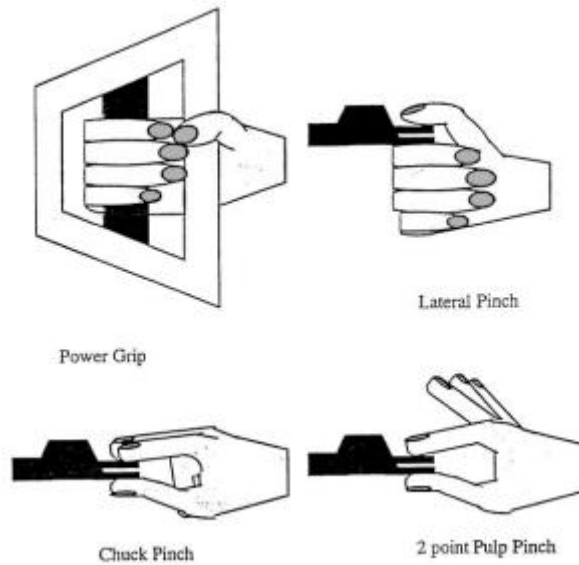


Figura 11: Diversi tipi di presa ^[18]

Analogamente, si può quantificare la diminuzione della forza in funzione dell'ampiezza della presa, espressa in centimetri (nel range 0 ÷ 11 cm), in base ai dati di Greenberg e Chaffin (1976) e Petrofsky et al. (1980).

Anche in questo caso, a seconda del tipo di presa, avremo diverse equazioni che consentono di ottenere la % MVC (Grip Span Force).

La Force Capacity è quindi definita come il seguente prodotto:

$$Force\ Capacity = \frac{Force\ Capacity\ Wrist * Grip\ Span\ Force}{100}$$

1.1.9.2 Force Frequency Score

Dal momento che movimenti ripetuti possono risultare in affaticamento e riduzione della capacità di esercitare la medesima forza in seguito, può essere quantificato per un certo tipo di movimento del polso, il Force Frequency Score (FFS), come rapporto di %MVC richiesta per il movimento (% MVC_{required}, ricavata tramite misura con dinamometro) rispetto a quella ammessa (% MVC_{Allowed}, equazione di Schutz, 1972).

Più precisamente si calcolano:

$$\% MVC_{required (Adjusted)} = \frac{\% MVC_{required} * 100}{\% Force Capacity}$$

$$\% MVC_{Allowed} = [(0.95TW^{-0.94}) * (TR^{0.225}) * (HW^{-0.258}) * 0.475] * 100$$

Dove

TW = tempo impiegato per compiere il movimento (minuti)

TR = periodo di riposo tra movimenti (minuti)

*HW = ore di lavoro al giorno (h*60)*

Quindi, se %MVC richiesto per il singolo movimento della mano è minore di quello ammesso il FFS sarà uguale a uno. In caso contrario sarà calcolato come:

$$FFS_t = \frac{\% MVC_{required (Adjusted)}}{\% MVC_{Allowed}}$$

Infine, è possibile definire un valore complessivo per il turno di lavoro, che includa i diversi movimenti della mano:

$$F = \frac{\text{Numero cicli} * \sum FFS_t}{10\ 000}$$

Dove 10 000 è un fattore di normalizzazione, basato sugli studi di Hales et al. (1989), che indica il massimo numero di movimenti potenzialmente dannosi per la mano che possono essere ammessi al giorno, definito osservando un aumento degli infortuni per tale valore

1.1.9.3 Overall Posture Score

Questo indice è invece definito per la postura del torso. In particolare, l'affaticamento causato da una certa postura viene definito come %Endurance Capacity:

$$\% \text{ Endurance Capacity} = \{1 - [1,1 * (F_{MVC})^{1.863} * (TW)^{0.734} * (TR)^{-0.413} * (MW)^{0.481}]\} * 100$$

Dove

TW = tempo durante il quale la postura è mantenuta (in minuti)

TR = periodo di riposo tra le posture

MW = minuti di lavoro per giorno

F_{MVC} = peso sostenuto/51 lb. Secondo le equazioni di NIOSH del 1993, dividendo il peso per 51 pounds si ottiene una ragionevole %MVC, ad eccezione del collo per il quale si usano i valori suggeriti da Chaffin e Andersson (1991). La proporzione di forza muscolare richiesta al collo per sostenere la testa varia infatti con gli angoli di inclinazione come definito in tabella 3.

Livello	Angolo	F_{MVC}
1	30°	0,125
2	45°	0,175
3	60°	0,20

Tabella 3: proporzione forza muscolare richiesta in base ad angolo del collo ^[18]

Vengono considerate quindi cinque posture: flessione del collo e della schiena, flessione di gomiti e spalle, abduzione delle spalle. Per ciascuna di esse viene definito un punteggio a seconda del range angolare tabulato in cui ricade la posizione osservata (con l'ausilio di videoregistrazioni).

Postura	0 punti	1 punto	2 punti	3 punti
<i>Flessione della schiena</i>	0° ÷ 10°	10° ÷ 20°	20° ÷ 45°	>45°
<i>Flessione del collo</i>	0° ÷ 30°	30° ÷ 45°	45° ÷ 60°	<60°
<i>Flesso/estensione del gomito (90°= posizione neutra)</i>	10° (flessione) ÷ 30° (estensione)	altro	-	-
<i>Flessione delle spalle</i>	0° ÷ 20°	20° ÷ 45°	45° ÷ 90°	>90°
<i>Abduzione delle spalle</i>	0° ÷ 30°	30 ÷ 60°	60° ÷ 90°	>90°

Tabella 4: punteggi in funzione della postura

Quindi per ciascuna postura si calcola la %Endurance Capacity e si definisce il punteggio. il posture score si ottiene come:

$$PS_{ij} = \frac{50}{\%Endurance Capacity * punteggio}$$

Dove

i = spalle, gomito, collo, schiena

j = destra, sinistra (per spalle e gomiti)

Viene quindi definito l'Overall Posture Score (OPS) come:

$$OPS = Max(PS_{ij})$$

1.1.9.4 Predicted Incidence Rate

L'output del modello, che include le informazioni determinate negli steps precedenti, è dato dalla seguente equazione:

$$IR = -7.80 + 5.33 * F + 3.89 * OPS$$

Il valore risultante indica una stima del numero di infortuni per un certo lavoro, predetto su un totale di 200 000 ore di esposizione.

I coefficienti sono stati stimati dall'autore considerando 24 diversi lavori industriali (11 relativi all'industria dell'abbigliamento e 13 all'industria della stampa), attraverso regressione, considerando l'incidenza degli infortuni conseguiti nello svolgimento degli stessi.

Il modello includeva inizialmente anche alcuni fattori misti (come ad esempio la temperatura o l'uso o meno di guanti) che sono risultati in seguito non significativi per il modello e quindi esclusi.

Inoltre, è stato osservato che il modello definitivo risulta significativo ($p < 0.001$) e maggiormente adeguato a task con ciclo maggiore di quattro secondi, spiegando il 52.3 % della varianza dei dati ($R^2 = 52.3\%$).

Nel valutare tale modello dobbiamo considerare che l'influenza di parametri individuali può risultare un fattore fortemente limitante. ^[18]

1.1.10 NIOSH (National Institute for Occupational Safety and Health, 1994)

Il metodo Revised NIOSH Lifting Equation (RNLE) è stato implementato per definire il peso limite raccomandato (Recommended Weight Limit, RWL) che un lavoratore in salute può sollevare per un certo periodo di tempo (fino ad otto ore) senza rischio di infortunio dovuto alla movimentazione del carico.

Tale valore viene ricavato considerando le caratteristiche principali del task di sollevamento e consente inoltre di definire un indice di rischio (IR).

$$IR = \frac{\text{Peso sollevato}}{RWL}$$

Dove

Il peso sollevato e RWL sono espressi in kg

Il peso limite viene calcolato a partire dal peso massimo ritenuto sollevabile in condizioni ideali, senza che l'operatore sia esposto a rischio. Tale valore, detto costante di peso, è stato fissato a 23 kg. Viene ritenuto dagli autori come valore in grado di non compromettere il benessere psicofisico e la salute di non meno del 90% della popolazione di riferimento, senza distinzione di sesso o età.

Altri valori, inclusa la norma UNI EN ISO 11228.1, prevedono valori diversi per la costante di peso in funzione della fascia di età considerata, del sesso e della percentuale di popolazione di riferimento che si vuole proteggere dal sovraccarico meccanico.

Il valore di RWL viene quindi identificato nel modo seguente:

$$RWL = m_{ref} * h_m * v_m * d_m * a_m * f_m * c_m$$

Dove

m_{ref} = costante di peso

h_m = fattore orizzontale. È funzione della distanza lineare massima (cm) del peso dal corpo dell'operatore durante il sollevamento, ovvero la distanza orizzontale dal baricentro del corpo. Si misura come la distanza tra il punto centrale della linea congiungente i malleoli interni e la proiezione a terra del punto medio tra le due mani che fanno presa. Il fattore diminuisce all'aumentare della distanza orizzontale ed ha valore ottimale (unitario) per 25 cm. La condizione peggiore invece (fattore nullo) si ottiene se la distanza è maggiore o uguale a 63 cm. Si misura all'inizio e alla fine del movimento e si assume il caso peggiore. I valori sono reperibili in tabelle in funzione della distanza stessa.

v_m = fattore altezza del sollevamento. È funzione della distanza delle mani dell'operatore dal suolo (in centimetri), misurata come distanza verticale dal piano di appoggio dei piedi dell'operatore fino al centro del punto di presa del carico. Anche in questo caso si misura ad inizio e fine del movimento, considerando il caso peggiore. Il caso ideale consiste in una distanza di 75 cm (circa posizione di riposo con braccia distese lungo i fianchi, il fattore assume valore unitario). Il caso peggiore (fattore nullo) si ha al piano di calpestio oppure ad un'altezza maggiore o uguale di 175 cm.

d_m = fattore dislocazione verticale. È funzione dell'escursione verticale (in centimetri) della posizione delle mani dell'operatore durante la movimentazione del carico. La condizione ottimale (fattore unitario) si ha per distanza di 25 cm. Il caso peggiore (fattore nullo) si ha per dislocazioni maggiori o uguali a 175 cm.

a_m = fattore asimmetria. È funzione dell'angolo di asimmetria. Tale angolo non dipende dalla posizione dei piedi o dalla torsione del tronco ma dipende piuttosto dalla posizione del carico rispetto al piano sagittale del soggetto. Si misura come angolo compreso tra il piano sagittale e la linea di asimmetria, definita come congiungente tra il punto medio tra le caviglie e la proiezione a terra del punto medio delle mani dell'operatore. La condizione ideale è data per angolo nullo (fattore unitario), mentre la peggiore è data da angoli maggiori o uguali a 135° (fattore nullo).

c_m = fattore presa. È funzione della modalità di presa. È definito in modo qualitativo come buona (fattore unitario), sufficiente (fattore = 0,95), scarsa (fattore = 0,9). Per definire il fattore si considerano le dimensioni del carico, l'eventuale presenza di maniglie esterne o inviti e fattori che possano migliorare la presa durante il sollevamento.

f_m = fattore frequenza. È funzione di due variabili, ovvero dal numero di oggetti sollevati nell'unità di tempo (minuto) e della durata dell'attività di sollevamento (turno di lavoro giornaliero di otto ore). I valori del fattore (sempre compresi tra zero e uno) sono tabulati come nei casi precedenti. Sono identificate tre fasce per la seconda variabile:

- breve durata -> sollevamenti che coinvolgono l'operatore fino ad un'ora, seguiti da un periodo di recupero di estensione pari ad almeno 1,2 volte la durata dell'attività di sollevamento
- media durata-> movimentazioni di durata compresa tra 1 e massimo 2 ore, seguita da periodi di recupero di estensione pari ad almeno 0,3 volte la durata dell'attività di sollevamento

- *lunga durata-> movimentazioni di durata superiore a 2 ore ma inferiore ad 8 ore, seguite da normali periodi di recupero*

I fattori di maggiore ‘peso’ nell’equazione risultano essere quelli di frequenza, asimmetria e distanza orizzontale. Questi tre sono infatti i più critici nella maggior parte dei casi e quindi rappresentano i primi punti di intervento in eventuali misure correttive. ^[19]

1.2 Considerazioni su limiti e possibile miglioramento dei metodi di analisi

I metodi precedentemente descritti sono solo una parte delle innumerevoli tecniche e dei diversi strumenti sviluppati nel corso degli anni.

In generale possiamo però affermare che gli orientamenti principali delle ricerche sono di fatto tre: distinguiamo infatti tra metodi che prevedono l’analisi di dati forniti dal lavoratore stesso, metodi osservazionali che richiedono l’analisi di un operatore esterno e metodi che richiedono misure dirette.

Per quanto riguarda i primi, che includono mappe e questionari, i limiti sono evidenti. La dipendenza dalla percezione del soggetto, nonché dalla sua capacità di interpretare le domande che gli vengono poste (un ruolo importante è svolto dalla capacità di comprensione della lingua da parte del soggetto) è elevata.

Nel caso dei metodi osservazionali, come ad esempio la maggior parte dei metodi sviluppati negli anni Settanta sopra riportati, i limiti sono diversi da caso a caso. Tuttavia, fattori comuni sono l’impossibilità di acquisire dati real time (per completare una scheda, anche di facile comprensione è richiesto del tempo), la dipendenza dall’esperienza e abilità dell’operatore e dalla accuratezza descrittiva limitata. In generale risultano infatti più adeguati a lavori che includono tasks piuttosto statici. ^{[20],[21]}

Con il passare del tempo e l’evolversi della tecnologia molti strumenti sono giunti a supporto della capacità osservativa dell’operatore, come l’utilizzo di videocamere e software dedicati. Inoltre, molti degli indici e delle procedure sviluppate negli anni Novanta includono misure dirette (come nel caso del modello proposto da Freiwald et al., 1997).

Un caso interessante è dato dall'utilizzo di sistemi optoelettronici che forniscono misure accurate, permettono un approccio real time e, grazie ai software esistenti, una efficace raccolta e analisi dei dati anche a posteriori. [22]

Tuttavia, l'utilizzo di un sistema optoelettronico ha sicuramente degli aspetti negativi dati dal costo, dal dispendio temporale dovuto al difficile posizionamento dei markers (che può dare origine a problemi di accuratezza molto importanti se mal eseguito) e alle varie fasi di calibrazione. In generale non può essere considerato un metodo di utilizzo immediato ed economico.

Questi limiti possono però essere superati dalla realizzazione di sistemi inerziali, come quello proposto in questa tesi. I sensori IMU infatti sono piccoli, economici ed a basso consumo. Se montati su una tuta o supporto a banda elastica non forniscono limitazioni alle possibilità di movimento del soggetto e possono essere una buona soluzione rispetto alle difficoltà causate dal posizionamento dei markers.

Una tuta sensorizzata consente di fornire dati oggettivi accurati in tempo reale, garantendo comfort nell'utilizzo e mostrandosi versatile rispetto ai più diversificati tasks dinamici. Oltre agli IMUs, molti sensori possono essere integrati, offrendo ad esempio la possibilità di avere insieme ai dati posturali anche quelli relativi all'attività elettromiografica.

Si tratta di un'opzione dalle grandi potenzialità, come verrà approfondito in seguito, sebbene non esente da limiti, tra i quali possiamo citare i possibili disturbi ai quali i sensori inerziali e magnetici sono soggetti.

Da non sottovalutare la possibilità di utilizzare la tuta in combinazione con metodi più datati.

Un esempio è dato dallo studio di N. Vignais, M. Miezal et al. (2013), nel quale sensori inerziali e goniometri vengono utilizzati per il calcolo dell'indice RULA. In questo modo, l'indice RULA può essere calcolato in modo continuo, in tempo reale. Questo dato risulta di grande importanza da un punto di vista applicativo, in quanto consente al lavoratore la correzione immediata della propria postura. Dopo aver suddiviso i partecipanti allo studio in due gruppi e avendo fornito solo ad uno di essi un continuo feedback sulla propria condizione di rischio durante lo svolgimento dell'attività lavorativa, l'autore ha riportato un indice di rischio minore per i soggetti che avevano ricevuto tale feedback, provando l'importanza di effettuare continue correzioni sulla propria postura. [20]

2 MATERIALI E METODI

2.1 Sensori inerziali, IMU, MARG

Un' Inertial Measurement Unit (IMU) è un dispositivo elettronico che include tipicamente due sensori inerziali: accelerometro e giroscopio. Se è incluso anche un magnetometro si parla invece di MARG ('Magnetic Angular Rate and Gravity').

Le informazioni fornite in output dai tre sensori sono rispettivamente accelerazioni lineari, velocità angolari e forza del campo magnetico (per definire l'orientamento rispetto al campo magnetico terrestre).

Tramite algoritmi di 'sensor fusion' è possibile combinare queste informazioni e determinare la rotazione di un corpo nello spazio.^[23]

È importante sottolineare come sia necessario combinare le informazioni provenienti da più sensori: infatti se consideriamo la misura in output dall'accelerometro dobbiamo tenere conto che essa non farà distinzione tra il contributo dato dalla forza di gravità e quello determinato dall'azione di una forza esterna sul sensore. Se il nostro intento è quello di tracciare il movimento, questa informazione composita sarebbe quindi poco interpretabile in condizioni dinamiche. Quindi, posso ricavare l'angolo di partenza in condizioni statiche tramite l'accelerometro ma devo integrare l'informazione con quella del giroscopio quando il sensore sta ruotando. Oltretutto, l'accelerometro non mi consente di avere informazioni sull'heading del sensore e per questo è utile includere un magnetometro.^[24]

Tutte queste informazioni entrano a far parte del vettore di stato se si decide di ricavare l'orientamento tramite filtraggio alla Kalman. In termini generici, questo approccio consente di ricavare informazioni sull'evoluzione dinamica dello stato a partire da misure dell'uscita, motivo per cui viene di fatto considerato come "un sensore virtuale".^[25]

2.1.1 Accelerometro

Il modello meccanico dell'accelerometro può essere rappresentato come un sistema del secondo ordine massa – molla – smorzatore.

Considerando un accelerometro mono assiale, possiamo visualizzare il sistema come in figura 12.

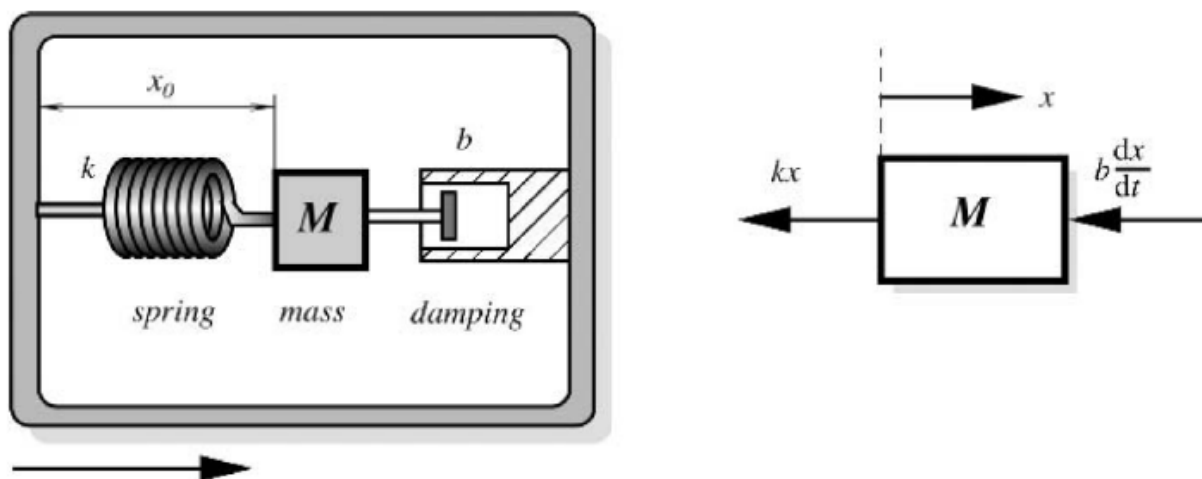


Figura 12: modello meccanico dell'accelerometro e diagramma di corpo libero ^[26]

Se al box viene applicata un'accelerazione $\frac{d^2y}{dt^2}$ (corrispondente alla freccia orientata verso destra in figura 12), la massa verrà accelerata con un certo ritardo rispetto al box e sarà quindi soggetta ad uno spostamento in direzione opposta pari a x .

Applicando la seconda legge di Newton e definendo $x=x_0+cost$ possiamo mettere in relazione l'accelerazione della massa rispetto alla terra (a) con lo spostamento:

$$Ma = -kx - b \frac{dx}{dt}$$

Dove

$M =$ massa di prova

$a =$ accelerazione della massa rispetto alla terra

$k =$ costante elastica della molla

$b =$ smorzamento (costante)

$x =$ spostamento della massa di prova rispetto al box

Possiamo quindi definire 'a' come:

$$a = \frac{d^2x}{dt^2} - \frac{d^2y}{dt^2}$$

e sostituendo otterremo:

$$M \frac{d^2x}{dt^2} + b \frac{dx}{dt} + kx = \frac{d^2y}{dt^2} M$$

Per risolvere l'equazione differenziale del moto si applica la trasformata di Laplace e si ottiene:

$$X(s) = \frac{M A(s)}{Ms^2 + bs + k}$$

Dove

$$A(s) = \text{trasformata di Laplace di } \frac{d^2y}{dt^2}$$

$$X(s) = \text{trasformata di Laplace di } x$$

Osservo quindi che lo spostamento x è funzione dell'accelerazione $\frac{d^2y}{dt^2}$.

Per realizzare un accelerometro quindi si può quindi sfruttare un segnale elettrico che sia proporzionale allo spostamento della massa e infine ricavare l'accelerazione dell'intero sistema.

Le tecnologie che si possono sfruttare per ottenere questo risultato sono diverse. Esistono accelerometri piezoresistivi che si avvalgono di una massa di prova connessa ad una struttura fissa tramite ponti, nei quali vengono inserite piezoresistenze: quando la massa è accelerata, il suo spostamento determina la deformazione dei ponti e, quindi, delle piezoresistenze. Con opportune connessioni che prevedono tre ponti di Wheatstone (uno per direzione di accelerazione) possiamo ottenere un voltaggio in uscita in funzione delle variazioni delle piezoresistenze.

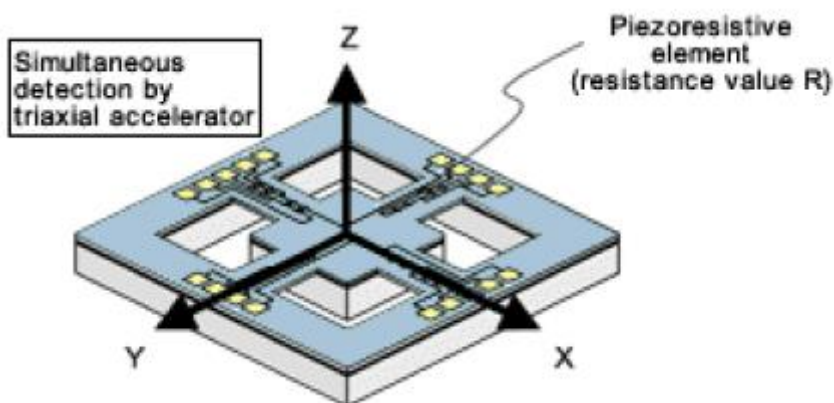


Figura 13: accelerometro piezoresistivo [24]

Esistono poi accelerometri capacitivi come in figura 14. Le sei capacità hanno valori uguali a riposo ma variano in funzione della distanza tra le armature che, a sua volta, varia per lo spostamento della massa di prova.

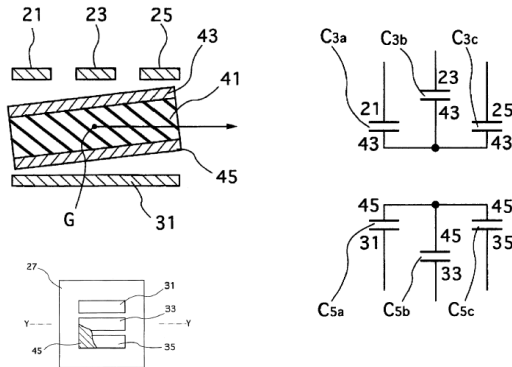


Figura 14: accelerometro capacitivo [26]

Infine, abbiamo gli accelerometri MEMS, anch'essi capacitivi, come in figura 15. Si tratta di una struttura a pettine dove parte delle armature sono fisse mentre altre possono muoversi in quanto vincolate all'asta ad esse perpendicolare. Tale asta infatti presenta alle estremità delle molle di costante elastica nota. In questo modo, se il sensore è accelerato nella direzione dell'asta, lo spostamento delle armature mobili rispetto alle fisse determinerà una variazione della capacità. Note quindi costante elastica, entità della massa di prova, tensione delle armature di prova (V_0), tensione della struttura mobile (V_x) e distanza a riposo delle armature, possiamo risalire all'accelerazione come segue:

$$a = \frac{k \cdot x}{M} \qquad x = \frac{V_x \cdot d}{V_0} \qquad a = \frac{k \cdot V_x \cdot d}{M \cdot V_0}$$

Dove

a = accelerazione

k = costante elastica della molla

x = deformazione della molla

V_x = tensione della struttura mobile

V_0 = tensione delle armature di prova

$d = \text{distanza tra le armature con molla a riposo}$

Posso avere l'accelerazione sui tre assi montando perpendicolarmente tre strutture come la precedente.^[26]

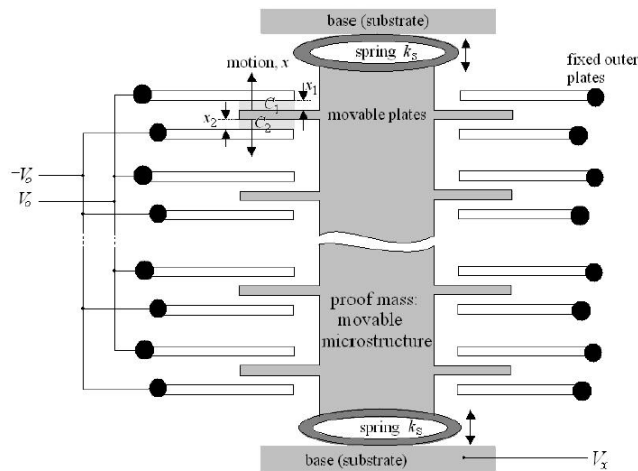


Figura 15: accelerometro capacitivo MEMS ^[26]

2.1.2 Giroscopio

Il giroscopio fornisce invece informazioni sulla velocità angolare di un corpo. Tale dispositivo sfrutta l'effetto Coriolis.

Considero una massa di prova m , che ruota attorno all'asse z con velocità angolare costante Ωz rispetto ad un sistema di riferimento inerziale, in moto lungo l'asse x con velocità v rispetto al sistema non inerziale rotante.

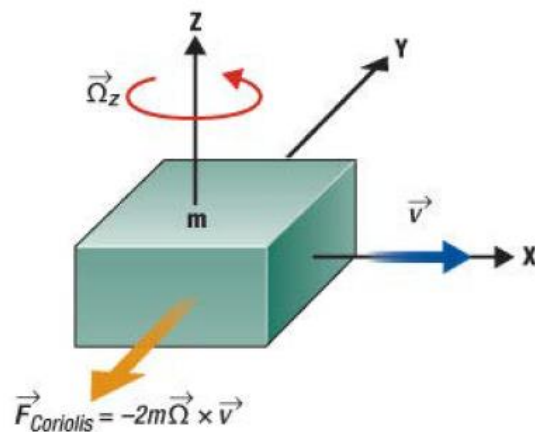


Figura 16: La forza di Coriolis ^[26]

La massa sarà soggetta ad una forza di Coriolis:

$$\mathbf{F}_c = -2 m \boldsymbol{\Omega} \mathbf{z} \times \mathbf{v}$$

Dove

F_c = forza di Coriolis, diretta come $-y$

$\boldsymbol{\Omega} \mathbf{z}$ = vettore velocità angolare, diretto come z

\mathbf{v} = vettore velocità costante, diretto come x

Osservo che tale forza è funzione della velocità angolare, che è la variabile desiderata in output per il giroscopio.

Posso inoltre definire l'accelerazione di Coriolis come:

$$\mathbf{a}_c = -2 \boldsymbol{\Omega} \mathbf{z} \times \mathbf{v}$$

La forza di Coriolis è infatti una forza apparente, percepita da un osservatore solidale con il sistema di riferimento rotante (dove non vale il principio di inerzia), che agisce su un corpo in moto rispetto a tale sistema di riferimento non inerziale. Per visualizzare questo concetto possiamo immaginare una piattaforma circolare rotante con velocità angolare $\boldsymbol{\Omega} \mathbf{z}$ rispetto ad un sistema di riferimento inerziale. Se un corpo si sposta di moto rettilineo uniforme dal centro verso il bordo della piattaforma, un osservatore solidale con il sistema di riferimento inerziale vedrà il corpo muoversi di moto rettilineo. Se l'osservatore si trovasse tuttavia al centro della piattaforma, e fosse quindi solidale con il sistema di riferimento non inerziale rotante, vedrebbe il corpo deviare dalla traiettoria rettilinea, in direzione opposta a quella di rotazione della piattaforma, come se fosse soggetto ad una forza esterna: tale forza è proprio la forza apparente di Coriolis.

Per sfruttare questa relazione si può realizzare il giroscopio come in figura 17.

Si utilizza infatti una massa di prova con due coppie di braccia: due che definiamo 'sensing arms' in materiale piezoelettrico, che forniranno la misura vera e propria, e due, 'drive arms', che sono invece funzionali al meccanismo.

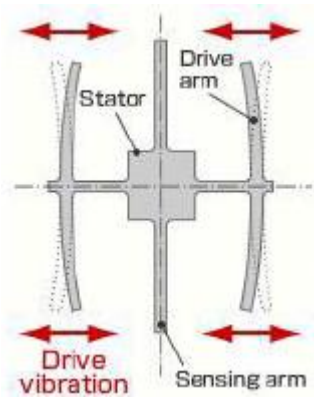


Figura 17: possibile realizzazione di un giroscopio ^[26]

Si può osservare infatti che, applicando una vibrazione orizzontale alla massa di prova, soggetta ad una certa accelerazione angolare Ω_z , si avrà una vibrazione delle ‘drive arms’ in verticale dovuta proprio alla forza di Coriolis. Questa accelerazione verticale, porta alla deformazione delle ‘sensing arms’ che, essendo realizzate in materiale piezoelettrico, forniranno una differenza di potenziale proporzionale alla stessa.

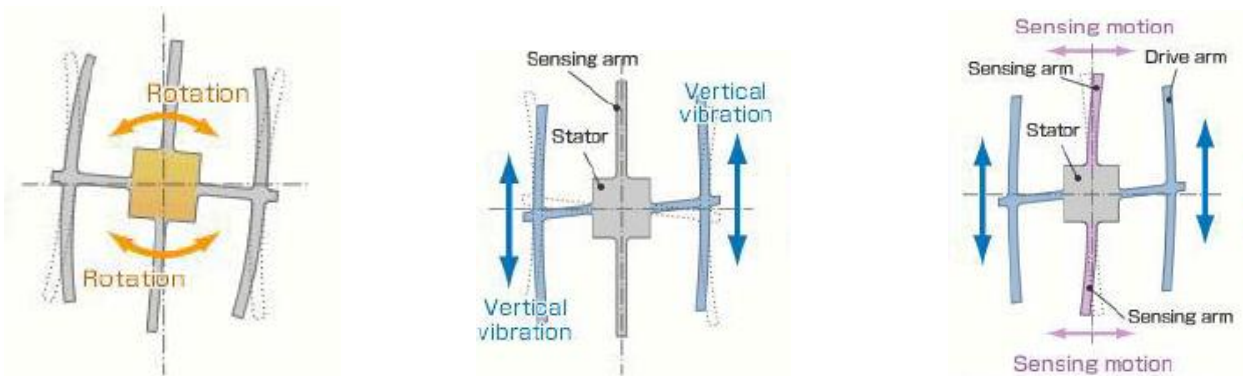


Figura 18: funzionamento di un giroscopio ^[26]

Essendo tale deformazione a sua volta proporzionale alla forza di Coriolis e, quindi, alla velocità angolare, l’output restituito come segnale elettrico sarà in grado di fornire l’accelerazione desiderata. ^[26]

2.1.3 Magnetometro

Il magnetometro fornisce l’intensità del campo magnetico rispetto a quello terrestre.

Questo sensore può essere realizzato in modo diverso. Una possibilità è quella di realizzare sensori ad effetto Hall.

In questa opzione viene fatta scorrere corrente elettrica 'I' in una sottile piastra conduttrice, immersa in un campo magnetico B perpendicolare al flusso delle cariche: si osserva una differenza di potenziale ('V_H') ai bordi della piastra (perpendicolarmente alla corrente), come in figura 18. Questo accade per lo spostamento delle cariche in verticale, soggette alla forza di Lorentz, definita come:

$$\mathbf{F}_L = q * \mathbf{v} \times \mathbf{B}$$

Dove

q = carica

v = velocità

B = campo magnetico

Di conseguenza è possibile ricavare l'intensità del campo perpendicolare alla superficie della lastra sfruttando la relazione:

$$V_H = \frac{K_H I B}{t}$$

Dove

I = corrente che scorre attraverso la lastra

B = densità del flusso del campo magnetico applicato

t = spessore della lastra

K_H = coefficiente effetto Hall, inversamente proporzionale alla densità dei portatori di carica del solido (l'effetto Hall è molto più pronunciato nei semiconduttori piuttosto che nei metalli)

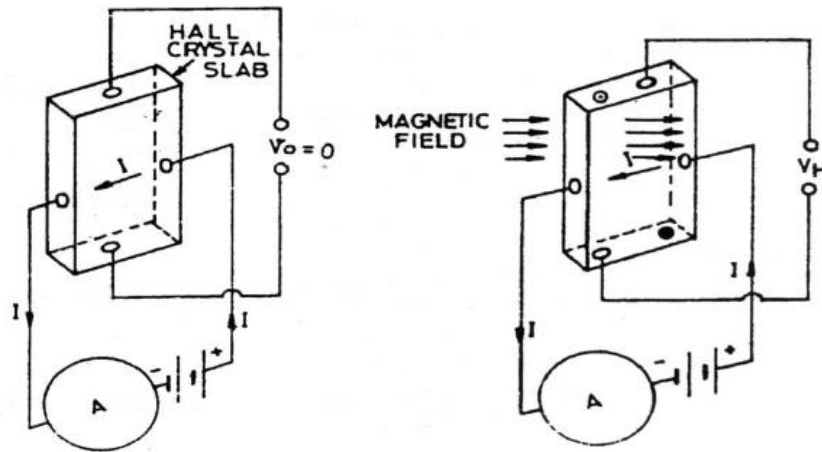


Figura 19: effetto Hall ^[26]

Esistono poi magnetometri ad induzione, ovvero bobine sensibili a variazioni del campo, che sfruttano la legge di Faraday-Neumann-Lenz (legge dell'induzione elettromagnetica):

$$V = -n \frac{d\psi}{dt} = -n A \frac{dB}{dt}$$

Dove

V = differenza di potenziale indotta dalle variazioni di ψ

n = numero avvolgimenti bobina

ψ = flusso di campo magnetico attraverso una spira

A = area delle spire

B = campo magnetico

È possibile realizzare un magnetometro 3D ad assi ortogonali come in figura 20.



Figura 20: magnetometro ad induzione 3D ^[23]

Esistono infine anche magnetometri MEMS a risonanza. [23], [26]

2.1.4 Sensor fusion

Un IMU può fornire solamente l'orientamento rispetto alla gravità, diversamente da un MARG che può invece aggiungere le informazioni di 'heading', ovvero l'orientamento rispetto al nord magnetico. Sappiamo che un giroscopio misura la velocità angolare e, di conseguenza, l'orientamento può essere ricavato per integrazione, se le condizioni iniziali sono note.

Tuttavia, l'integrazione richiesta delle misure porta ad errori non trascurabili. Più nel dettaglio, gli errori che possono maggiormente influire sulle prestazioni del giroscopio sono: rumore di quantizzazione (legato alla risoluzione del convertitore ADC interno), angle random walk ("spostamento angolare randomico", è un errore dovuto all'integrazione del rumore bianco, che verrà meglio descritto in seguito), instabilità di bias (lenta fluttuazione del bias, il quale non rimane stabile a causa del rumore di flicker di varie componenti elettroniche che costituiscono il sensore, avente distribuzione spettrale con maggiore potenza alle basse frequenze), rate random walk (è una lenta variazione dell'output randomica, dovuta a processi aleatori aventi origine incerta, riscontrata in acquisizioni di lunga durata) e rate ramp noise (ulteriore errore considerabile deterministico che consiste in un lento cambiamento dell'output sul lungo periodo, con andamento a rampa). Per studiare questi errori si usa frequentemente la varianza di Allan (che mette però in evidenza solo gli errori di tipo statico).

Per calcolare tale varianza si suddivide il segnale in K clusters di N campioni ciascuno. Se la frequenza di campionamento è f ed il periodo corrispondente t_0 , il periodo associato a ciascun cluster sarà t (ottenibile come $t_0 * N$, detto tempo di correlazione). Per ciascun cluster si definisce il valore medio come:

$$\overline{\omega}_k(N) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \omega_{(k-1)*N+i} \quad k = 1, 2, \dots, K$$

Dove

K = numero di clusters definiti per il segnale

N = numero di campioni in un cluster

$\overline{\omega}_k(N) = \text{media degli } N \text{ campioni appartenenti al cluster } k$

Quindi si calcola la varianza di Allan come:

$$\sigma_A^2(t) = \frac{1}{2(K-1)} \sum_{j=1}^{K-1} [\overline{\omega}_{j+1}(N) - \overline{\omega}_j(N)]^2$$

Dove

$\sigma_A^2(t) = \text{varianza di Allan in funzione del tempo di correlazione}$

$\overline{\omega}_{j+1}(N) - \overline{\omega}_j(N) = \text{differenza tra il valore medio ottenuto per il cluster } j+1 \text{ e } j$

Poiché le varie forme di rumore sono indipendenti possiamo riformulare la varianza come:

$$\sigma_A^2(t) = \sigma_Q^2(t) + \sigma_N^2(t) + \sigma_B^2(t) + \sigma_K^2(t) + \sigma_R^2(t)$$

Dove

$\sigma_Q^2(t) = \text{varianza di Allan del rumore di quantizzazione}$

$\sigma_N^2(t) = \text{varianza di Allan dell'angle random walk noise}$

$\sigma_B^2(t) = \text{varianza di Allan dell'instabilità di bias}$

$\sigma_K^2(t) = \text{varianza di Allan del rate random walk noise}$

$\sigma_R^2(t) = \text{varianza di Allan del rate ramp noise}$

A questo punto è utile realizzare un plot in scala logaritmica su entrambi gli assi avente in ascissa il tempo di correlazione (del quale la varianza di Allan è funzione) ed in ordinata la deviazione di Allan (ricavata dalla varianza di Allan in modo da non avere un'unità di misura poco interpretabile, ovvero velocità angolare e non velocità angolare al quadrato).

In base alla definizione di ciascun rumore in funzione del tempo di correlazione si può ricondurre ciascuno di essi ad una diversa pendenza sul grafico.

In particolare, il rumore di quantizzazione è visibile come un tratto a pendenza negativa (con coefficiente -1), l'angle random walk anch'esso con pendenza negativa (-1/2), l'instabilità di bias come tratto a pendenza nulla, il rate random walk come tratto a pendenza positiva (+1/2) ed il rate ramp noise anch'esso con pendenza positiva (+1).

Un esempio è dato dal caso in figura 21, dove abbiamo i grafici per due diversi giroscopi, ed in particolare le pendenze -1/2 e 0.

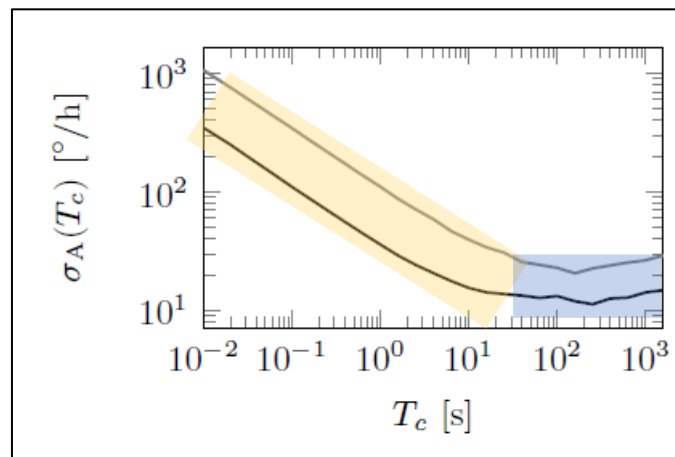


Figura 21: plot in scala log-log della deviazione di Allan rispetto al tempo di correlazione ($t_0 \cdot N$, vedi sopra) per due diversi giroscopi: pendenze -1/2 (in giallo) e zero (in azzurro) ^[24]

Nell'esempio osserviamo che il sensore in grigio chiaro è il meno performante, con maggiore random walk error e maggiore instabilità di bias ed osserviamo che in entrambi i casi l'errore di angle random walk è consistente. Osserviamo infatti un lungo tratto con pendenza negativa -1/2 che termina per periodi di correlazione di 10-20 secondi circa. Questo rumore bianco che osserviamo a giroscopio fermo, quando ci aspetteremo un valore in uscita nullo per ciascun asse del sensore, diventa particolarmente rilevante nel momento in cui l'output viene integrato per passare dalla velocità all'orientamento. Se integriamo nel tempo un segnale nullo costante anche dall'integrazione risulterà un segnale nullo. Se tuttavia integriamo invece un segnale non nullo a causa della presenza di rumore bianco, il valore atteso dell'integrale del rumore sarà nullo ma la varianza sarà crescente nel tempo.

Questo può essere dimostrato come:

$$e(t) \sim N(0, \lambda^2)$$

$$y(t) = \int e(t) dt = t * e(t)$$

$$m_p = E[t * e(t)] = t * E[e(t)] = 0$$

$$\gamma_p(t, \tau = 0) = E[(t * e(t) - m_p)^2] = t^2 * E[(e(t))^2] = t^2 * \lambda^2$$

$$y(t) \sim N(0, t^2 \lambda^2)$$

In figura 22 possiamo vedere come varia il segnale integrato.

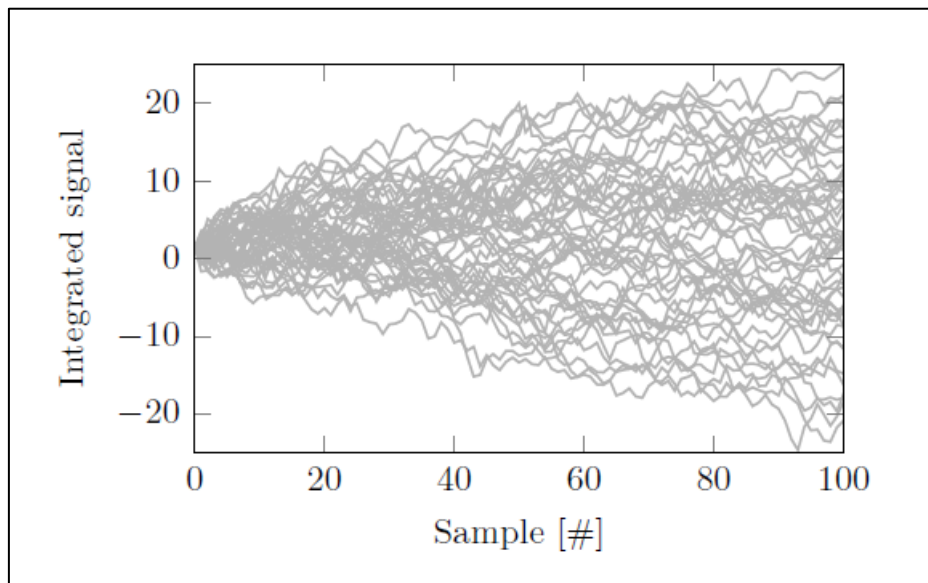


Figura 22: integrale di un rumore bianco $y(t) \sim N(0, 1)$ per 50 realizzazioni ^[24]

Questo rumore risulta quindi particolarmente rilevante in termini di peggioramento delle prestazioni del sensore.

Ne deriva che il giroscopio da solo non possa essere considerato affidabile per definire l'orientamento per la maggior parte delle applicazioni.

L'accelerometro, usato in combinazione con un magnetometro, può fornire invece l'orientamento rispetto ad un sistema di riferimento assoluto definito sfruttando il vettore gravitazionale e quello del campo magnetico ma le misure di questi due sensori sono fortemente affette da rumore

(instabilità di bias e rumore con distribuzione circa gaussiana simile al random walk, forte sensibilità a campi magnetici diversi da quello terrestre per il secondo).

Se si pensa che per ottenere la posizione dall'accelerometro è necessario rimuovere la gravità sfruttando l'orientamento definito tramite il giroscopio, si può comprendere come gli errori di quest'ultimo siano ancora più rilevanti. [24], [27]

In conclusione, è necessario unire le informazioni dei diversi sensori per ottenere una stima soddisfacente.

A tal proposito esistono molti metodi, tra i quali sono frequenti algoritmi basati sul filtraggio alla Kalman e filtri complementari. [28]

Il principio generale sul quale si basano entrambi i metodi è quello di sfruttare l'informazione del giroscopio durante il movimento, e utilizzare l'accelerometro durante le fasi statiche o a bassa frequenza. Se il sensore è in movimento, soggetto ad una forza esterna l'informazione dell'accelerometro sarà compromessa dalla compresenza dell'accelerazione di gravità e da quella associata alla forza esterna e, quindi, sarà necessario fare maggiore affidamento sul giroscopio. Tuttavia, la misura del giroscopio sarà affetta da numerosi disturbi, tra i quali predomina la deriva dovuta all'integrazione del rumore: se questa dovesse portare a valori molto distanti dalla misura reale sarà necessario quindi fare maggiore affidamento sull'accelerometro (e magnetometro in caso di MARG). Infatti, dal momento che non abbiamo accesso al valore reale dell'orientamento la stima dello stesso dovrà essere ottenuta come continuo compromesso tra le informazioni che provengono da giroscopio e accelerometro.

In particolare, il filtro complementare (tempo discreto) si basa su una semplice equazione, qui descritta per accelerometro e giroscopio:

$$Angolo_{t+1} = (1-\alpha) * (Angolo_t + velocità\ angolare_{gir} * \Delta T) + \alpha * Angolo_{acc}$$

Dove

Angolo = angolo di rotazione che desidero calcolare rispetto ad un certo asse

ΔT = periodo di campionamento

α = numero compreso tra zero e uno

Il parametro α consente di definire a quale stima dare più peso, se quella offerta dal giroscopio o quella offerta dall'accelerometro. L'equazione può essere visualizzata con lo schema a blocchi in figura 23. Più dettagliatamente questa operazione ha il significato di un filtraggio passa alto dell'informazione del giroscopio e passa basso rispetto all'informazione dell'accelerometro, con α che determina la frequenza di taglio che separa le due bande di filtraggio complementari. [29]

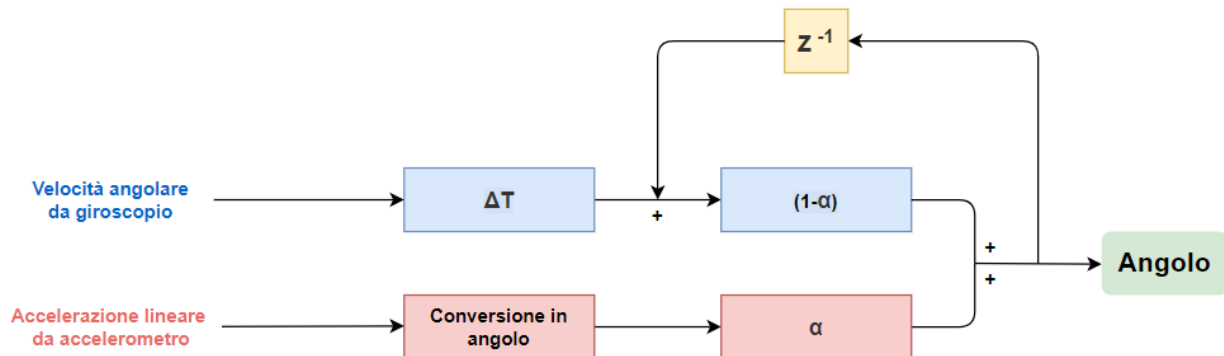


Figura 23: schema a blocchi del filtro complementare. Z^{-1} indica l'operatore di ritardo in tempo discreto

Chiaramente il fatto che α sia costante non è una situazione ideale perché, a seconda dell'utilizzo del sensore, sarebbe utile poter definire a quale stima affidarsi maggiormente, istante per istante.

Questo può essere ottenuto ad esempio tramite il filtraggio alla Kalman con risultati soddisfacenti, a patto che la dinamica del sistema possa essere opportunamente definita.

Per fare ciò si sfruttano i dati provenienti dal giroscopio per aggiornare la stima dello stato, che può includere, ad esempio, l'angolo da stimare e l'errore di bias del giroscopio (la definizione dello stato dipende comunque dall'implementazione del filtro a seconda dell'applicazione dell'IMU/MARG). I dati di accelerometro (ed eventualmente magnetometro) vengono invece usati per correggere tale stima, a seconda di un guadagno (detto guadagno di Kalman) che può essere visto in analogia con il parametro α descritto precedentemente. Ad ogni step temporale, quindi, si stimano un nuovo stato ed una nuova matrice di covarianza dello stato. Quest'ultima fornisce indicazioni sull'errore insito nel processo di stima stesso. Il guadagno di Kalman considera questo errore così come l'errore insito nella misura fornita dall'accelerometro (errore che viene definito all'inizio, considerando ad esempio le caratteristiche del sensore, ma può essere resettato ad un

certo punto del processo se il numero di iterazioni è abbastanza grande): quindi confronta i due errori. Nell'aggiornamento della stima dello stato, il guadagno darà maggiore peso all'accelerometro se l'errore nella stima (rappresentato dalla matrice di covarianza dello stato) sarà maggiore, viceversa darà maggiore peso ai dati del giroscopio se l'errore di misura sarà maggiore di quello di stima. ^[30]

2.1.5 Aspetti progettuali rilevanti per applicazioni in ambito ergonomico

Esistono ad oggi molti dispositivi IMU e MARG in commercio, nati per diverse applicazioni. Nell'ambito dei dispositivi wearable pensati per il monitoraggio, come in questo caso, è necessario prestare attenzione ad alcuni requisiti particolari. Infatti, se si pensa alle possibilità di utilizzo in ambito ergonomico, è necessario portare l'attenzione sull'autonomia in termini di consumo energetico del device. Per poter monitorare l'attività del lavoratore nel corso della giornata e non solo a livello di singoli task sarà necessario un uso prolungato della tuta sensorizzata. Le scelte progettuali devono quindi tenere conto di questo aspetto, senza compromettere il comfort del lavoratore e, quindi, riducendo al minimo gli ingombri: viene quindi esclusa a priori la possibilità di batterie eccessivamente voluminose.

Consumi in corrente da parte dell'IMU che possono essere sostenuti senza problemi quando questo viene integrato in un telefono dotato di batterie ricaricabili con capacità dell'ordine di migliaia di mAh, diventano invece rilevanti nel caso di wearables, dove le batterie impiegate sono dell'ordine di poche centinaia di mAh. Per esempio, viene frequentemente usata la batteria a bottone CR 2032 caratterizzata da una capacità di 225 mAh. ^[31]

Questo problema energetico è molto discusso in letteratura. Un primo approccio per affrontarlo è dato dalla dipendenza del consumo energetico dalla frequenza di campionamento. Si osserva in figura 24 un esempio dell'andamento dei consumi di accelerometro e giroscopio al variare della frequenza, in caso di modalità operativa ad alta o bassa precisione. ^[32]

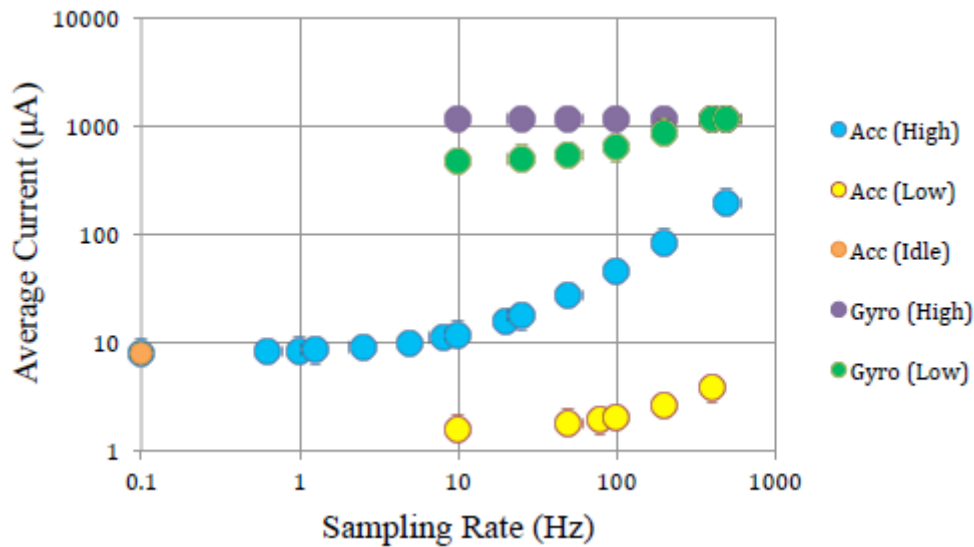


Figura 24: andamento dei consumi di corrente medi per accelerometro e giroscopio al variare della frequenza di campionamento in modalità ad alto e basso consumo ^[32]

È importante quindi limitare al minimo le informazioni ridondanti, senza perdere di contro contenuto informativo. Possiamo considerare che la frequenza del movimento umano difficilmente supera i 10 Hz. Se consideriamo il teorema del campionamento (ovvero definiamo la frequenza di campionamento come maggiore del doppio di quella massima del segnale di interesse) e manteniamo un certo margine rispetto ai dieci Hz, possiamo ritenere una frequenza di 40 Hz più che esauritiva. ^[33] Tuttavia, limitando la frequenza di campionamento, diminuiamo anche le possibilità di filtraggio dei dati.

Altri trade-off che devono essere considerati sono quelli con SNR e risoluzione dei dati, entrambi proporzionali al consumo di corrente. Migliorare il rapporto segnale rumore o la risoluzione dei dati (es. 24 BIT ADC invece di 8 BIT ADC) farà aumentare i consumi: tuttavia un compromesso deve essere ricercato al fine di non peggiorare la qualità dei dati. ^[31]

Anche la trasmissione dei dati ha un impatto consistente sui consumi. È possibile optare per lo storage dei dati a livello del sensore (ad esempio sfruttando una scheda micro SD per trasferire i dati successivamente) oppure per la trasmissione on line dei dati, ad esempio considerando come master uno Smartphone sul quale visualizzare i dati in tempo reale. ^[33] In questo caso bisogna quindi considerare la modalità di trasmissione dei dati, la dimensione dei dati trasmessi e dell'overhead dei dati. Risulta dalla letteratura che ricavare i quaternioni a livello dell'IMU può avere un impatto molto positivo sui consumi. ^[31]

Prendendo in considerazione, per esempio, l'ultimo prodotto di X-Sens, ovvero l'X-Sens DOT uscito nel gennaio 2020, la batteria adottata ha capacità nominale di 45 mAh, per una durata di circa 6 ore (corrispondente ad un consumo medio di circa 7.5 mA in totale). La frequenza di campionamenti interna è di 800 Hz, con aggiornamento dei dati tramite comunicazione wireless (Bluetooth Low Energy) a 60 Hz. ^[34]

Come molti altri dispositivi l'X-Sens DOT consente di variare il payload, variando di conseguenza i consumi. Ad esempio, in modalità di default vengono forniti, oltre ai dati di accelerazione, velocità angolare e campo magnetico, anche gli orientamenti derivati (payload complessivo di 63 bytes) mentre selezionando solo i dati dei sensori inerziali o solo gli orientamenti e le accelerazioni è possibile ridurre il payload a 35 e 36 bytes rispettivamente. Nel primo caso avremo la trasmissione di 3780 bytes/secondo mentre nel secondo di 2100 bytes/secondo. ^[34]

Altre proposte reperibili in letteratura sono relative agli alti consumi di corrente del giroscopio e alla possibilità di mantenere il device in modalità a basso consumo. A tal proposito sono stati proposti devices nei quali il giroscopio viene attivato solo quando l'accelerometro rileva un cambiamento significativo, o modalità che forniscono dati meno precisi fino a quando un movimento di interesse è rilevato (questo, ad esempio, è utile in caso di attività sportive laddove sia interessante monitorare solamente il gesto atletico e non le fasi tra una ripetizione e l'altra). Tuttavia, questi interventi possono avere un certo impatto sull'accuratezza del riconoscimento del movimento. ^{[32], [35]}

Altri articoli riportano proposte di feature extraction e compressione dei dati. ^[31]

Un traguardo in termini di consumi è stato raggiunto dall'IMU BMI270 prodotto da BOSCH Sensortec, presentato nel 2019, con un consumo di solo 30 μ A. ^[36]

2.2 Elettromiografia (EMG) e strumentazione

Una tuta sensorizzata da utilizzare in ambito ergonomico può consentire di ricavare altre informazioni utili, se opportunamente progettata. In particolare, può essere interessante per l'analisi dell'insorgenza di disturbi muscolo-scheletrici nel lavoratore lo studio del segnale elettromiografico discusso in seguito.

Il segnale mioelettrico deriva dall'attività delle fibre muscolari eccitate dai neuroni motori α . Il potenziale d'azione generato da questi motoneuroni si propaga fino a raggiungere le placche motrici dell'unità motoria (insieme delle fibre muscolari innervate da un singolo motoneurone), causando l'attivazione delle fibre muscolari a livello post-sinaptico. Il segnale quindi continua a propagarsi allontanandosi dalla giunzione neuromuscolare, verso le estremità della fibra, in entrambe le direzioni.

Il segnale EMG può essere misurato sia in modo non invasivo, con elettrodi di superficie, sia in modo invasivo con elettrodi ad ago. Sebbene il segnale ottenuto in modo invasivo sia molto preciso e possa trasmettere informazioni relative anche a singole unità motorie (MUAP, motor unit action potential), ci soffermiamo in questa trattazione sugli elettrodi di superficie che risultano più adeguati a un'applicazione che possa essere utilizzata in modo semplice e in assenza di supervisione di un medico, come in questo caso.

Gli elettrodi di superficie devono essere posizionati sul ventre muscolare, lontano dai tendini e possibilmente lontano dalla zona di innervazione del muscolo. Per ottenere un buon segnale può essere importante preparare la pelle del paziente (ad esempio rimuovendo peli corporei o sfruttando gel) per ridurre la resistenza della pelle. Con una buona preparazione del paziente la resistenza può essere ridotta da valori di circa 200 k Ω fino a 5 k Ω . L'ampiezza del segnale è tipicamente di pochi mV proprio per la forte attenuazione data dai tessuti interposti tra muscolo ed elettrodi. ^[37]

Gli elettrodi possono essere utilizzati sia in modo unipolare, sia in modo bipolare. Nel primo caso un elettrodo attivo viene posto sul ventre del muscolo in modo da ottenere il segnale del maggior numero di unità motorie possibile, mentre l'elettrodo di riferimento viene posto sull'area ossea più vicina caratterizzata dalla minore attività elettrica possibile. Secondo il metodo bipolare invece, due elettrodi attivi sono posizionati sopra due diverse aree del muscolo, al fine di ottenere una lettura differenziale. Anche in questo caso il riferimento viene posto su un'area ossea. Spesso viene scelto il metodo unipolare per le applicazioni industriali dove si vuole stimare l'attività complessiva del muscolo mentre in ambito clinico si sfrutta solitamente il metodo bipolare per ottenere dati relativi a disfunzioni muscolari. ^[38]

Considerando il caso di registrazione differenziale del segnale, i due elettrodi vengono collegati ai due ingressi di un amplificatore differenziale: il segnale in uscita sarà quindi la differenza dei due segnali registrati dagli elettrodi. Si otterrà quindi un'onda bifasica e allo stesso tempo il segnale risulterà così pulito del rumore legato a segnali ambientali esterni, comune ai due elettrodi. [37]

2.2.1 Elaborazione del segnale

Per quanto riguarda il campionamento, bisogna sempre considerare frequenze al di sopra del doppio della massima ritenuta significativa, in accordo con il teorema di Shannon.

Le operazioni tipicamente svolte per elaborare il segnale sono volte ad ottenere l'involuppo del segnale. A tal proposito si procede rettificando il segnale in uscita dall'amplificatore differenziale, e filtrando con filtro passa basso ('integrazione') in modo da smussare il segnale che, infatti, non avrà molto contenuto informativo a frequenze particolarmente elevate. Questo filtraggio può risultare critico in quanto si può incorrere nel rischio di eliminare contenuto informativo rilevante, soprattutto in applicazioni cliniche dove possono essere presenti attività cloniche del muscolo (caratterizzate da alta frequenza). [37],[38],[39]

2.2.2 Contenuto in frequenza e possibilità di filtraggio

Il segnale EMG è caratterizzato da diverse fonti di rumore che sono endemiche e inevitabili. Questo è particolarmente vero se si considerano applicazioni che prevedono registrazioni del segnale in contrazioni dinamiche. Oltre al posizionamento ottimale degli elettrodi è importante definire il contenuto in frequenza del segnale e quali frequenze possono essere maggiormente influenzate dalle fonti di disturbo.

Generalmente lo spettro del segnale EMG ottenuto con i sensori comunemente usati varia tra 0 e 400 Hz.

Contenuti in frequenza maggiori sono talvolta dovuti al posizionamento del sensore sull'inserzione della fibra muscolare sul tendine oppure in prossimità della zona di innervazione del muscolo.

Tuttavia, è sconsigliato adottare tali soluzioni in quanto l'ampiezza del segnale risulterebbe molto influenzata da simili posizionamenti del sensore. In qualsiasi caso il segnale non ha un contenuto in frequenza superiore ad 1 kHz.

Il contenuto in frequenza del segnale potrebbe quindi essere limitato superiormente in un range tra 400-450 Hz.

La scelta del limite inferiore risulta invece più complessa in quanto parecchie fonti di disturbo si sovrappongono con il segnale di interesse.

Vari standard sono stati proposti nel tempo:

International Society of Electrophysiology and Kinesiology (Winter et al., 1980)	20 Hz
Standards for Reporting EMG Data (Merletti, 1999)	5 Hz
Journal of Electromyography and Kinesiology	10 Hz
Surface EMG for Noninvasive Assessment of Muscle (SENIAM, Stageman and Hermens, 1998)	10 – 20 Hz

Tabella 5: EMG standards per limite inferiore filtraggio

Le indicazioni SENIAM sono basate su un sondaggio relativo alle attività di vari laboratori reperibili in letteratura piuttosto che su studi empirici eseguiti ad hoc. Gli unici dati ottenuti empiricamente sono stati forniti da Van Boxtel et al. (1998) e Van Boxtel (2001) che suggerivano un filtraggio passa alto nel range tra 15-28 Hz nell'elaborazione di segnali relativi ai muscoli facciali.

Le osservazioni precedentemente riportate derivano da uno studio di Carlo J. De Luca et al. (2010).
[40]

In questo studio sono riportate anche le principali fonti di rumore per il segnale EMG. Tra queste troviamo il disturbo di rete e gli artefatti da movimento dei cavi, eliminabili scegliendo le opportune tecniche di progettazione del dispositivo, il disturbo termico e il disturbo elettrochimico dovuto all'interfaccia pelle/elettrodo (Huigen et al. 2002).

A questi si deve aggiungere una fonte di rumore addizionale data dagli artefatti da movimento, anch'essi originati dall'interfaccia elettrodo-pelle, che può variare per la contrazione del muscolo sottostante.

I risultati dello studio sopra citato fanno riferimento ad un set up sperimentale basato su un ampio numero di contrazioni (>300) isometriche controllate, registrate su un gruppo di sette maschi sani e 5 donne sane (età media 30.3 anni, range 19-63 anni). I muscoli testati sono il tibiale anteriore e il primo dorsale interosseo. I sensori vengono perturbati sia in modo diretto, sia in modo indiretto come risultato di movimenti dei segmenti corporei.

Le conclusioni riportate affermano che la scelta del filtraggio ottimale dipende dall'applicazione e dal muscolo considerato. Per contrazioni naturali (non spastiche) e movimenti comuni viene suggerita un passa alto con corner frequency pari a 20 Hz. In caso di disturbi motori o ambito sportivo sono da considerare frequenze superiori. L'artefatto da movimento risulta infatti decrescente al crescere delle frequenze considerate. In caso di analisi di muscoli come il lombare para spinale e quadricipite, una frequenza di 20 Hz risulta appropriata. ^[40]

Possiamo citare altri esempi trovati in letteratura che riportano scelte simili nel set up sperimentale.

In uno studio ad opera di A. S. C. Oliveira et al. (2007) sugli effetti dell'allenamento di resistenza sulla soglia di affaticamento muscolare viene scelto un range di frequenze compreso tra 20-500 Hz. ^[41]

Nello studio di C. Larivière et al. (2005) invece oltre ad essere utilizzato un filtraggio passa banda tra 20 e 450 Hz viene anche sottolineato come sia importante non scendere sotto i 256 Hz come minima frequenza di campionamento. ^[42]

Tuttavia, anche altre opzioni sono riscontrate, come nel caso di una pubblicazione relativa ai pattern di co attivazione muscolare in soggetti affetti da dolore a livello lombare di W. Chiou, Y. Lee et al. (1997), dove con un passa banda caratterizzato dal range 5-600 Hz si ottiene un SNR inferiore all'1%. ^[43]

In due diversi articoli invece, viene scelta la frequenza di 30 Hz per segnali relativi alla muscolatura del tronco per evitare artefatti causati dal segnale ECG. Questo provvedimento viene adottato come alternativa rispetto ad elaborazioni del segnale più complesse e con costo computazionale maggiore che potrebbero essere scelte per rimuovere questa interferenza. Tale frequenza viene ritenuta adeguata sia da A. L. Hof (2009), sia da M.S. Redfern et al. (1993). ^{[44], [45]}

In conclusione, sulla base della letteratura precedentemente citata, una proposta per l'applicazione di questa tesi potrebbe essere un filtraggio tra 30 e 450 Hz.

2.2.3 Possibilità di analisi del segnale

La prima informazione che si può ricavare osservando un segnale EMG è data dai tempi di attivazione muscolare. Considerando un EMG dinamico registrato durante l'esecuzione di un task le fonti di disturbo sono sicuramente maggiori e l'informazione più consistente che si può ricavare è data dai pattern di attivazione muscolare nelle varie fasi del task, come viene spesso studiato durante le prove di gait analysis che includono la registrazione dell'EMG dinamico.

Il segnale rilevato può essere però analizzato su altri quattro livelli, in base alle variabili di interesse e alla complessità desiderata. [38]

Una prima analisi è data dall'ampiezza del segnale. In questo caso il segnale viene tipicamente normalizzato per il soggetto secondo la formula:

$$EMG_{Norm} = \frac{EMG_i - EMG_{Min}}{EMG_{Max} - EMG_{Min}}$$

Dove

EMG_i = segnale all'istante i

EMG_{Min} = valore minimo del segnale per il muscolo di interesse, tipicamente registrato a riposo

EMG_{Max} = valore massimo del segnale ottenuto per quel muscolo

Un primo livello può essere considerato lo studio dell'ampiezza del segnale

Quindi è possibile analizzare il segnale in termini di frequenza. In questo caso viene utilizzata la trasformata di Fourier (Fast Fourier Transform) per ottenere lo spettro di potenza.

Il terzo livello è dato dall'analisi della pendenza della curva ottenuta ponendo l'ampiezza del segnale e la forza sui due assi (detta 'Efficienza dell'attività elettrica').

Si ricorda che la relazione tra forza ed EMG può essere ottenuta tramite modello di predizione (Cholewicki et al., 1994) avente una forma del tipo:

$$F = g \times f_l \times f_v \times EMG_{RMS}$$

Dove

F = forza predetta del muscolo

g = fattore di guadagno che può essere definito per un certo muscolo

f_l = fattore che consente di scalare per la lunghezza muscolare

f_v = fattore che consente di scalare per la velocità di contrazione del muscolo

Infine, è stata sviluppata da Jonsson (1978) una tecnica più complessa e per questo spesso non utilizzata di analisi, che combina quelle viste in precedenza. Il segnale EMG registrato durante un task manuale viene rettificato in una certa finestra temporale. Quindi viene comparato con la curva ampiezza-forza ottenuta specificatamente per l'individuo (usando quindi EMG normalizzato), ottenuta precedentemente in modo che il soggetto sviluppi determinati livelli di forza. In questo modo è possibile ottenere un segnale di forza nel tempo per il task eseguito. Quindi i dati ottenuti in quest'ultimo grafico vengono ordinati per intensità in ordine crescente in modo da costruire una distribuzione di probabilità cumulativa che può essere comparata con dei modelli di riferimento.

È interessante notare che l'affaticamento muscolare può essere individuato in questi metodi di analisi.

Ad esempio, nel caso della curva ampiezza-forza, dal momento che una certa unità motoria ridurrà la forza prodotta nonostante il motoneurone stia tramettendo spikes e potenziali d'azione muscolare siano presenti, per un certo livello di forza si osserverà una maggiore ampiezza.

Nell'analisi in frequenza invece in caso di affaticamento muscolare si osserverà una riduzione della potenza media del segnale ed una diminuzione delle frequenze caratteristiche del segnale. Infatti, in caso di affaticamento le prime fibre muscolari a cedere saranno le IIb, con grosso diametro, appartenenti a grandi unità motorie con alta frequenza di sparo. Il segnale sarà quindi determinato in queste circostanze dalle fibre a piccolo diametro di piccole unità motorie con più bassa frequenza di sparo, meno affaticabili.^[39]

2.2.4 EMG ed ergonomia

In letteratura possono essere trovati molti esempi di utilizzo dell'EMG in ambito ergonomico.

Come riportato da I. Halim e A. R. Omar (2011), Pascal et al. (1998) hanno sfruttato il segnale elettromiografico per esaminare le risposte fisiologiche di soggetti sani durante la permanenza in posizione ortostatica indifferente su superfici hard e soft, provando come il muscolo tibiale anteriore abbia attività più intensa in caso di superficie soft. ^{[46], [47]} In un altro studio invece è stato osservato che la potenza media dell'EMG durante permanenza prolungata in postura eretta non risulta influenzata dalle scarpe o da pavimenti hard oppure soft. ^[48]

Ahmad et al. (2006) hanno utilizzato l'EMG per studiare l'influenza dell'età sulla fatica muscolare in caso di lavori in postura eretta prolungata. ^[49]

Molto interessante è inoltre il segnale elettromiografico relativo ai muscoli erettori della colonna vertebrale in situazioni di carico oppure da seduti.

Quando il soggetto si trova in posizione seduta il segnale EMG risulta inferiore rispetto alla postura eretta (Floyd e Silver, 1995; Andersson et al., 1974a). All'aumentare dell'inclinazione anteriore del busto inoltre il segnale aumenta, arrivando però quasi ad annullarsi quando il busto si trova completamente inclinato in avanti, in quanto viene a mancare il carico che viene infatti supportato dalle strutture legamentose. Una diminuzione del segnale si ha anche in caso di supporto degli arti superiori in quanto si ha conseguente diminuzione del carico. Il carico diminuisce all'aumentare dell'angolo tra il sedile e lo schienale, tuttavia bisogna tenere in considerazione la necessità di una buona visibilità, ad esempio rispetto allo schermo di un computer, che potrebbe risultare compromessa per angoli eccessivi. ^{[50], [51]}

Come riportato da Magora (1972) e Grieco (1986), non solo la postura durante il lavoro ha impatto sul dolore alla zona lombare, ma anche la permanenza nella stessa postura. Sia una minima permanenza in posizione seduta, sia una massima permanenza in posizione seduta sono da evitare, mentre il dolore risulta diminuito se la posizione viene variata più volte durante il lavoro. Proprio per questo può essere importante monitorare il contenuto elettromiografico durante tutta l'attività lavorativa dell'individuo (e la postura in generale). ^{[52], [53]}

A tal proposito, è stato osservato da Lueder (1983) che i primi segnali di discomfort sono correlati con un'intensificata attività elettromiografica dei muscoli della schiena, congiuntamente ad un incremento della frequenza cardiaca. Tuttavia, un'analisi mono fattoriale basata sull'EMG non sarebbe sufficiente in quanto la ridotta attività di un muscolo analizzato potrebbe essere compensata

da un incremento nell'attività di un altro muscolo e viceversa, portando ad una lettura errata dei dati a meno di rilevazioni particolarmente estese ed accurate di numerosi gruppi muscolari. A tal proposito si ricorda quindi l'importanza di un'analisi ergonomica multifattoriale. ^[54]

2.3 Possibili metodi di validazione

Definite le caratteristiche principali desiderate per una tuta sensorizzata per l'analisi del movimento in ambito ergonomico bisogna spostare l'attenzione sulla qualità dei dati che essa può fornire.

Vengono identificati in seguito tre possibili approcci per validare una maglietta sensorizzata progettata dal Politecnico di Milano che includerà unità MARG e rilevazione del segnale EMG. Nei primi due metodi si confronta il sistema in esame con due sistemi già validati, il sistema optoelettronico nel primo caso e un altro sistema basato su sensori inerziali già esistente in commercio e opportunamente testato per l'utilizzo. Nell'ultimo caso si motiva l'utilità di utilizzare anche un braccio robotico per valutare le prestazioni del sistema.

2.3.1 Validazione con sistema optoelettronico

2.3.1.1 Ipotesi fondamentali

Si considerano tronco e arti superiori. Il modello prevede una suddivisione in sette segmenti (tronco, braccio sinistro e destro, avambraccio sinistro e destro, mano sinistra e destra). Per ciascuno verrà definito un sistema di riferimento ad esso solidale che verrà sfruttato per definire rotazioni relative e assolute del segmento.

Ciascun segmento è assimilato ad un corpo rigido avente sei gradi di libertà (tre rotazionali e tre traslazionali).

Le articolazioni sono per semplicità considerate giunti sferici (sebbene solo l'articolazione Gleno-omerale sia effettivamente considerabile tale a livello anatomico).

Introduciamo tre ulteriori semplificazioni, considerando che, in caso di trasferimento diretto dei dati dai sensori allo smartphone, il numero massimo di sensori ad esso collegabili è sette. L'approccio normalmente seguito nella realizzazione di un modello muscoloscheletrico consiste nella separazione dei segmenti corporei a livello delle articolazioni principali: nel caso della spalla tuttavia si sceglie di includere scapola e clavicola nel segmento toracico, al fine di avere un sensore per segmento. Una possibile estensione del modello potrebbe quindi consistere nell'introduzione dei segmenti anatomici di scapola e clavicola.

A livello della spalla faremo quindi riferimento alla sola articolazione Gleno-omerale (considerando la scapola inclusa nel segmento toracico).

La seconda semplificazione consiste invece nella descrizione dell'avambraccio nel suo complesso, senza distinguere il comportamento di radio e ulna.

Infine, per quanto riguarda la mano, la trattazione verrà fortemente semplificata, considerando soltanto i movimenti di flessione estensione del polso e deviazione radio-ulnare, definendo la mano come un unico corpo rigido e quindi trascurando le dita. In aggiunta verrà considerata la pronazione supinazione di avambraccio e mano rispetto al braccio.

2.3.1.2 Il protocollo anatomico

Per definire i sistemi di riferimento dei vari segmenti sfruttiamo punti di repere anatomici, identificabili per palpazione sulla superficie corporea.

Tali punti di repere verranno quindi sfruttati per il posizionamento dei markers in materiale riflettente, le coordinate dei quali verranno quindi ricavate grazie al sistema optoelettronico e al software dedicato in modo tale da definire i sistemi di riferimento anatomici, aventi origine nel centro delle articolazioni. ^[55]

Definiamo quindi i punti di repere sopracitati, evidenziati in figura 25:

- RSd e RSs: estremità caudale e laterale dello stiloide radiale (emi soma destro e sinistro)
- USd e USs: estremità caudale e mediale dello stiloide ulnare (emi soma destro e sinistro)
- EMd e EMS: estremità caudale dell'epicondilo mediale (emi soma destro e sinistro)
- ELd e ELs: estremità caudale dell'epicondilo laterale (emi soma destro e sinistro)
- ACd e ACs: estremità dorsale dell'articolazione acromioclavicolare, condiviso con la scapola (emi soma destro e sinistro)
- AId e AIs: estremità caudale della scapola, Angulus Inferior (emi soma destro e sinistro)
- TSd e TSs: punto medio della superficie triangolare sul bordo mediale della scapola, in linea con la spina scapolare, Trigonium Spinae (emi soma destro e sinistro)
- IJ: punto più profondo della Incisura Jugularis, 'suprasternal notch'
- C7: processo spinoso della settima vertebra cervicale
- PX: estremità caudale dello sterno, Processus Xiphoideus
- T8: processo spinoso dell'ottava vertebra toracica

- MHd e MHs: testa distale del terzo osso metacarpale destro e sinistro
- MBd e MBs: centro della base del terzo osso metacarpale destro e sinistro

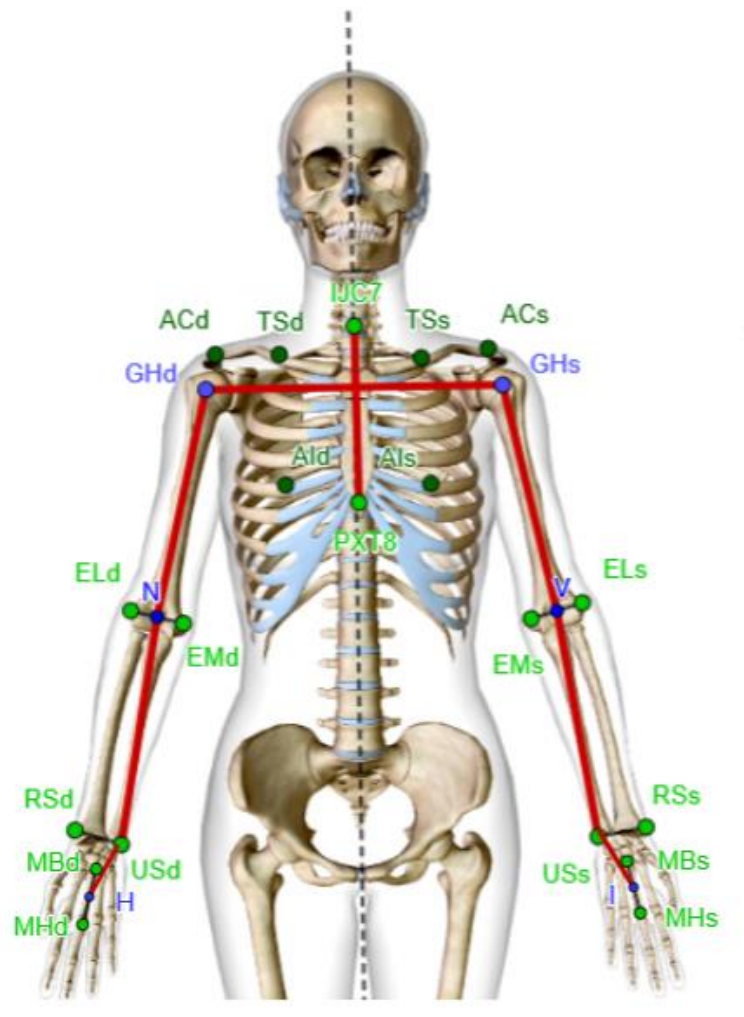


Figura 25: In verde chiaro sono segnati i punti di repere, In verde scuro i punti di repere identificati sul dorso (C7 e T8 rimangono coperti da IJ e PX in questa vista), in blu punti interni ricostruiti. N e V sono punti medi tra gli epicondili. H e I sono punti medi tra la base e la testa del terzo osso metacarpale. GHd e GHs sono centri delle teste omerali destra e sinistra.

2.3.1.3 I sistemi di riferimento anatomici

Vengono definiti ora, a partire dai punti di riferimento precedentemente identificati, i sistemi di riferimento anatomici dei cinque segmenti.

Le terne qui descritte fanno riferimento alle indicazioni fornite dall'International Society of Biomechanics (ISB) e dall'International Shoulder Group (ISG) per la definizione dei sistemi di coordinate articolari. Tale scelta è motivata dalla volontà di ottenere risultati facilmente

riproducibili e confrontabili all'interno della comunità scientifica, oltre che di sfruttare metodi di uso consolidato e di provata efficacia. ^[56]

Viene quindi definita una terna cartesiana per ciascun segmento, sempre sotto l'ipotesi forte di corpo rigido e indeformabile.

Per sintesi, si farà riferimento al lato destro del corpo. Il lato sinistro del corpo viene trattato in modo analogo ma con una rotazione attorno a Z di 180°.

Il torace (X, Y, Z)

Origine: IJ

Y: versore con origine nel punto medio tra PX e T8, diretto verso il punto medio tra IJ e C7

Z: versore perpendicolare al piano definito da IJ, C7 e dal punto medio tra PX e T8, orientato verso destra

X: prodotto vettoriale tra il versore Y e Z

Avambraccio (X₂, Y₂, Z₂)

Origine: US

Y: versore con origine in US, diretto lungo la congiungente con il punto medio tra EL e EM, orientato prossimalmente

X: versore perpendicolare al piano definito da US, RS e punto medio tra EL e EM, orientato in avanti

Z: versore perpendicolare a Y e X, orientato verso destra

Un discorso separato deve essere affrontato per la spalla. In questo caso non sarà sufficiente sfruttare le posizioni dei markers per definire l'origine del sistema di riferimento interno all'articolazione.

Possiamo infatti definire l'articolazione Gleno-omerale come un "ball and socket joint", ovvero come un giunto sferico (seppure con minore congruenza rispetto, ad esempio, all'articolazione dell'anca). ^[57] Per definire il sistema di riferimento dell'omero dovremo quindi ricercare il centro di tale giunto, ovvero il centro della testa dell'omero. Con buona approssimazione, infatti, il centro articolare della spalla può essere rappresentato come il centro geometrico della spalla. In accordo con lo studio di C.G.M. Meskers et al. ^[58], si definisce quindi un sistema di riferimento ausiliario, e

si ricava il centro dell'articolazione Gleno-omeroale (GH) in base alle coordinate riportate dallo studio.

Il sistema di riferimento ausiliario viene quindi definito come:

Origine: AC

Xaus: versore da AC a TS

Zaus: versore perpendicolare a piano contenente AC, TS, AI, orientato all'indietro

Yaus: versore ortogonale a Xaus e Zaus, orientato verso l'alto

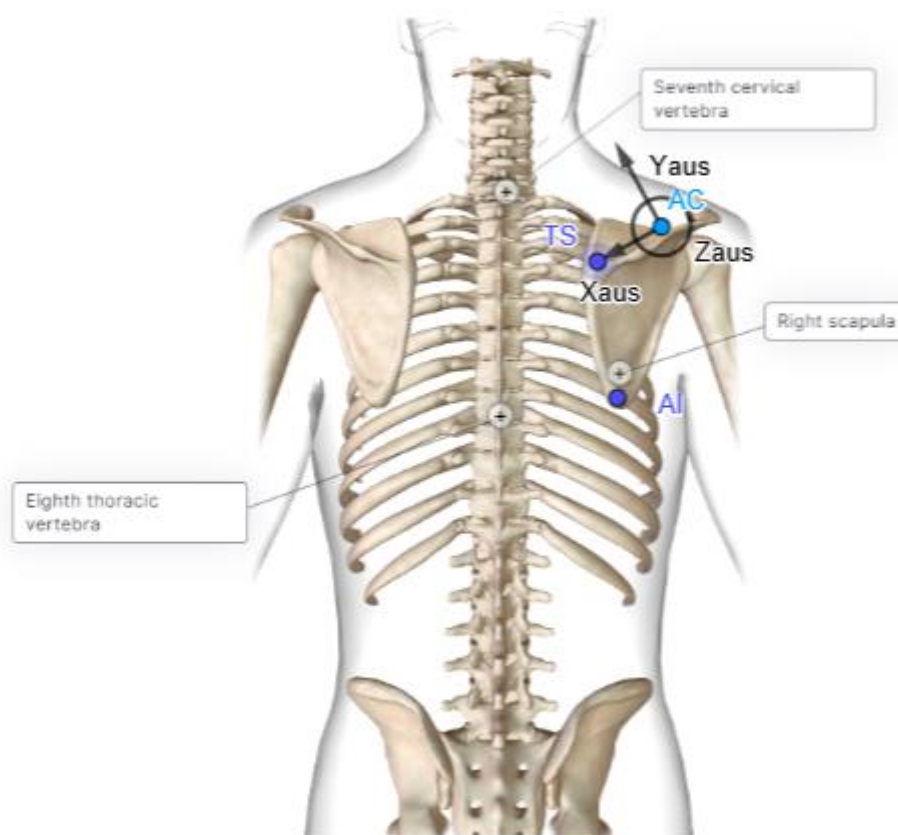


Figura 26: Determinazione del centro della testa dell'omero. AC riferito alla vista frontale, AI e TS a quella dorsale. Zaus uscente dal piano del foglio.

Tali coordinate sotto riportate sono state ottenute dall'autore dello studio sopracitato tramite studio di 19 cadaveri. Esse sono state ottenute considerando 40 punti sulla superficie di ciascuna fossa glenoidea, labbro incluso, e testa dell'omero. Quindi tramite metodo dei minimi quadrati è stato eseguito il fitting di tali punti su una sfera, ovvero è stata minimizzata la cifra di costo:

$$J = \sum_{i=1}^n e_i^2 \quad \text{con} \quad e_i = \sqrt{(x_i - M_x)^2 + (y_i - M_y)^2 + (z_i - M_z)^2} - r$$

dove r (raggio sfera), M_x , M_y , M_z (coordinate del centro della sfera rispetto al sistema di riferimento fisso sulla scapola) sono i parametri da stimare.

Quindi nello studio è stato utilizzato l'algoritmo di Levenberg-Marquardt per ottenere il fitting di una nuova sfera sulla superficie della fossa glenoidea, usando il raggio della sfera ottenuta tramite fitting sulla testa dell'omero come parametro fisso.

In seguito è stata eseguita una procedura di regressione multipla (basata sulla minimizzazione del root mean-squared error), usando come regressori le coordinate dei punti di reperi ossei (TS, AC, AI, Angulus Acromialis e punto più ventrale del Processus Coracoideus) e le distanze tra tali punti, per predire M_x , M_y , M_z e r . Un set di dati è stato usato per la costruzione del modello di regressione, un altro set di dati è stato usato per la validazione del modello. Inoltre, per limitare gli effetti dell'inaccuratezza della stima, dovuta a imprecisioni nella rilevazione della posizione dei punti di reperi ossei, sono stati eseguiti dall'autore anche studi in vivo.

A conclusione dello studio, vengono quindi riportati i seguenti parametri, rispetto alla procedura di fitting della sfera sulla cavità glenoidea, scelti per il modello da realizzare in quanto caratterizzati da minore errore sui residui. Il raggio non verrà di fatto utilizzato ma viene riportato per completezza.

Parametro	Valore (mm)	Mean res. error
M_x	9.83 sd 4.15	0.45 sd 0.26
M_y	-45.4 sd 4.73	
M_z	-19.5 sd 7.33	
(r)	(25.5 sd 3.5)	

Tabella 6: coordinate GH e raggio

Definita quindi la posizione di GH, possiamo quindi definire il sistema di riferimento anatomico per il braccio.

Braccio (X_1, Y_1, Z_1)

Origine: GH

Y: versore sulla retta congiungente GH e il punto medio tra EL e EM, orientato verso l'alto

Z: versore perpendicolare al piano formato da Y e Y_{torace} , orientato verso destra

X: versore perpendicolare a Y e Z, orientato in avanti

Nelle indicazioni proposte dall'ISB vengono riportate in realtà due possibili configurazioni per il sistema di riferimento del braccio. Tuttavia, è stata scelta quella qui riportata in quanto è indicata come da prediligere in caso di analisi contestuale di moto del braccio e dell'avambraccio. Inoltre, tale configurazione risulta meno affetta da errori dovuti alla difficile definizione della congiungente tra EM e EL causati dalla distanza relativamente ridotta tra gli stessi.

Consideriamo infine la mano. In questo caso bisogna puntualizzare che la trattazione risulta molto semplificata. Si è scelto infatti di rappresentare la mano come unico corpo rigido. Infatti, su di essa viene collocato un singolo sensore inerziale. Nelle indicazioni dell'ISB troviamo indicazioni dettagliate, raccomandate per una trattazione completa che includa la distinzione delle varie ossa che costituiscono la mano. Viene tuttavia suggerito di adottare un sistema di riferimento centrato a livello del terzo osso metacarpale nel caso di trattazione generica dell'articolazione del polso. Definiamo quindi il sistema di riferimento per la mano nel modo seguente:

Mano (X_m, Y_m, Z_m)

Origine: H

Y: versore sulla retta congiungente MBd e MHd, orientato verso MBd

X: versore diretto in modo da formare con Y un piano che divide l'osso metacarpale in due parti speculari, uscente dal palmo

Z: versore perpendicolare a Y e X

Si riporta in figura 27 il modello complessivo con i sistemi di riferimento sopra citati. In figura 28 vediamo separatamente il sistema di riferimento per la mano. ^[56]

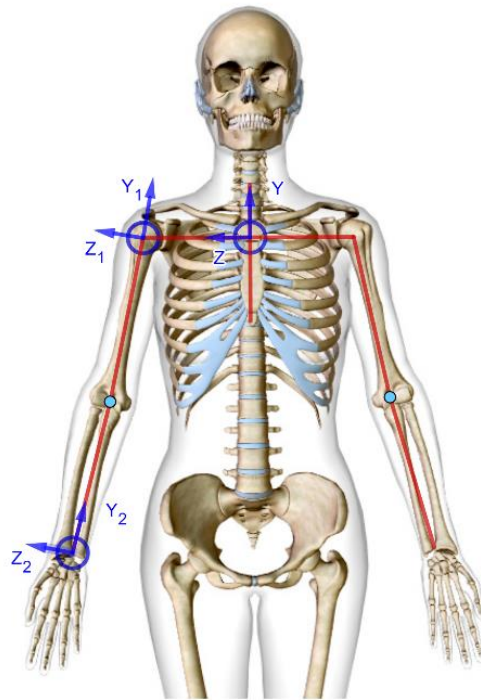


Figura 27: sistemi di riferimento dei segmenti corporei lato destro (X indicato come uscente dal piano del foglio per il lato destro). Il lato sinistro è analogo ma caratterizzato da una rotazione attorno a Z di 180°

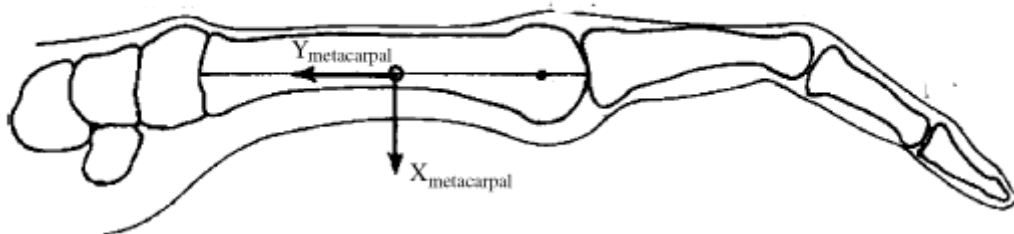


Figura 28: sistemi di riferimento della mano (Z uscente dal piano del foglio) ^[56]

2.3.1.4 Angoli articolari: angoli di Cardano, Eulero e JCS

Seguendo sempre le indicazioni suggerite dall'ISB, è possibile definire i principali movimenti da analizzare.

In particolare, siamo interessati ad analizzare i cambi di orientazione e distinguiamo tra due situazioni possibili: parliamo di angoli assoluti se consideriamo l'orientamento della terna solidale al segmento rispetto ad un sistema di riferimento assoluto, di angoli relativi se consideriamo l'orientamento di una terna solidale con un segmento rispetto a quella solidale con un altro. In

particolare, come da convenzione, definiremo sempre l'orientamento del segmento distale rispetto al prossimale.

Definiamo quindi le possibilità di movimento in relazione al modello sopra delineato. Analizziamo i seguenti movimenti:

- Orientamento del torace rispetto al sistema di riferimento globale
- Orientamento del braccio rispetto al torace (rappresenta l'articolazione Gleno-omeroale, considerando la scapola come parte del segmento torace)
- Orientamento dell'avambraccio rispetto al braccio (rappresenta l'articolazione del gomito)
- Orientamento della mano rispetto all'avambraccio (rappresenta l'articolazione del polso)
- Orientamento della mano/avambraccio rispetto al braccio (per definire la prono supinazione)

In primo luogo, dobbiamo definire il sistema di riferimento globale. Anche in questo caso procediamo secondo le indicazioni dell'ISB (Wu e Cavanagh, 1995), definendo l'orientamento del sistema di riferimento con asse Y verticale, parallelo alla forza di gravità, X perpendicolare a Y e diretto nella direzione preferenziale di lavoro, in questo caso sarà quindi orientato come il volto del soggetto, e Z ortogonale agli altri due (punterà quindi verso l'emi soma destro del soggetto).^[59]

Sappiamo che per definire l'orientamento di una terna cartesiana rispetto ad un'altra possiamo usare una matrice di rotazione. Tale matrice è composta dai coseni direttori che indicano l'orientamento di ciascun versore della terna ruotata rispetto alla terna fissa. Questa matrice può essere fattorizzata: infatti è possibile definire una rotazione complessiva mediante la sequenza di tre rotazioni indipendenti in sequenza, ciascuna attorno ad un determinato asse. Scegliendo opportunamente gli assi di rotazione e le ampiezze di ciascuna rotazione possiamo associare a ciascuna delle tre rotazioni un significato funzionale.

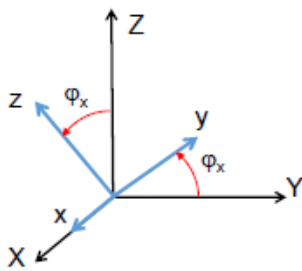
In particolare, si vuole attribuire a ciascuna delle tre rotazioni un significato di angolo di flessione-estensione, di rotazione interno-esterna oppure di ab-adduzione.

La fattorizzazione di una matrice di rotazione non è univoca: possiamo scegliere diverse combinazioni di assi attorno ai quali eseguire le rotazioni e angoli di rotazione che dall'orientazione del sistema di riferimento prossimale consentano di raggiungere quella del sistema di riferimento del segmento distale. Consideriamo i principali metodi possibili per fattorizzare la matrice di rotazione ed il procedimento per risalire dalla matrice di rotazione agli angoli di rotazione.

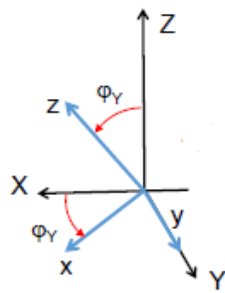
Una prima possibilità è quella di parametrizzare la matrice di rotazione attraverso gli angoli di Cardano.

Il concetto fondamentale consiste nella scomposizione della matrice di rotazione in tre rotazioni indipendenti, rispettivamente di un angolo α , β , γ , attorno a tre assi cartesiani diversi (quindi ortogonali tra loro): vediamo nell'esempio una sequenza XYZ (rotazione di α attorno a X, di β attorno a Y e di γ attorno a Z).

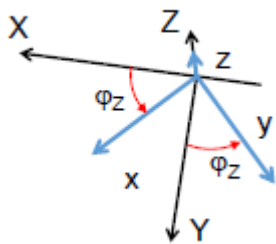
A partire dall'espressione delle tre matrici di rotazione, ciascuna espressa in funzione di uno dei tre angoli, possiamo ricavare l'espressione della matrice di rotazione totale in funzione degli angoli stessi.



$$R_X(\varphi_x) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\varphi_x) & -\text{sen}(\varphi_x) \\ 0 & \text{sen}(\varphi_x) & \cos(\varphi_x) \end{bmatrix}$$



$$R_Y(\varphi_y) = \begin{bmatrix} \cos(\varphi_y) & 0 & \text{sen}(\varphi_y) \\ 0 & 1 & 0 \\ -\text{sen}(\varphi_y) & 0 & \cos(\varphi_y) \end{bmatrix}$$



$$R_Z(\varphi_z) = \begin{bmatrix} \cos(\varphi_z) & -\text{sen}(\varphi_z) & 0 \\ \text{sen}(\varphi_z) & \cos(\varphi_z) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$R = [R_X(\varphi_x)][R_Y(\varphi_y)][R_Z(\varphi_z)]$$

$$R = \begin{bmatrix} c(\varphi_z)c(\varphi_y) & s(\varphi_z)c(\varphi_y) & -s(\varphi_y) \\ -s(\varphi_z)c(\varphi_x) + c(\varphi_z)s(\varphi_y)s(\varphi_x) & c(\varphi_z)c(\varphi_x) + s(\varphi_z)s(\varphi_y)s(\varphi_x) & c(\varphi_y)s(\varphi_x) \\ s(\varphi_z)s(\varphi_x) + c(\varphi_z)s(\varphi_y)s(\varphi_x) & -c(\varphi_z)s(\varphi_x) + s(\varphi_z)s(\varphi_y)c(\varphi_x) & c(\varphi_y)c(\varphi_x) \end{bmatrix}$$

$c = \text{coseno}$ $s = \text{seno}$

Quindi ottenuta la seguente matrice parametrizzata risaliremo agli angoli dalle seguenti formule:

$$\text{sen}(\varphi_y) = -R_{13} \quad \text{sen}(\varphi_x) = R_{23}/\cos(\varphi_y) \quad \text{sen}(\varphi_z) = R_{12}/\cos(\varphi_y)$$

Si ricorda inoltre che l'ordine delle rotazioni è rilevante in quanto il prodotto tra matrici non gode della proprietà commutativa. Alterando la sequenza delle rotazioni quindi non si giungerà al medesimo risultato finale.

Lo stesso metodo è utilizzabile anche in caso di rotazioni attorno a tre assi non ortogonali tra loro, a patto che diano origine a rotazioni indipendenti tra loro (gli assi non devono quindi essere paralleli tra loro).

È utile definire quindi anche altre possibili combinazioni di rotazioni: a tal proposito introduciamo quindi gli angoli di Eulero. Il ragionamento alla base è quello descritto dagli angoli di Cardano ma in questo caso descriviamo l'orientamento di una terna rispetto all'altra attraverso tre angoli detti di nutazione, di precessione e di rotazione propria (la denominazione degli angoli deriva da applicazioni astronomiche).

Per definire tali angoli supponiamo di avere i due sistemi di riferimento: chiamiamo (O, X_1, Y_1, Z_1) la terna rispetto alla quale descriviamo la rotazione (che consideriamo quindi fissa) e (O, X_2, Y_2, Z_2) la terna mobile.

Quindi descriviamo gli angoli come:

- Angolo di nutazione (θ): angolo che Z_2 forma con Z_1 (che risulta compreso tra 0 e π).
- Angolo di precessione (χ): angolo che l'asse dei nodi (n), definito dall'intersezione dei piani compresi rispettivamente tra X_1 e Y_1 , e tra X_2 e Y_2 , forma con l'asse X_1 . È orientato in senso antiorario rispetto ad un osservatore disposto come Z_1 e risulta compreso tra 0 e 2π .

- Angolo di rotazione propria (ψ): angolo che l'asse X_2 forma con l'asse dei nodi, orientato in senso antiorario rispetto ad un osservatore disposto come Z_2 . Risulta compreso tra 0 e 2π .

Anche in questo caso fattorizziamo la matrice di rotazione che consente di passare dal sistema (1) al sistema (2). Tra le sequenze possibili avremo la seguente ($Z_1X_2Z_2$):

- Rotazione di ampiezza uguale all'angolo di precessione attorno a Z_1
- Rotazione di ampiezza pari all'angolo di nutazione attorno all'asse nodale
- Rotazione di ampiezza pari all'angolo di rotazione propria attorno all'asse Z_2

In questo caso le matrici di rotazione saranno:

$$R_{Z_1}(\chi) = \begin{bmatrix} \cos(\chi) & -\text{sen}(\chi) & 0 \\ \text{sen}(\chi) & \cos(\chi) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$R_n(\theta) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\theta) & -\text{sen}(\theta) \\ 0 & \text{sen}(\theta) & \cos(\theta) \end{bmatrix}$$

$$R_{Z_2}(\psi) = \begin{bmatrix} \cos(\psi) & -\text{sen}(\psi) & 0 \\ \text{sen}(\psi) & \cos(\psi) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

La matrice di rotazione complessiva parametrizzata rispetto agli angoli sopra definiti sarà data quindi da:

$$R = [R_{Z_1}(\chi)][R_n(\theta)][R_{Z_2}(\psi)]$$

Anche in questo caso potrò ricavare dalla matrice parametrizzata le formule per ricavare le tre ampiezze degli angoli.

Questi angoli possono essere utilizzati per la descrizione degli angoli articolari. Per capire come questo sia possibile introduciamo il Joint Coordinate System (JCS). Con JCS si intendono gli assi del movimento concesso alle articolazioni. In particolare, definiamo il movimento di un segmento distale rispetto al suo prossimale distinguendo:

- Flesso/estensione: moto di rotazione di un segmento in un piano para sagittale (assimilabile al piano sagittale del corpo) appartenente al segmento prossimale

- Adduzione/abduzione: moto di rotazione di un segmento che avvicina (adduzione) e allontana (abduzione) la parte distale del segmento dal piano mediale del corpo. Questo movimento deve avvenire in un piano perpendicolare al piano sagittale, non necessariamente verticale
- Rotazione interno/esterna: è la rotazione del segmento rispetto al suo asse longitudinale

Secondo la convenzione di Grood and Suntay (1983) ^[60], definita originariamente per l'articolazione del ginocchio e successivamente generalizzata per un'articolazione generica, si definiscono quindi i seguenti assi:

- Asse medio laterale del segmento (f)
- Asse longitudinale del segmento (l)
- Asse t, ottenuto come prodotto vettoriale tra f e l
- e1: asse attorno al quale il segmento distale compie movimenti di flesso estensione, coincide con f del segmento prossimale
- e3: asse attorno al quale il segmento distale compie movimenti di rotazione interno/esterna, coincide con l del segmento distale
- e2: asse attorno al quale il segmento distale compie movimenti di ab/adduzione, è definito come il prodotto vettoriale normalizzato tra e3 ed e1 moltiplicato per lo scalare A tale che:
 - $A=-1$ se $[(e3^e1) \times tdistale] < 0$ e $\{[(e3^e1)^e3] \times fdistale\} > 0$
 - $A=+1$ in tutti gli altri casi

Se vogliamo quindi descrivere la posizione di un segmento distale rispetto al suo prossimale tramite tre rotazioni consecutive attorno agli assi funzionali e1, e2, e3, dovremo rispettare sempre la seguente sequenza:

- 1) flesso estensione attorno all'asse e1
- 2) adduzione/abduzione attorno all'asse e2
- 3) rotazione interno esterna attorno all'asse e3

Il calcolo degli angoli avverrà quindi nel modo seguente:

- L'angolo di flesso estensione del segmento distale rispetto al prossimale si misurerà in un piano perpendicolare all'asse di flesso/estensione prossimale
- L'angolo di adduzione/abduzione si misurerà nel piano perpendicolare all'asse e2
- L'angolo di rotazione interna/esterna si misurerà nel piano perpendicolare all'asse ldistale

Definiti in questo modo i movimenti articolari, riconsideriamo gli angoli di Eulero e la sequenza di rotazioni precedentemente descritta. Possiamo osservare che facendo coincidere l'asse Z con l'asse di flessione estensione, l'asse z andrà a coincidere con l'asse di rotazione interno/esterna e l'asse dei nodi (che nella convenzione di Grood and Sunday corrisponde ad e2, detto "floating axis") sarà l'asse di ab/adduzione.

Riassumendo, possiamo descrivere una rotazione come una successione di tre rotazioni consecutive: scegliendo opportunamente assi e sequenze di rotazione è possibile attribuire a ciascuna delle tre rotazioni un significato funzionale e ricavare gli angoli di ciascuna di esse. ^[55]

Un caso particolare che può dare origine a problemi nell'utilizzo degli angoli di Eulero è quello del 'blocco cardanico', in inglese 'gimbal lock'. Con questo termine si indica il caso in cui il primo asse di rotazione va a coincidere con il terzo, comportando la perdita di un grado di libertà della matrice di rotazione. Sequenze di rotazione diverse comportano quindi blocco cardanico in seguito a rotazioni diverse. Anche questo aspetto viene spesso considerato nella scelta delle sequenze di rotazione per la fattorizzazione della matrice. ^[61]

2.3.1.5 JCS per il modello realizzato

Alla luce delle considerazioni sopra riportate, verranno ora definiti, per il modello considerato, gli assi di rotazione per ciascuna articolazione ed i movimenti ad essi corrispondenti.

Le rotazioni verranno descritte, come da indicazione dell'ISB, in termini di angoli di Eulero, metodo che vediamo essere equivalente alla convenzione di Grood and Suntay, considerando sempre il movimento del segmento distale rispetto al prossimale. In entrambi i casi infatti, partendo dai due sistemi di riferimento (appartenenti ai segmenti distale e prossimale) allineati, avremo una rotazione iniziale attorno all'asse comune, una rotazione attorno ad un asse del sistema di riferimento ruotato (che risulterà perpendicolare sia al primo sia al terzo asse di rotazione) ed una rotazione attorno ad un altro asse del sistema di riferimento ruotato (generalmente l'asse longitudinale del segmento distale).

Per l'articolazione toraco omerale proponiamo sia la sequenza indicata dall'ISB per il caso specifico della spalla (YXY) sia quella consigliata in generale (ZXY). Si preferisce adottare la seconda in quanto la prima risulta meno interpretabile da un punto di vista clinico e porta a dati discontinui in alcune situazioni, come verrà spiegato in seguito.

Infine, oltre ai movimenti articolari di polso, gomito e spalla (movimento e angoli relativi), consideriamo in questa sezione anche l'orientamento del torace rispetto al sistema di riferimento globale precedentemente definito (movimento e angoli assoluti).

JCS e movimento dell'omero relativo al torace (sequenza YXY)

- *e1: Y torace*
 - *Rotazione: piano di elevazione, 0° indica abduzione, 90° indica flessione in avanti*
- *e3: Y omero*
 - *Rotazione: rotazione assiale interna (angolo positivo) oppure esterna (angolo negativo)*
- *e2: X omero*
 - *Rotazione: elevazione (angolo negativo)*

JCS e movimento dell'omero relativo al torace (sequenza ZXY)

- *e1: Z torace*
 - *Rotazione: flessione (angolo positivo), estensione (angolo negativo)*
- *e3: Y omero*
 - *Rotazione: rotazione assiale interna (angolo positivo) oppure esterna (angolo negativo)*
- *e2: X omero*
 - *Rotazione: elevazione (angolo negativo)*

Osserviamo che la sequenza YXY risulta meno interpretabile da un punto di vista funzionale, come dimostrato nello studio di V. Phadke et al. (2010) che è qui riportato.^[62] Se ad esempio consideriamo la rotazione assiale, posizionandoci con le braccia distese lungo il corpo, ci aspetteremmo di vedere cambiamenti solo sull'angolo di rotazione interno/esterna. Tuttavia, si osservano cambiamenti su tutti e tre gli angoli. Inoltre, nella medesima posizione osserveremo un angolo nullo di rotazione assiale, privo di significato da un punto di vista clinico in quanto ci troviamo in realtà in presenza di una rotazione interna. Questo è dovuto al fatto che la rotazione iniziale interna è descritta in termini di movimento del piano di elevazione (perpendicolare all'asse Xomero). Inoltre, quando l'angolo di elevazione si avvicina allo zero, e quindi ad una condizione che può determinare blocco cardanico, si osservano delle discontinuità nei dati con cambiamenti improvvisi da una posizione di rotazione interna ad esterna e viceversa. Si opterà quindi per una sequenza ZXY. Tuttavia, anche altre possibilità possono essere considerate come ad esempio la sequenza ZYX come viene in seguito considerato nel protocollo di validazione con X-Sens.

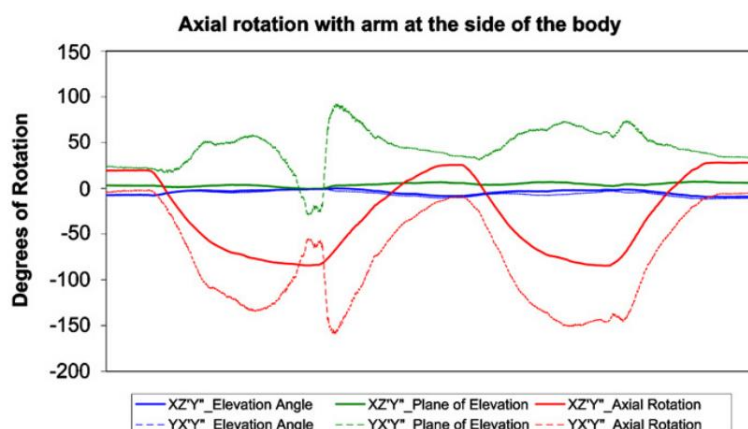


Figura 29: Rotazione assiale del braccio con braccia distese lungo il corpo

JCS e movimento dell'avambraccio relativo all'omero (sequenza ZXY)

- *e1: Z omero*
 - Rotazione: flessione (angolo positivo) ed iperestensione (angolo negativo)
- *e3: Y avambraccio*
 - Rotazione: rotazione assiale, pronazione (angolo positivo) oppure supinazione (angolo negativo)
- *e2: X avambraccio*
 - Rotazione: angolo definito tra l'asse longitudinale dell'avambraccio e il piano perpendicolare all'asse di flessione/estensione dell'omero. È in realtà una risposta passiva alla flessione/estensione del gomito, dovuta al cambiamento di orientazione dell'omero e dell'articolazione omero ulnare durante la flessione. Per questo motivo non è generalmente considerato (Anglin and Wyss, 2000).

JCS e movimento del torace rispetto al sistema di riferimento globale (sequenza ZXY)

- *e1: Z globale*
 - Rotazione: flessione (angolo negativo) ed estensione (angolo positivo)
- *e3: Y torace*
 - Rotazione: rotazione assiale, verso sinistra (angolo positivo) oppure verso destra (angolo negativo)
- *e2: X torace*
 - Rotazione: flessione laterale del torace, verso destra positiva, verso sinistra negativa

JCS e movimento della mano rispetto all'avambraccio (sequenza ZXY)

- *e1: Z avambraccio*
 - *Rotazione: flessione (angolo positivo), estensione (angolo negativo)*
- *e3: Y metacarpo*
 - *Rotazione: questa rotazione dovrebbe essere solidale con quella dell'avambraccio considerati i sistemi di riferimento precedentemente stabiliti*
- *e2: asse perpendicolare ad e1 ed e3*
 - *Rotazione: deviazione ulnare e radiale (deviazione ulnare positiva)*

La prono-supinazione: potrei osservare la prono-supinazione della mano/avambraccio rispetto al braccio considerando quanto scritto sopra ma sostituendo Z avambraccio con Z braccio e definendo e2 di conseguenza.

2.3.1.6 Procedimento di elaborazione dati da sensori inerziali

Per poter confrontare i dati che derivano dai sensori inerziali con quelli derivanti dal sistema optoelettronico, bisogna fare alcune considerazioni sui sistemi di riferimento da utilizzare.

In particolare, i quaternioni che si ottengono in uscita dai sensori inerziali sono orientazioni relative al sistema di riferimento terrestre, generalmente con asse Z opposto a gravità, X diretto verso nord e Y ricavabile con la regola della mano destra.

È necessario dunque considerare due diverse situazioni che possono verificarsi rispetto ai movimenti precedentemente definiti. In particolare, sono stati definiti quattro movimenti relativi (mano rispetto ad avambraccio, mano/avambraccio rispetto a braccio per la prono supinazione, avambraccio rispetto a braccio e braccio rispetto a torace) ed un movimento assoluto (quello del torace rispetto alla posizione di partenza).

Nei primi dovrò quindi ottenere gli angoli relativi tra i due segmenti, nel secondo dovrò invece ottenere l'orientamento del segmento rispetto al sistema di riferimento assoluto. Il sistema di riferimento assoluto viene scelto coincidente con il sistema di riferimento terrestre precedentemente definito secondo le indicazioni dell'ISB.

In entrambi i casi il primo step da compiere è dato dalla "sensor-to-segment calibration". In questo step bisogna definire l'orientamento del sensore inerziale rispetto al sistema di riferimento interno del segmento (sistema di riferimento anatomico).^[63]

Infatti, gli angoli articolari devono essere ottenuti, in modo analogo a quanto viene fatto con il sistema optoelettronico, rispetto al modello delineato.

Questa calibrazione può essere eseguita nel modo seguente, sfruttando la seguente notazione:

$q = \text{quaternione}$

${}^A q^{B \leftarrow A} = \text{rotazione da } A \text{ a } B, \text{ nel sistema di riferimento } A$

$\otimes = \text{prodotto tra quaternioni}$

$*$ = *complesso coniugato* (per un quaternione unitario corrisponde alla rotazione inversa)

(SdR = *sistema di riferimento*)

$m = \text{dati movimento}$

Nota: nelle seguenti formule si fa riferimento a quaternioni unitari

- Ricavo la rotazione del sistema di riferimento terrestre rispetto a quello globale: tale rotazione si può ottenere ponendo il sensore inerziale orientato come il sistema di riferimento globale. L'output del sensore sarà la rotazione dal sistema di riferimento globale (SdR g) rispetto a quello terrestre (SdR T). Per ottenere la rotazione del sistema di riferimento terrestre rispetto a quello globale è sufficiente calcolare l'inversa. Inoltre, mi riconduco per comodità ad un sistema di riferimento globale (SdR G) con Y opposto alla gravità, Z diretto verso l'emisoma destro del soggetto e X secondo la regola della mano destra:

${}^T q^{g \leftarrow T}$ definito con sensore

$${}^T q^{G \leftarrow T} = {}^T q^{g \leftarrow T} \otimes {}^g q^{G \leftarrow g}$$

$${}^G q^{T \leftarrow G} = ({}^T q^{G \leftarrow T})^*$$

Dove

${}^T q^{g \leftarrow T} = \text{rotazione del SdR globale rispetto al SdR terrestre}$

${}^g q^{G \leftarrow g}$ = rotazione per portare il SdR globale nella posizione di assi desiderata

${}^G q^{T \leftarrow G}$ = rotazione del SdR terrestre rispetto a quello globale (ruotato)

- Ricavo la rotazione del segmento (sistema di riferimento anatomico precedentemente definito) rispetto al sistema di riferimento globale (SdR G, ruotato rispetto a g) con sistema optoelettronico (convertendo la matrice di rotazione in quaternioni unitari):

${}^g q^{OPTO \leftarrow g}$ da sistema optoelettronico

$${}^G q^{g \leftarrow G} = ({}^g q^{G \leftarrow g})^*$$

$${}^G q^{OPTO \leftarrow G} = {}^G q^{g \leftarrow G} \otimes {}^g q^{OPTO \leftarrow g}$$

Dove

${}^G q^{OPTO \leftarrow G}$ = rotazione (ottenuta da sistema optoelettronico) del segmento rispetto al sistema di riferimento globale

${}^G q^{g \leftarrow G}$ = rotazione inversa di ${}^g q^{G \leftarrow g}$

${}^g q^{OPTO \leftarrow g}$ = rotazione del segmento (SdR OPTO) rispetto al sistema di riferimento globale ruotato

- Ricavo la rotazione del sensore (SdR S) rispetto al segmento (SdR OPTO):

${}^T q^{S \leftarrow T}$ da sensore inerziale

$${}^{OPTO} q^{G \leftarrow OPTO} = ({}^G q^{OPTO \leftarrow G})^*$$

$${}^G q^{S \leftarrow G} = {}^G q^{T \leftarrow G} \otimes {}^T q^{S \leftarrow T}$$

$${}^{OPTO} q^{S \leftarrow OPTO} = {}^{OPTO} q^{G \leftarrow OPTO} \otimes {}^G q^{S \leftarrow G}$$

$${}^S q^{OPTO \leftarrow S} = ({}^{OPTO} q^{S \leftarrow OPTO})^*$$

Dove

${}^T q^{S \leftarrow T}$ = dati in uscita da sensore inerziale (rispetto al sistema di riferimento terra)

${}^{OPTO} q^{G \leftarrow OPTO}$ = rotazione inversa di ${}^G q^{OPTO \leftarrow G}$

${}^{OPTO} q^{S \leftarrow OPTO}$ = rotazione del segmento (SdR OPTO) rispetto al sensore

${}^S q^{OPTO \leftarrow S}$ = rotazione del sensore rispetto al segmento (SdR OPTO)

Questa rotazione è come un offset che devo considerare quando ricavo i dati dal sensore per riportarmi al sistema di riferimento anatomico

Una volta terminata la fase di calibrazione prendiamo in considerazione i dati ottenuti durante il movimento.

In primo luogo, essi devono essere ricavati sia dal sistema optoelettronico, sia dai sensori. In entrambi i casi mi riconduco alle rotazioni rispetto al sistema di riferimento globale ruotato:

${}^T q^{S,m \leftarrow T}$ da sensore inerziale

${}^g q^{OPTO,m \leftarrow g}$ da sistema optoelettronico

$${}^G q^{S,m \leftarrow G} = {}^G q^{T \leftarrow G} \otimes {}^T q^{S,m \leftarrow T}$$

$${}^G q^{OPTO, m \leftarrow G} = {}^G q^{g \leftarrow G} \otimes {}^g q^{OPTO, m \leftarrow g}$$

Dove

${}^T q^{S, m \leftarrow T}$ = dati in uscita da sensore inerziale (rispetto al SdR terra) durante il moto

${}^g q^{OPTO, m \leftarrow g}$ = dati in uscita dal sistema optoelettronico (rispetto al SdR g) durante il moto

${}^G q^{S, m \leftarrow G}$ = dati in uscita da sensore inerziale (rispetto al SdR G) durante il moto

${}^G q^{OPTO, m \leftarrow G}$ = dati in uscita dal sistema optoelettronico (rispetto al SdR G) durante il moto

Per riportare i dati del sensore al sistema di riferimento anatomico sfrutto l'offset definito in fase di calibrazione:

$${}^G q^{S-offset, m \leftarrow G} = {}^G q^{S, m \leftarrow G} \otimes {}^S q^{OPTO \leftarrow S}$$

Dove

${}^S q^{OPTO \leftarrow S}$ = offset tra SdR sensore e SdR anatomico definito in fase di calibrazione

${}^G q^{S-offset, m \leftarrow G}$ = dati in uscita da sensore inerziale (rispetto al SdR G) durante il moto, senza offset

A questo punto possiamo distinguere il caso del tronco rispetto alle articolazioni di spalla, gomito, polso.

Nel primo caso si considera l'angolo assoluto formato dal tronco rispetto al sistema di riferimento globale, precedentemente ottenuto. Nel caso delle articolazioni invece si calcola l'angolo relativo tra il sistema di riferimento del segmento distale rispetto a quello del segmento prossimale, che si può ottenere come:

$${}^{prox}q^{G \leftarrow prox} = ({}^Gq^{prox \leftarrow G})^*$$

$${}^{prox}q^{dist \leftarrow prox} = {}^{prox}q^{G \leftarrow prox} \otimes {}^Gq^{dist \leftarrow G}$$

Dove

${}^{prox}q^{G \leftarrow prox}$ = *rotazione del SdR globale rispetto al segmento prossimale*

${}^{prox}q^{dist \leftarrow prox}$ = *rotazione del sistema di riferimento distale rispetto al prossimale*

Quindi è possibile calcolare gli angoli di Eulero dai dati ottenuti con sistema optoelettronico e con sistema inerziale.

È necessario sottolineare che, nel momento in cui dai quaternioni si passa agli angoli di Eulero, non si ha più il vantaggio di non rischiare di incorrere in casi di gimbal lock, dei quali la rappresentazione con quaternioni era priva.

Il confronto delle rotazioni ottenute con i due metodi potrebbe perciò essere fatto sfruttando direttamente i quaternioni.

2.3.2 La validazione con X-Sens

In questo protocollo di validazione il medesimo modello e la medesima procedura di acquisizione dei dati, in seguito descritta, vengono sfruttati per calcolare gli angoli relativi ed assoluti dei segmenti corporei con due diversi sistemi, il sistema in esame (ovvero la tuta sensorizzata) e un sistema di sensori già validato (ad esempio uno dei sistemi messi in commercio da X-Sens). Il sistema di confronto deve acquisire i dati simultaneamente al sistema in esame, venendo ad esempio collocato sulla tuta tramite bande elastiche. I dati vengono quindi sincronizzati e confrontati.

2.3.2.1 Calcolo degli angoli relativi e assoluti tra i segmenti

2.3.2.1.1 Calcolo dei quaternioni: calibrazione in posizione neutra

Consideriamo un primo caso nel quale il soggetto si trova inizialmente in posizione ortostatica indifferente, con le braccia distese lungo i fianchi e il palmo della mano rivolto verso il piano sagittale di simmetria del corpo.

I segmenti corporei di interesse sono tronco, braccio (destro e sinistro), avambraccio (destro e sinistro) e mano (destra e sinistra). A ciascuno di essi corrisponde un sensore, collocato sulla maglietta, avente un proprio sistema di assi cartesiani di riferimento, che si troverà di conseguenza ruotato rispetto al sistema di riferimento terrestre in modo diverso, a seconda del segmento.

In questo progetto si definisce la posizione neutra come posizione di partenza: gli angoli relativi tra i segmenti in tale posizione vengono considerati nulli, e gli angoli calcolati durante il movimento saranno di fatto angoli di variazione rispetto alla posizione di partenza. Proprio per questo eseguire correttamente la fase di calibrazione è molto importante. La capacità del soggetto in esame di riprodurre la posizione di partenza sarà rilevante al fine di determinare ed interpretare i movimenti articolari.

Vengono quindi definite tre ipotesi. In primo luogo, si pongono i sistemi di riferimento dei vari segmenti allineati tra loro come in figura 30 (questa operazione verrà descritta successivamente nei calcoli). Si considera come riferimento la rotazione del tronco: i sistemi di riferimento degli altri segmenti verranno allineati ad esso. In secondo luogo, si assumono gli assi del sensore paralleli agli assi del segmento sul quale il sensore stesso è collocato, come in figura 30. Infine, ogni segmento è assimilato ad un corpo rigido: la rotazione sarà quindi la medesima per tutti i punti appartenenti al segmento.

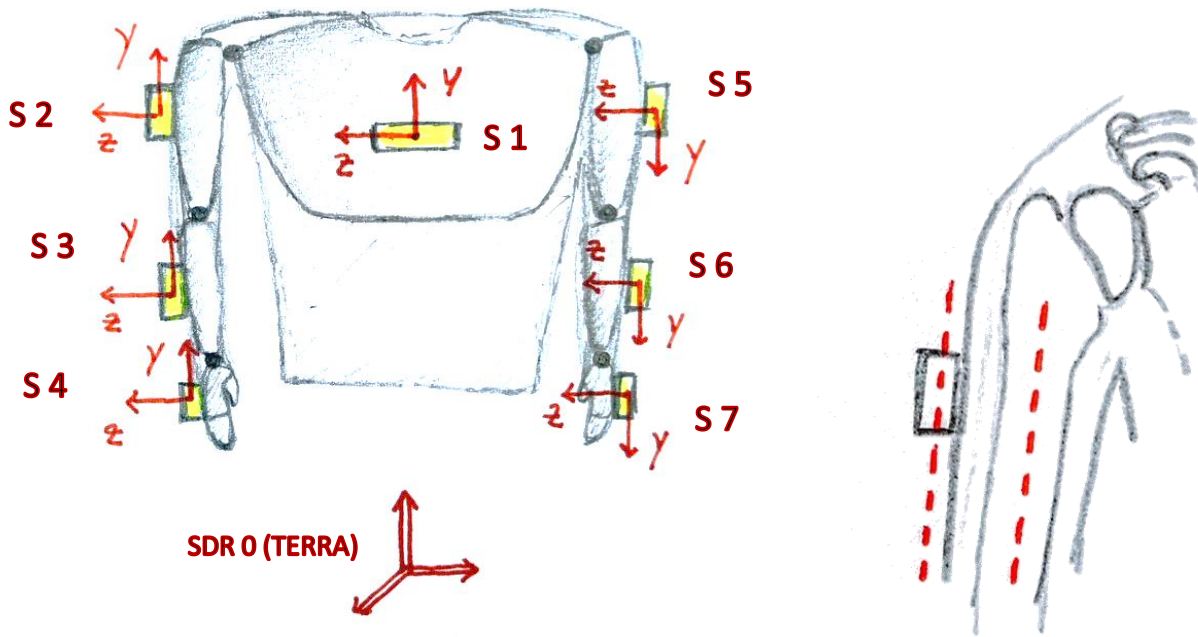


Figura 30: a sinistra si osservano i sistemi di riferimento dei sensori S2, S3, S4, S5, S6, S7: i sistemi di riferimento dell'emisoma destro sono allineati a quello di S1, avente una certa rotazione rispetto al sistema di riferimento terra. I sistemi di riferimento dell'emisoma sinistro sono invece ruotati di 180° attorno all'asse Z. Nella figura a destra, la rotazione del sensore viene considerata pari a quella del segmento, assimilato a corpo rigido, al quale il sensore stesso è applicato. Ipotizziamo quindi che l'asse longitudinale del sensore sia circa parallelo a quello del segmento.

Bisogna infine considerare che mentre a livello di spalla, gomito e polso misuriamo rotazioni relative (ovvero la rotazione del segmento distale rispetto al prossimale), a livello del tronco consideriamo la rotazione assoluta del tronco rispetto alla posizione di riferimento.

Quindi, rispetto ai dati rilevati nella fase di calibrazione, vengono calcolate variazioni di angoli relativi rispetto alla posizione di partenza per spalla, gomito e polso, mentre vengono calcolati per il tronco gli angoli formati dal sistema di riferimento ruotato (a seconda dei movimenti svolti) rispetto al medesimo sistema di riferimento in posizione di calibrazione.

Per descrivere i calcoli viene usata la seguente notazione:

q = quaternione

${}^A q^{B \leftarrow A}$ = rotazione da A a B, nel sistema di riferimento A

\otimes = prodotto tra quaternioni

* = complesso coniugato (per un quaternion unitario corrisponde alla rotazione inversa)

(SdR = sistema di riferimento)

m = dati movimento

Si considera in primo luogo il tronco, la rotazione del quale rispetto al sistema di riferimento terra farà da riferimento per tutti i segmenti nei passaggi successivi.

Innanzitutto, è necessario definire la rotazione che consente di avere l'asse Y diretto verso l'alto, Z verso destra e X uscente, come nel modello definito in figura 31, a partire dal sistema di riferimento del sensore stesso:

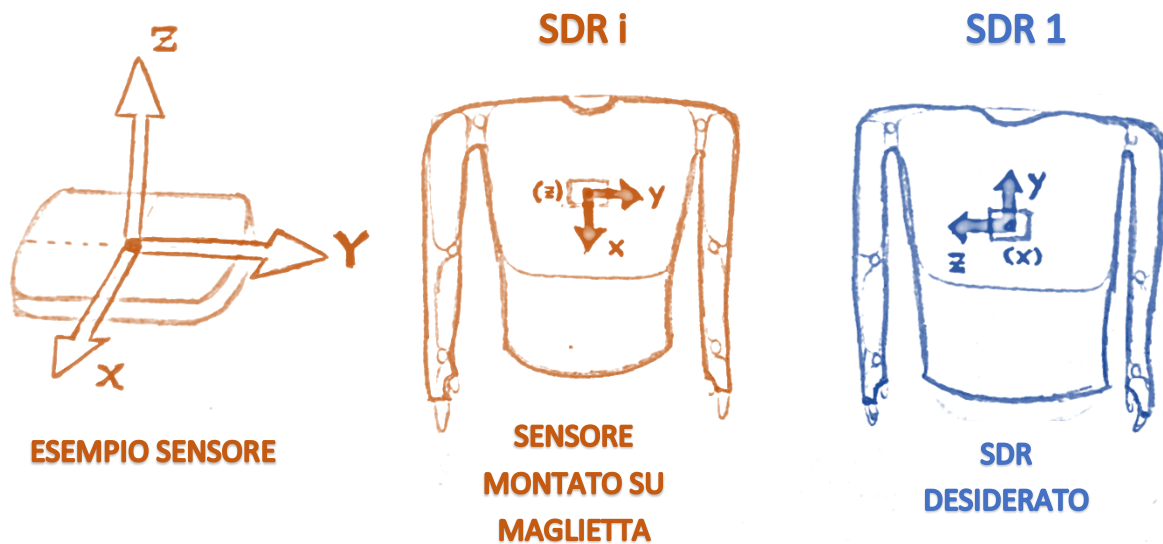


Figura 31: esempio di rotazione dal sistema di riferimento del sensore a quello desiderato

Questa rotazione si può facilmente ricavare tramite la matrice dei coseni direttori, ad esempio nel caso sopra:

$${}^i R^{1 \leftarrow i} = \begin{bmatrix} 0 & -1 & 0 \\ 0 & 0 & -1 \\ 1 & 0 & 0 \end{bmatrix}$$

Può poi comodamente essere ricavato il quaternion, ricordando che valgono le seguenti relazioni tra matrice di rotazione e quaternion:

$$q_1^2 = (r_{11} + r_{22} + r_{33} + 1)/4$$

$$q_2 = (r_{32} - r_{23})/(4 * q_1)$$

$$q_3 = (r_{13} - r_{31})/(4 * q_1)$$

$$q_4 = (r_{21} - r_{12})/(4 * q_1)$$

Sfruttando la libreria 'scikit-kinematics' ^[64], è possibile eseguire facilmente questa trasformazione sfruttando la funzione:

`rotmat.convert(rMat, to='quat')`

Il passo successivo è quindi dato dalla post moltiplicazione dei dati ottenuti dal sensore posto sul tronco (sensore S1, SdR i1), riferiti al sistema di riferimento terra, per la matrice precedentemente ottenuta. In questo modo sarà possibile ottenere la rotazione del sistema di riferimento 'uno' (SdR 1) rispetto al sistema di riferimento terra (SdR 0):

$${}^0 q^{1 \leftarrow 0} = {}^0 q^{i1 \leftarrow 0} \otimes {}^i q^{1 \leftarrow i}$$

Dove

${}^0 q^{i1 \leftarrow 0}$ = dati ottenuti dal sensore S1 posto sul tronco, rispetto al sistema di riferimento terra

${}^i q^{1 \leftarrow i}$ = quaternion ottenuto dalla precedente trasformazione ${}^i R^{1 \leftarrow i}$

${}^0 q^{1 \leftarrow 0}$ = quaternion che definisce la rotazione di SdR 1, rispetto a SdR 0 (terra)

Consideriamo quindi il segmento successivo nella catena cinematica. Il sensore posto sul braccio (S2) avrà una rotazione rispetto al sistema di riferimento terra diversa da quella di S1 posto sul tronco.

Come definito precedentemente, si suppone che i sistemi di riferimento siano tutti allineati al SdR 1 in posizione di calibrazione: è quindi necessario definire la rotazione di S2 rispetto a S1 in posizione di calibrazione, in modo da poter successivamente definire la variazione di rotazione rispetto a questa misura.

Le operazioni che consentono di definire tale rotazione sono le seguenti:

$${}^1q^{0\leftarrow 1} = ({}^0q^{1\leftarrow 0})^*$$

$${}^1q^{i2\leftarrow 1} = {}^1q^{0\leftarrow 1} \otimes {}^0q^{i2\leftarrow 0}$$

Dove

$${}^1q^{0\leftarrow 1} = \text{rotazione inversa rispetto a } {}^0q^{1\leftarrow 0}$$

${}^0q^{i2\leftarrow 0}$ = dati ottenuti dal sensore S2 posto sul braccio, rispetto al sistema di riferimento terra

$${}^1q^{i2\leftarrow 1} = \text{rotazione del sensore S2 rispetto al SdR 1, in posizione di calibrazione}$$

La medesima procedura viene ripetuta per tutti i segmenti. L'equazione sarà quindi per ciascun segmento:

$${}^1q^{ik\leftarrow 1} = {}^1q^{0\leftarrow 1} \otimes {}^0q^{ik\leftarrow 0}$$

Dove

k = numero del segmento considerato

Ottenute le rotazioni di calibrazione è possibile procedere con il calcolo degli angoli durante il movimento.

Nuovamente è necessario in primo luogo considerare il tronco.

Come in fase di calibrazione è necessario ruotare gli assi del sensore in modo da avere, a riposo, Y diretto verso l'alto, Z a destra e X secondo la regola della mano destra.

È possibile sfruttare la matrice precedentemente definita ${}^i q^{1 \leftarrow i}$:

$${}^0 q^{1,m \leftarrow 0} = {}^0 q^{i1,m \leftarrow 0} \otimes {}^i q^{1 \leftarrow i}$$

Dove

${}^0 q^{i1,m \leftarrow 0}$ = dati ottenuti dal sensore S1, rispetto al SdR 0, durante il movimento

${}^i q^{1 \leftarrow i}$ = quaternione ottenuto dalla precedente trasformazione ${}^i R^{1 \leftarrow i}$

${}^0 q^{1,m \leftarrow 0}$ = rotazione del SdR 1 in movimento, rispetto al SdR 0

Per calcolare la rotazione del SdR 1 in movimento, rispetto al SdR 1 in posizione di calibrazione, si svolge il seguente prodotto:

$${}^1 q^{1,m \leftarrow 1} = {}^1 q^{0 \leftarrow 1} \otimes {}^0 q^{1,m \leftarrow 0}$$

Dove

${}^0 q^{1,m \leftarrow 0}$ = rotazione del SdR 1 in movimento, rispetto al SdR 0

${}^1 q^{0 \leftarrow 1}$ = rotazione inversa rispetto a ${}^0 q^{1 \leftarrow 0}$ (da fase di calibrazione)

${}^1 q^{1,m \leftarrow 1}$ = rotazione SdR 1 in movimento rispetto al SdR 1 in fase di calibrazione

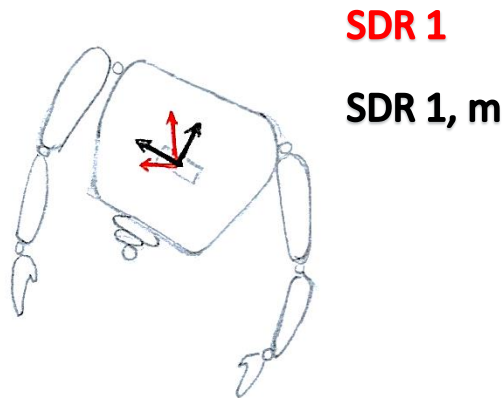


Figura 32: rotazione del sistema di riferimento del tronco quando il soggetto è in movimento (SdR 1, m) rispetto al sistema di riferimento in posizione di calibrazione (SdR 1)

Passando quindi al segmento successivo della catena cinematica, ovvero il braccio, avremo in uscita dal sensore S2 in movimento la rotazione ${}^0 q^{i2,m \leftarrow 0}$, rispetto al SdR terra.

Durante il movimento, la rotazione tra il sensore S2 ed il sensore S1 deve essere ottenuta al netto della rotazione di partenza. I dati di S2 devono quindi essere post moltiplicati per i dati di calibrazione, nel modo seguente:

$${}^{i2} q^{1 \leftarrow i2} = ({}^1 q^{i2 \leftarrow 1})^*$$

$${}^0 q^{i2,m (netto) \leftarrow 0} = {}^0 q^{i2,m \leftarrow 0} \otimes {}^{i2} q^{1 \leftarrow i2}$$

Dove

${}^0 q^{i1,m \leftarrow 0}$ = dati ottenuti dal sensore S1, rispetto al SdR 0, durante il movimento

${}^{i2} q^{1 \leftarrow i2}$ = rotazione inversa rispetto a ${}^1 q^{i2 \leftarrow 1}$ (da fase di calibrazione)

${}^0 q^{i2,m (netto) \leftarrow 0}$ = rotazione di S2 al netto di quella di calibrazione rispetto a S1

Riportandosi nel sistema di riferimento del segmento prossimale in movimento (in questo caso il tronco), l'angolo relativo risultante sarà ottenibile come:

$${}^{1,m}q^{0 \leftarrow 1,m} = ({}^0q^{1,m \leftarrow 0})^*$$

$${}^{1,m}q^{i2,m(\text{netto}) \leftarrow 1,m} = {}^{1,m}q^{0 \leftarrow 1,m} \otimes {}^0q^{i2,m(\text{netto}) \leftarrow 0}$$

Dove

${}^{1,m}q^{i2,m(\text{netto}) \leftarrow 1,m}$ = è la rotazione relativa del braccio rispetto al tronco, al netto della rotazione iniziale

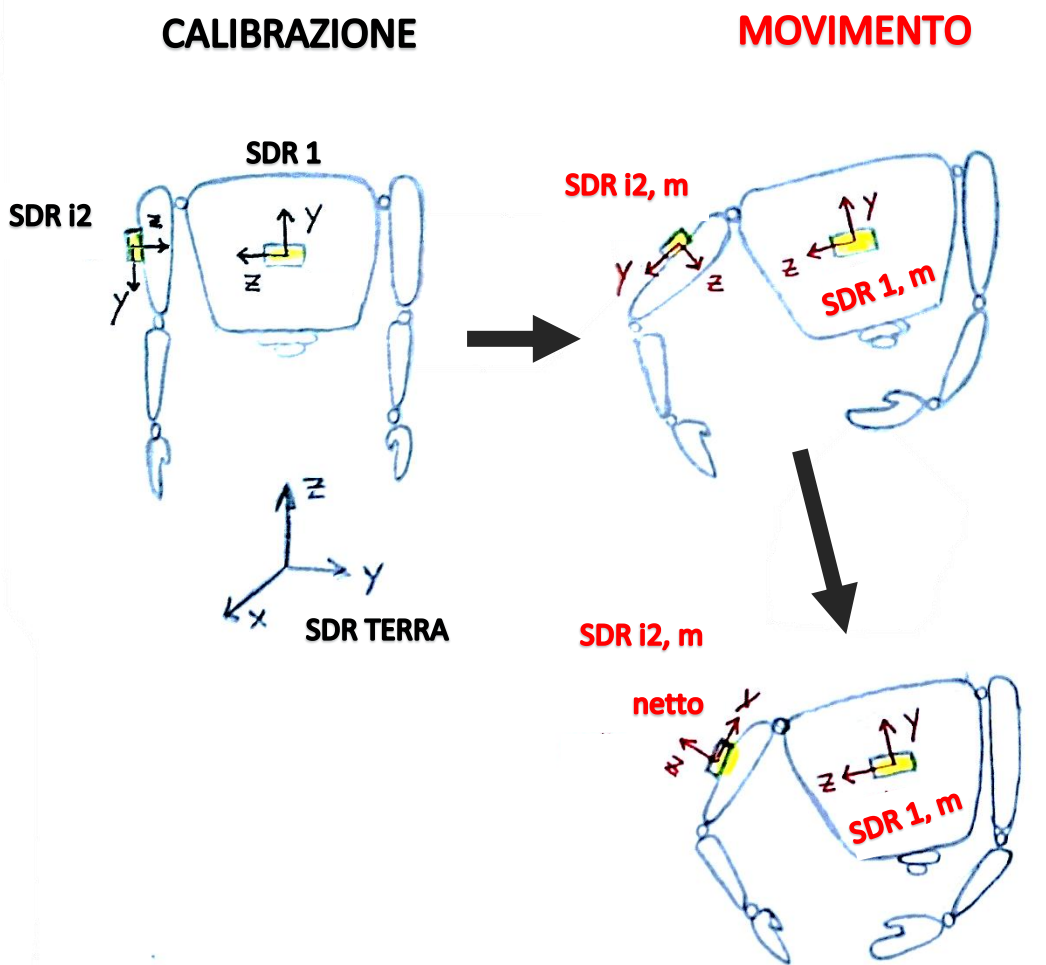


Figura 33: passaggi per il calcolo degli angoli relativi per l'articolazione della spalla

Per le articolazioni successive, si procede analogamente:

$${}^{ik}q^{1 \leftarrow ik} = ({}^1q^{ik \leftarrow 1})^*$$

$${}^0q^{ik,m(\text{netto}) \leftarrow 0} = {}^0q^{ik,m \leftarrow 0} \otimes {}^{ik}q^{1 \leftarrow ik}$$

$${}^{ij,m(\text{netto})}q^{0 \leftarrow ij,m(\text{netto})} = ({}^0q^{ij,m(\text{netto}) \leftarrow 0})^*$$

$${}^{1,m}q^{i2,m(\text{netto}) \leftarrow 1,m} = {}^{ij,m(\text{netto})}q^{0 \leftarrow ij,m(\text{netto})} \otimes {}^0q^{ik,m(\text{netto}) \leftarrow 0}$$

Dove

k = indice segmento distale dell'articolazione

j = indice segmento prossimale dell'articolazione

Per eseguire le operazioni precedentemente elencate sono state sfruttate le funzioni della libreria 'scikit-kinematics' [64]:

quat.q_mult(p,q)

quat.q_inv(q)

La prima calcola il prodotto di Hamilton tra i quaternioni p e q, la seconda calcola l'inversa (ovvero, in questo caso, il complesso coniugato del quaternioni).

Si noti che mentre per le articolazioni di spalla e gomito si considerano segmenti consecutivi ($k = j + 1$), per la prono-supinazione vengono considerati come segmento prossimale e distale rispettivamente il braccio e la mano.

Per quanto riguarda gli angoli relativi dell'arto sinistro la procedura è invariata, ma si considera come riferimento il sistema di riferimento del tronco ruotato di 180° rispetto all'asse Z.

2.3.2.1.2 Calcolo dei quaternioni: calibrazione in posizione seduta

Ai fini perseguiti da questo progetto risulta interessante anche introdurre una posizione di calibrazione pensata specificatamente per applicazioni ergonomiche nelle quali il soggetto si trova seduto. In questo caso il busto sarà in posizione eretta, le braccia sono in posizione neutra come nel caso precedente, gli avambracci (poggiati al tavolo di lavoro) formano un angolo di flessione uguale a 90 gradi rispetto al braccio, le mani con il dorso rivolto lateralmente rispetto al piano sagittale. In questa posizione, si suppongono tutti i sistemi di riferimento di ciascun segmento allineati (con il lato sinistro ruotato di 180° rispetto all'asse Z), come in figura 34.

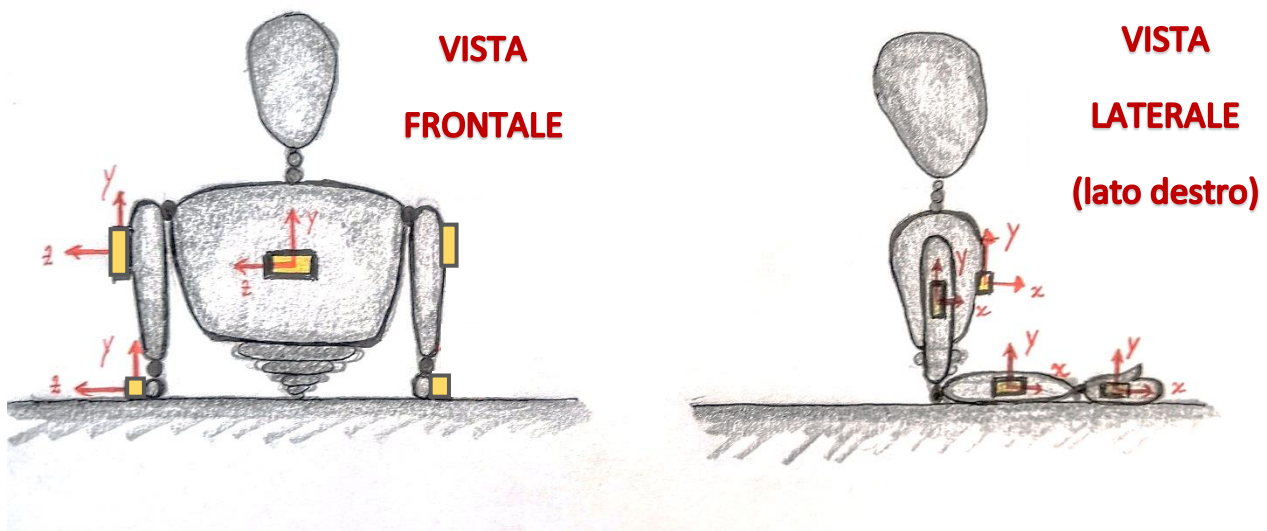


Figura 34: posizione di calibrazione seduta

Anche in questo caso gli angoli che si andranno a ricavare sono di fatto variazioni rispetto a questa posizione di calibrazione.

La procedura di calcolo rimane invariata.

2.3.2.1.3 Calcolo degli angoli di Eulero: calibrazione in posizione neutra

In base ai sistemi di riferimento precedentemente delineati possiamo definire i seguenti movimenti di interesse.

Per quanto riguarda il tronco, i gradi di libertà sono tre, ovvero: flesso estensione attorno all'asse Z (estensione positiva), rotazione verso destra o sinistra (positiva verso sinistra, con il lato destro in

avanzamento) attorno a Y e bending laterale verso destra e sinistra (positivo verso destra) attorno a X.

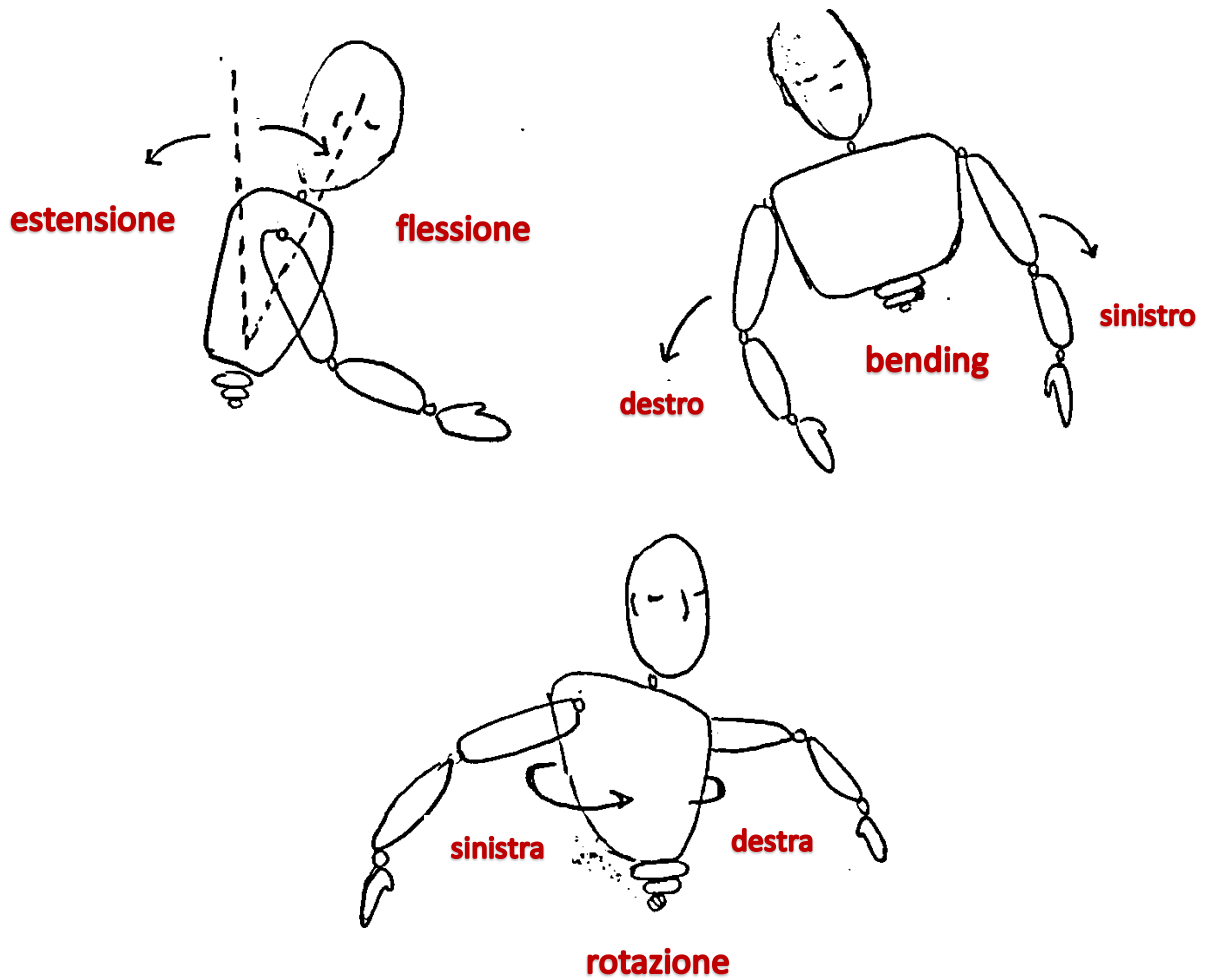


Figura 35: gradi di libertà del tronco

La spalla ha anch'essa tre gradi di libertà: flessione estensione (flessione positiva) attorno a Z, abduzione e adduzione (adduzione positiva) attorno a X e rotazione interno esterna (interna positiva) attorno a Y.

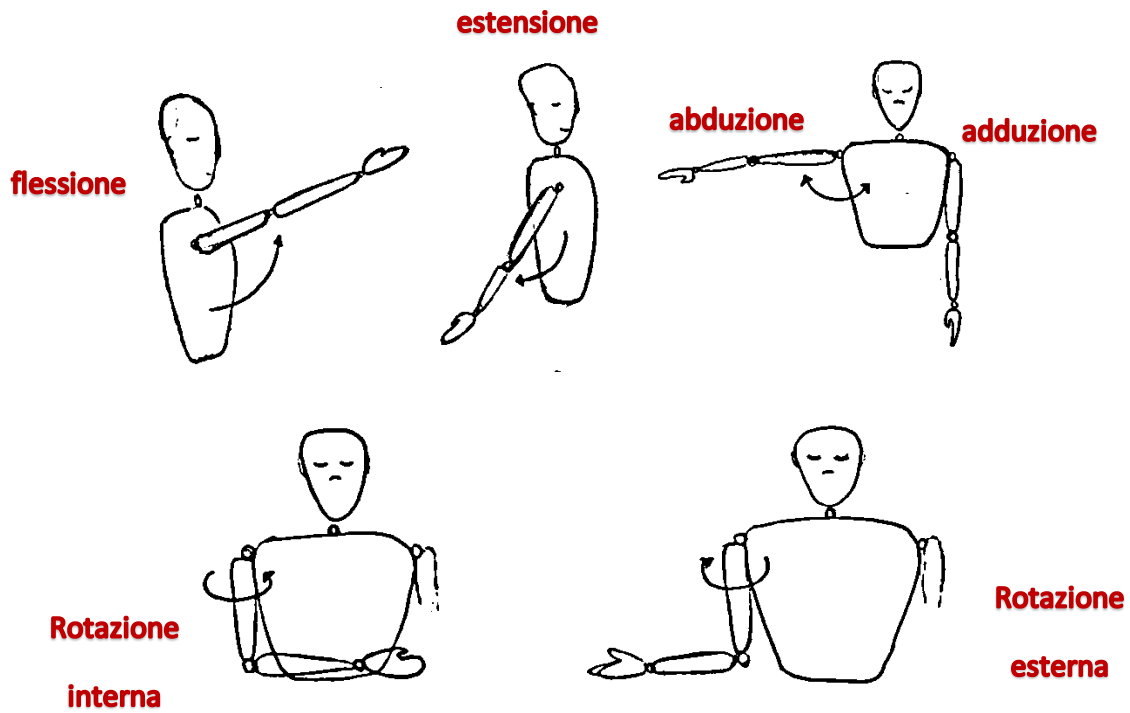


Figura 36: gradi di libertà della spalla

Il gomito ha un solo grado di libertà, ovvero la flesso-estensione attorno all'asse Z (flessione positiva).



Figura 37: gradi di libertà del gomito

Il polso ha due gradi di libertà, ovvero la flesso-estensione attorno all'asse X (flessione positiva) e la deviazione radiale e ulnare (deviazione radiale positiva) attorno a Z.

Si considera infine la prono-supinazione della mano in modo solidale con l'avambraccio, rispetto al braccio (pronazione positiva) attorno all'asse Y.



Figura 38: gradi di libertà del polso e pronazione/supinazione di mano e avambraccio

Dati i movimenti precedentemente elencati per ricavare gli angoli associati a ciascun movimento sfruttiamo gli angoli di Eulero. Per ricavarli è necessario passare dalla rappresentazione della rotazione in forma di quaternioni alla rappresentazione in forma matriciale. Inoltre, è necessario scegliere la sequenza opportuna per scomporre la matrice di rotazione. Per la decisione della sequenza bisogna considerare il problema del blocco cardanico: per evitare di incorrere in problemi è opportuno cercare di avere la rotazione di entità maggiore come prima rotazione, in modo tale che sia indipendente da tutte le altre.

La sequenza suggerita dall'International Society of Biomechanics è ZXY. Considerando le articolazioni interessate e il movimento del tronco sembrerebbe essere una scelta opportuna per tutti i casi ad eccezione della spalla che presenta un ampio range of motion sia in flessione/estensione, sia in abduzione/adduzione. In questo caso si ritiene opportuno testare anche le sequenze ZXY e ZYX. ^[65]

Per quest'ultima sequenza è possibile utilizzare la funzione della libreria 'scikit-kinematics' ^[64]:

```
quat.quat2seq(quats, seq='Fick')
```

che ricava la matrice di rotazione dal quaternioni in ingresso e restituisce gli angoli di rotazione intorno a Z, Y e X.

Per la sequenza ZXY invece, è possibile sfruttare la funzione:

```
quat.convert(quat, to='rotmat')
```

per convertire il quaternione in matrice di rotazione. Quindi gli angoli di Eulero possono essere calcolati a partire dalla matrice come:

$$\beta = \arcsin (R_{32})$$

$$\alpha = \operatorname{atan2} \left(\frac{-R_{12}}{\cos\beta}, \frac{R_{22}}{\cos\beta} \right)$$

$$\gamma = \operatorname{atan2} \left(\frac{-R_{31}}{\cos\beta}, \frac{R_{33}}{\cos\beta} \right)$$

Dove

α = rotazione attorno all'asse Z

β = rotazione attorno all'asse X

γ = rotazione attorno all'asse Y

Atan2 = arcotangente 2, definita come:

$$\operatorname{arctan2}(y, x) = \begin{cases} \arctan\left(\frac{y}{x}\right), & \text{se } x > 0, \\ \arctan\left(\frac{y}{x}\right) + \pi, & \text{se } x < 0 \wedge y \geq 0, \\ \arctan\left(\frac{y}{x}\right) - \pi, & \text{se } x < 0 \wedge y < 0, \\ +\frac{\pi}{2}, & \text{se } x = 0 \wedge y > 0, \\ -\frac{\pi}{2}, & \text{se } x = 0 \wedge y < 0, \\ \text{non definita}, & \text{se } x = 0 \wedge y = 0. \end{cases}$$

Infine, la sequenza XZY è ottenuta dalla matrice di rotazione come:

$$\beta = -\arcsin (R_{12})$$

$$\alpha = \operatorname{atan2} \left(\frac{R_{31}}{\cos\beta}, \frac{R_{22}}{\cos\beta} \right)$$

$$\gamma = \text{atan2}\left(\frac{R_{13}}{\cos\beta}, \frac{R_{11}}{\cos\beta}\right)$$

Dove

α = rotazione attorno all'asse X

β = rotazione attorno all'asse Z

γ = rotazione attorno all'asse Y

L'arcotangente2 è utilizzata per distinguere gli angoli del primo quadrante da quelli del terzo e quelli del secondo dagli appartenenti al quarto.

2.3.2.1.4 Calcolo degli angoli di Eulero: calibrazione in posizione seduta

Nel caso di calibrazione in posizione seduta saranno invariati i movimenti e il calcolo degli angoli per tutte le articolazioni eccetto che per il polso dove avremo flessione estensione attorno all'asse Y, mentre la prono-supinazione della mano/avambraccio avverrà attorno all'asse X. Bisognerà però considerare che la flessione estensione del gomito ottenuta sarà di fatto una variazione rispetto ad una posizione di partenza caratterizzata da 90 gradi di flessione.

2.3.2.2 Il modello virtuale modulare, tridimensionale

2.3.2.2.1 Il modello calibrato in posizione neutra

Per visualizzare le rotazioni ottenute è stato realizzato un modello virtuale sfruttando la libreria 'Pygame'.

Il modello si muove secondo le rotazioni precedentemente calcolate sotto forma di quaternioni, che vengono trasformate in forma di matrice di rotazione per sfruttare le possibilità di implementazione del modello offerte da 'Pygame'.^[66]

Il modello consta di sette segmenti (tronco, braccia, avambracci, mani) e di tre articolazioni per lato (spalla, gomito, polso) realizzate come giunti sferici. La scelta del giunto è stata fatta perché

efficace da un punto di vista di visualizzazione grafica e non sulla base di considerazioni anatomiche (da un punto di vista anatomico il gomito sarebbe per esempio meglio rappresentato da una cerniera). Si ricorda infatti che questo modello viene innanzitutto usato per visualizzare le rotazioni ottenute in fase di validazione: movimenti quindi che non rispettano l'anatomia del corpo umano quindi devono poter essere visualizzati in quanto sono proprio gli errori che devono essere messi in luce nel processo di validazione. Chiaramente il modello potrà quindi essere migliorato una volta validato lo strumento, per avere un tool di visualizzazione con geometrie articolari verosimili all'anatomia umana.

Per ottenere un modello proporzionato è possibile definire alcune misure antropometriche. L'altezza del segmento tronco viene definita come grandezza unitaria e tutte le altre misure vengono normalizzate di conseguenza. Queste misure non influenzano i dati di rotazione ma consentono di avere una migliore rappresentazione grafica. La scelta del metodo di identificazione delle lunghezze dei segmenti è a discrezione dell'utente. Le possibilità in letteratura sono molte, riportiamo ad esempio le estremità dei segmenti definite negli studi di Zatsiorsky.^[67] In particolare, vengono definite in centimetri:

- *Tronco (parte superiore): dalla vertebra C7 al processo xifoideo*
- *Larghezza del tronco a livello del processo xifoideo*
- *Spessore del tronco a livello del processo xifoideo*
- *Distanza tra acromion destro e sinistro*
- *Distanza tra acromion ed epicondilo laterale (ovvero radiale, rispetto allo stesso emi soma)*
- *Distanza tra epicondilo laterale e processo stiloideo del radio (rispetto allo stesso emi soma)*
- *Distanza tra il processo stiloideo del radio e la terza testa metacarpale (rispetto allo stesso emi soma)*

Per ottenere un modello ancora più preciso da un punto di vista grafico l'utente potrebbe fare riferimento alle distanze tra centri articolari che si possono ricavare per una certa popolazione di riferimento, in base alle misure ottenute rispetto ai punti di repere anatomici.

Le misure vengono riportate nel modello come distanze tra il centro di un giunto sferico ed il giunto sferico successivo (ad eccezione ovviamente dell'estremità distale della mano e dell'estremità inferiore del tronco).

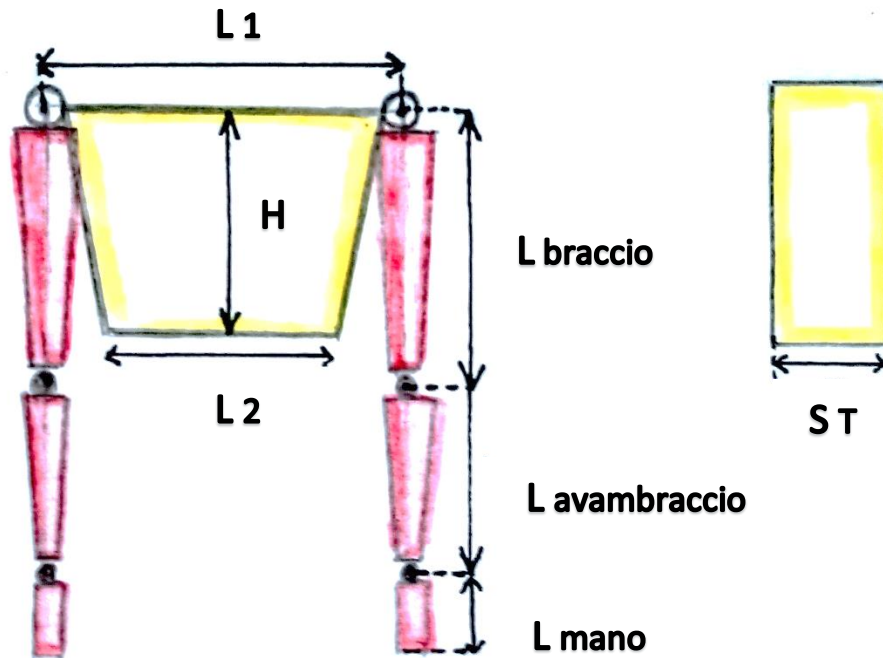


Figura 39: misure antropometriche del modello virtuale

Ogni segmento viene rappresentato come un trapezio a basi quadrate per braccio e avambraccio, a basi rettangolari per tronco e mano. Il sistema di riferimento per la realizzazione di ciascuno segmento è fissato nel centro della base inferiore di ciascun trapezio (mentre la rotazione viene applicata al centro dell'articolazione del modello).

La scelta di un trapezio è comoda per la visualizzazione del movimento in quanto presenta spigoli in direzione longitudinale con sfumature di colore di verso, consentendo una migliore identificazione dei movimenti: se, ad esempio, fosse stata scelta una forma cilindrica (ragionevole per esempio per braccio e avambraccio) la rotazione attorno all'asse longitudinale sarebbe stata meno chiara. Questa scelta è in linea con la scelta della geometria dei giunti descritta prima: lo scopo del modello è infatti quello di visualizzare il movimento e verificare che i movimenti rilevati siano congruenti con quelli eseguiti dal soggetto. In fasi di sviluppo successive lo stesso modello potrebbe essere modificato ottenendo segmenti con geometrie più vicine a quelle del corpo umano e

con un realistico rendering delle superfici per avere uno strumento di visualizzazione ottimale: tuttavia, questo non modificherebbe la natura delle rotazioni.

La catena cinematica è realizzata sfruttando uno stack di matrici che consente di salvare una rotazione, eseguire traslazioni e rotazioni in successione, quindi tornare alla rototraslazione salvata per ultima sullo stack.

In particolare, il modello viene definito in posizione di calibrazione, in questo caso con tutti i segmenti allineati. Questa configurazione viene aggiunta allo stack tramite la funzione:

`glPushMatrix()`

che duplica la rototraslazione corrente e la pone in cima allo stack.

Ad ogni frame, partendo dal tronco, è possibile sfruttare la rotazione assoluta del tronco rispetto alla posizione di calibrazione per aggiornare la rotazione del primo segmento della catena cinematica: ogni elemento disegnato successivamente sarà quindi rappresentato rispetto al nuovo sistema di riferimento corrente definito dalla nuova posizione del tronco. Questa posizione di partenza servirà sia per l'emi soma destro, sia per l'emi soma sinistro: di conseguenza è necessario aggiungere questa rotazione allo stack. Bisogna sempre considerare che il numero massimo di rotazioni che possono essere salvate nello stack è pari a trentadue.

Partendo quindi dall'emi soma destro è possibile procedere con la prima articolazione, sfruttando la rotazione precedentemente definita per la spalla. Una volta eseguita questa rotazione la medesima delineerà il nuovo sistema di riferimento corrente.

Si procede quindi in modo analogo fino alla rappresentazione della mano. Terminato quindi l'arto superiore destro è necessario tornare ad avere la rotazione del busto in movimento come rotazione corrente. Si può quindi sfruttare lo stack, eliminando la rotazione corrente dalla pila dello stack e ripristinando quindi l'ultima rotazione salvata che si trova ora in cima. La funzione utilizzata è:

`glPopMatrix()`

Si noti che non è possibile eliminare l'ultima rotazione dello stack se esso contiene una sola rotazione (ovvero quella corrente).

L'arto sinistro viene realizzato con procedura analoga all'arto destro, è necessario tuttavia, come primo step di costruzione dell'arto sinistro eseguire una rotazione di 180° attorno all'asse Z.

Terminato anche l'arto sinistro è quindi necessario tornare alla posizione di calibrazione per il frame successivo: in questo caso sarà necessario eliminare dallo stack non solo la rotazione corrente ma anche la rotazione del busto in movimento che funge da origine della catena cinematica.

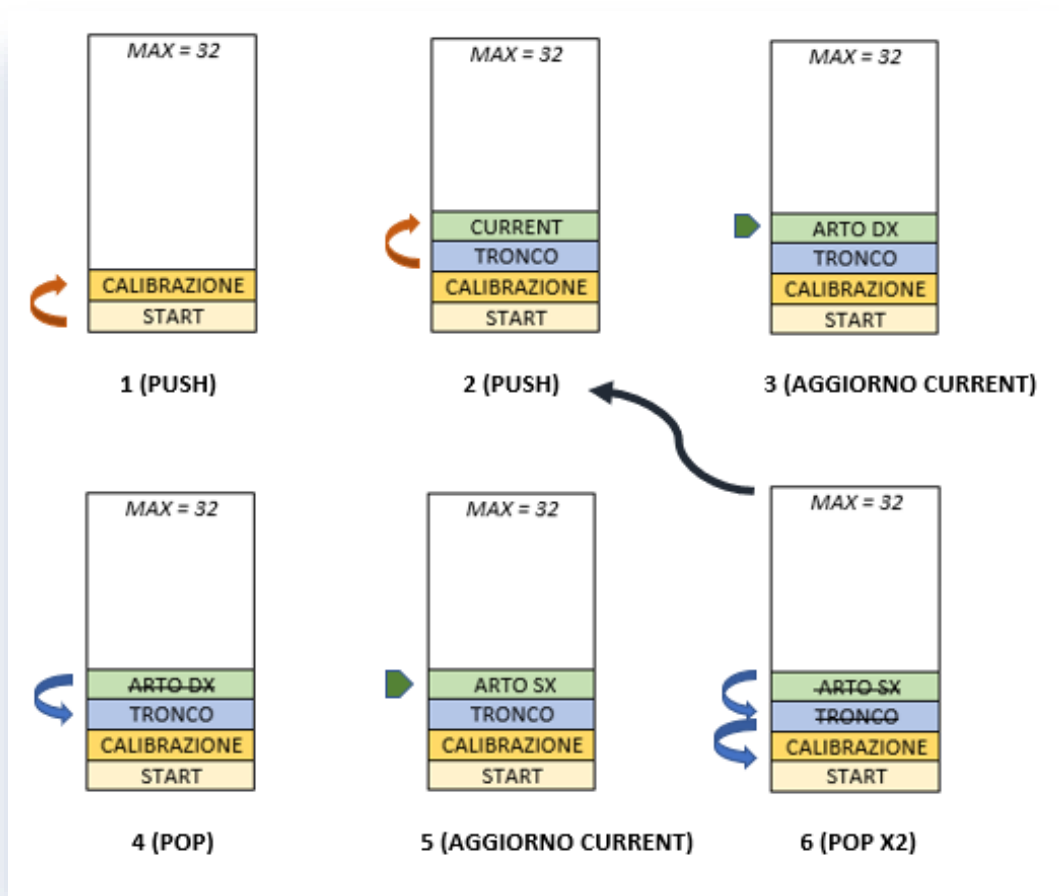


Figura 40: schema di funzionamento dello stack delle rotazioni

La successione dei frame, ottenuta tramite un ciclo for che può essere interrotto chiudendo la finestra di visualizzazione, è regolata a livello temporale definendo il numero di frames al secondo tramite:

```
clk.tick(frames_al_secondo)
```

grazie all'orologio che viene creato all'inizio del codice.

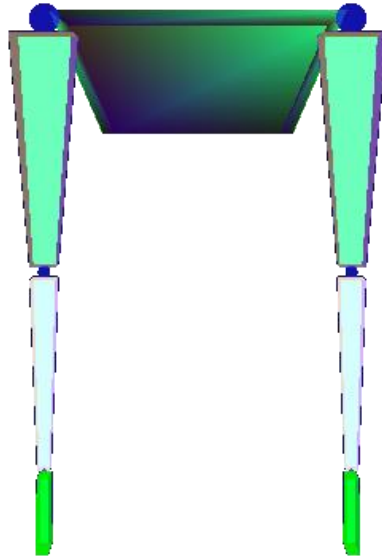


Figura 41: implementazione del modello 3D in posizione neutra

2.3.2.2.2 Il modello calibrato in posizione seduta

Anche in questo caso la procedura è identica, tuttavia la posizione di partenza del modello è caratterizzata da una rotazione di 90 gradi di flessione che viene imposta all'avambraccio. Per rappresentare questa rotazione è sufficiente disegnare il modello in questa configurazione e, analogamente a prima, sfruttare lo stack per ricondurlo alla posizione di partenza. Gli angoli che verranno forniti al modello sono già riferiti a questa posizione iniziale del soggetto e rappresentano già variazioni di rotazione rispetto alla stessa.

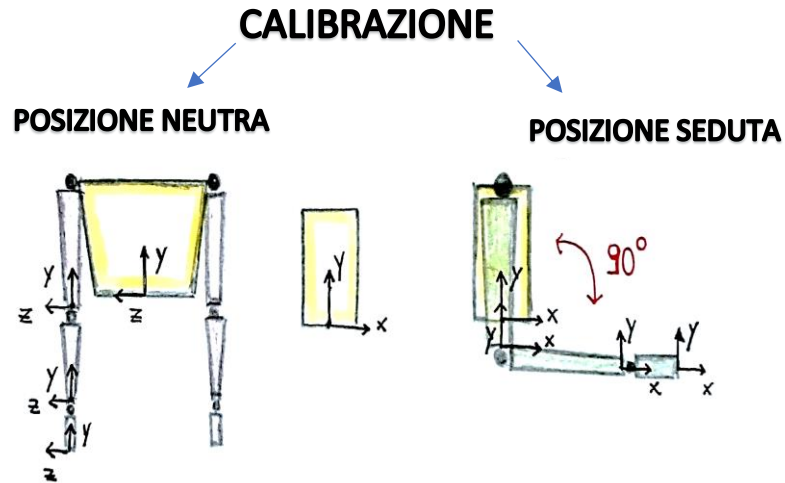


Figura 42: confronto delle posizioni di calibrazione rispetto al modello virtuale

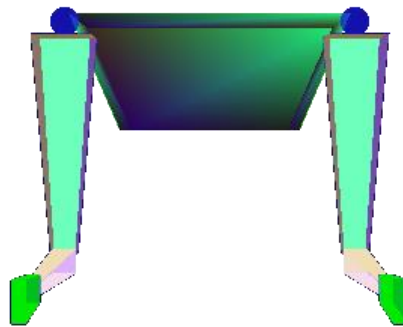


Figura 43: implementazione del modello virtuale in posizione di calibrazione seduta

2.3.2.2.3 L'interfaccia grafica

È stata realizzata una semplice interfaccia grafica che consente all'utente di definire la posizione di calibrazione, i frames al secondo dell'animazione del modello e le misure antropometriche principali per personalizzare il modello. I parametri sono indicati per l'utente nello schema del modello.

Per realizzare l'interfaccia è stata usata la libreria Tkinter.^[68]

form

Please fill out all required fields and press confirm:

Standing calibration Sitting calibration (single option allowed)

<input type="text" value="15"/>	trunk height (cm)
<input type="text" value="23"/>	trunk bottom width (cm)
<input type="text" value="10"/>	trunk side width (cm)
<input type="text" value="40"/>	trunk top width (cm)
<input type="text" value="33"/>	arm length (cm)
<input type="text" value="26"/>	forearm length (cm)
<input type="text" value="10"/>	hand length (cm)
<input type="text" value="20"/>	frequency (hz)

The diagram illustrates the measurement points for the human figure. It shows a stylized human figure with a yellow trunk and pink limbs. The trunk is a trapezoid with labels for 'trunk top width' (top horizontal edge), 'trunk height' (vertical distance from top to bottom edge), and 'trunk bottom width' (bottom horizontal edge). The side width is labeled 'trunk side width'. The limbs are labeled with 'arm length' (from shoulder to elbow), 'forearm length' (from elbow to wrist), and 'hand length' (from wrist to fingers). A separate yellow rectangle to the right is labeled 'trunk side width'.

Figura 44: interfaccia grafica

2.3.3 Validazione geometrica

In ciascuno dei due metodi precedenti il protocollo di validazione è stato fondato su un modello biomeccanico appositamente creato, attraverso il quale vengono ricavate misure sia sfruttando il sistema in esame (ovvero la tuta sensorizzata), sia utilizzando un sistema già validato (in un caso il sistema optoelettronico, nell'altro un sistema di sensori inerziali in commercio precedentemente validato, dalle caratteristiche note).

Entrambi i metodi quindi coinvolgono molte variabili e possono essere interessanti in quanto relativi ad un contesto sperimentale simile a quello di utilizzo.

Tuttavia, è proprio questa affinità del metodo di validazione con l'uso pratico ad aumentare il numero di variabili in gioco e di approssimazioni.

Per chiarire questo punto possiamo considerare alcuni semplici esempi. È noto, per esempio, che l'utilizzo di un sistema optoelettronico presenta innumerevoli criticità a livello di errori dovuti al posizionamento dei markers, movimento della pelle, errori di calibrazione iniziale del sistema. Tutte queste possibili fonti di rumore dei dati potrebbero portare ad una discordanza rispetto agli angoli ricavati con i sensori inerziali indipendente dalle performance del sensore inerziale stesso.

Nel secondo metodo di validazione invece, abbiamo l'utilizzo simultaneo della tuta sensorizzata e di sensori appartenenti ad un altro sistema che possono essere posti su ciascun segmento, ad esempio con l'ausilio di bande elastiche. Questo metodo tuttavia implica che ciascun segmento corporeo sia assunto come corpo rigido, così che le rotazioni dei punti ai quali siano applicati i due sistemi comparati siano le medesime. Tuttavia, sappiamo che i vari segmenti corporei sono piuttosto elementi composti da diversi tessuti, distribuiti in modo non simmetrico lungo il segmento. È quindi possibile che qualche errore sia introdotto da questa ipotesi iniziale, anche se questo problema può sicuramente essere minimizzato con un buon set up sperimentale (opportuno posizionamento del sensore sul segmento).

In base a queste considerazioni può essere interessante introdurre un terzo metodo di validazione, legato in modo più stretto alle performance del sensore, che consenta di minimizzare gli errori introdotti dalla complessità del corpo umano e dalle conseguenti imperfezioni nei modelli.

Il terzo metodo è basato infatti sull'utilizzo di un braccio robotico al quale vengano applicati i sensori.

Per capire quali informazioni importanti possono essere tratte da questo metodo devono essere riconsiderati i disturbi dei sensori che costituiscono l'unità MARG. Tra questi infatti abbiamo

precedentemente evidenziato come la deriva del giroscopio nel tempo, dovuta all'integrazione del rumore, sia uno dei più consistenti. Potrebbe quindi essere utile seguire il seguente protocollo per monitorare l'andamento della deriva. Gli steps da seguire saranno i seguenti:

- Collocazione di un'unità MARG per segmento del robot, ben fissata al braccio stesso
- Definizione delle rotazioni iniziali di ciascun braccio e delle caratteristiche geometriche di ciascun segmento. Viene definito un sistema di riferimento inerziale fisso e a ciascun segmento del robot è associato un sistema di riferimento mobile, solidale al braccio stesso. L'estremità del segmento più distale del robot che consideriamo come 'end effector' sarà in una certa posizione (P1), funzione delle rotazioni iniziali definite per i vari segmenti
- Definizione di una posizione obiettivo (P2), associata a delle rotazioni finali scelte per ciascun braccio
- Calibrazione eseguita mediante acquisizione statica dei dati provenienti dai sensori, mantenendo il robot in posizione P1. Si definisce in questo modo un offset tra il sistema di riferimento del braccio e quello dell'unità MARG. Questo offset verrà utilizzato per convertire i due sistemi di riferimento.

Ad esempio, si può scegliere una durata della fase di acquisizione di tre secondi

- Il braccio robotico si muove quindi ripetutamente dalla posizione P1 alla posizione P2 (ad esempio per quindici secondi circa), fino al raggiungimento di una posizione finale nota (ad esempio la posizione P2)
- A questo punto, le rotazioni del robot e quelle campionate dall'unità MARG vengono sincronizzate e i dati vengono comparati. Ad esempio, si può dare un'indicazione della performance del sensore calcolando la distanza tra il punto P2 definito in fase di set up dell'esperimento e la posizione finale dell'end effector ricavata dalle rotazioni fornite dal sensore, applicate ad un modello del robot che tenga conto delle caratteristiche geometriche dello stesso.

In letteratura, un set up sperimentale simile è descritto nell'articolo di M. El-Gohary e J. McNames, dove un robot industriale ad alta precisione Epson C3, viene utilizzato per modellizzare l'arto umano, riducendo i gradi di libertà della spalla a due per adeguarsi alle caratteristiche del robot in dotazione.^[69]

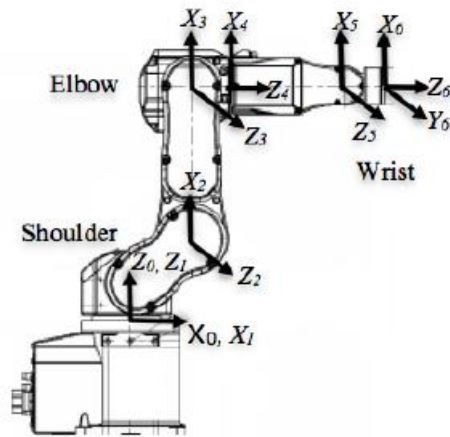


Figura 45: esempio di modello del braccio robotico proposto da M. El-Gohary e J. McNames ^[69]. A ciascun sistema di riferimento corrisponde un movimento articolare (viene trascurata la ab/adduzione della spalla)

2.4 Modifiche al protocollo sperimentale per il sistema Notch

2.4.1 Il sistema Notch

In seguito all'emergenza sanitaria COVID-19 il progetto originario ha subito delle modifiche. Non è stato possibile infatti testare il sistema per il quale il protocollo di validazione è stato ideato.

Tuttavia, è stato possibile eseguire alcune prove sperimentali su un altro sistema wearable pensato per attività di Motion Capture, basato anch'esso su unità MARG.

Il sistema testato è stato sviluppato da una società privata con sede a Brooklyn, New York, ed è attualmente in commercio con il nome Notch.^[70]

L'idea alla base del prodotto è quella di fornire uno strumento per l'analisi e la rappresentazione del movimento che sia accurato e preciso e versatile in termini di utilizzo. Inoltre, l'azienda sostiene il principio secondo il quale "la tecnologia dovrebbe essere trasparente", e quindi gli ingombri sono ridotti al minimo e il design del prodotto è essenziale.^[70] In linea con questo ragionamento, viene evitato l'utilizzo di una maglietta come supporto per i sensori che sono invece montati su bande regolabili. La motivazione dietro a queste scelte è data dalla volontà di garantire libertà di movimento e naturalezza dell'atto motorio, qualunque sia l'ambito di impiego (che non è definito a priori, sebbene dalla documentazione si noti una certa attenzione verso contesti sportivi e sanitari).^[71]

Dal punto di vista hardware il sistema può essere utilizzato in diverse configurazioni, con numero di unità variabile fino a diciotto sensori. Ciascuna unità include un giroscopio, un accelerometro ed un magnetometro MEMS ad alta accuratezza. È possibile trasmettere i dati real time, con limitazioni sulla frequenza in funzione del numero di unità utilizzate, fino ad un massimo di sei unità (con massima frequenza pari a 40 Hz), oppure sfruttare il dispositivo come data logger, con numero di moduli massimo pari a diciotto e frequenza massima 500 Hz. La tecnologia di comunicazione utilizzata è wireless BLE. Le batterie utilizzate sono di tipo Li-Po ricaricabili (con circa un'ora di tempo necessario per la ricarica, in presenza di un minimo di potenza pari a 500mAh). Una volta ricaricate, viene garantita una durata di utilizzo in Active Mode fino a sei ore. Le dimensioni del package del sensore sono molto ridotte, così come il peso, di soli 8.9g.

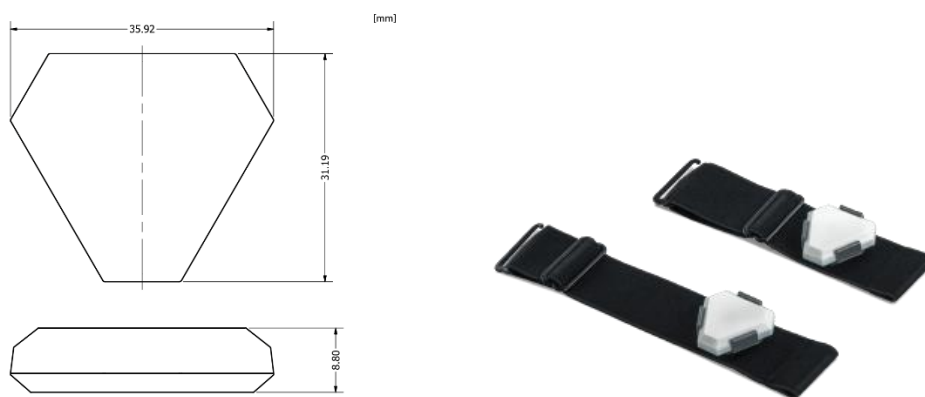


Figura 46: dimensioni e sistema di fissaggio dell'unità Notch ^[71]

Relativamente al software, è possibile scaricare un'applicazione gratuita che consente di visualizzare i movimenti su un avatar virtuale, contestualmente alle misure relative all'articolazione che si desidera osservare. L'utilizzo dell'applicazione è piuttosto intuitivo e consente di settare frequenza di campionamento desiderata e configurazione iniziale (numero di sensori e posizione di calibrazione). I dati forniti in output possono essere scaricati sia come file BVH, sia con estensione CSV.

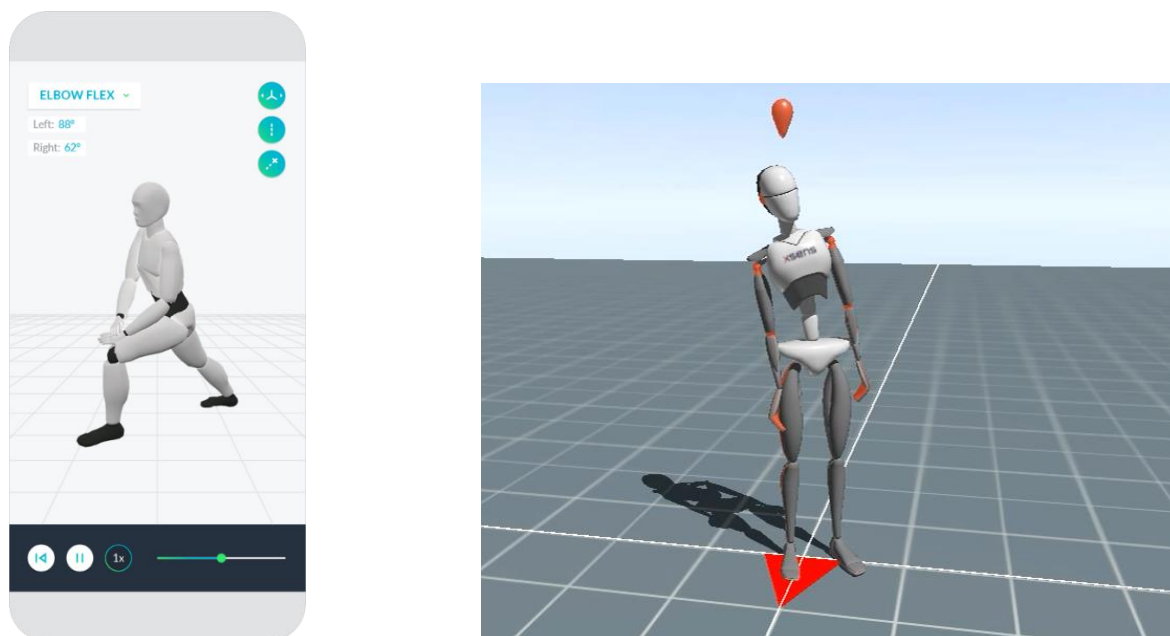


Figura 47: avatar virtuale per l'applicazione associata al sistema Notch (a sinistra) e avatar proposto dal software associato a X Sens MTw Awinda (a destra) ^{[71], [72]}

Rispetto ai dati in output, ci sono delle distinzioni in base alla licenza acquistata. Con la licenza base è possibile ottenere gli angoli di Eulero rispetto alla posizione di calibrazione, ricavati dai quaternioni rispetto al sistema di riferimento terra, ma non i dati dei singoli MEMS (accelerometro, giroscopio e magnetometro). Un forte limite è dato però dalla mancata informazione relativa alla sequenza scelta per ricavare gli angoli di Eulero. Inoltre, non è possibile accedere ai quaternioni a meno di intervenire tramite Software Development Kit. Nelle specifiche del prodotto si evince che la terna di riferimento interna all'unità è destrorsa ma la forma e il case non suggeriscono in modo immediato l'effettivo orientamento degli assi, come invece è facile ricostruire dalle unità prodotte da X-Sens.

L'accuratezza dichiarata è di circa 1-2 gradi e viene inoltre sottolineato come le misure possano includere problemi di Gimbal Lock e di aumento dell'errore nel tempo.

Nel complesso può essere significativo analizzare questo sistema per un utilizzo in ambito ergonomico in quanto leggero e di facile utilizzo, e con una buona durata della batteria considerati i veloci tempi di ricarica. Il prodotto sarebbe in linea quindi con quanto detto precedentemente rispetto ai requisiti preferibili per l'ambito di questa tesi.

2.4.2 Considerazioni sul protocollo di validazione

Per quanto riguarda la scelta e l'attuazione del protocollo sperimentale ci sono alcune premesse importanti che devono essere considerate. Innanzitutto, idealmente, un sistema dovrebbe essere validato utilizzando i tre metodi descritti sopra. Considerate le circostanze del periodo e la variazione delle tempistiche del progetto è stato possibile condurre esperimenti sfruttando uno dei tre protocolli sopra riportati, ed in particolare è stata scelta la comparazione con X-Sens, ad oggi considerato il "gold standard" dei sistemi inerziali indossabili per l'analisi del movimento.

Nell'utilizzo del protocollo precedentemente descritto è stato riscontrato un problema. Infatti, il protocollo era stato delineato per un sistema che fornisse le rotazioni dell'unità inerziale rispetto al sistema di riferimento terrestre: il sistema Notch fornisce invece direttamente gli angoli articolari sotto forma di angoli di Eulero, senza indicare la sequenza utilizzata. Il fatto che l'applicazione, nella sua versione base, restituisca solo gli angoli di Eulero non sarebbe stato un limite se tale sequenza fosse stata indicata, in quanto sarebbe stato possibile equipararla per i due sistemi. In mancanza di tale informazione, quindi, è stata scelta la sequenza per il sistema X-Sens in base alle raccomandazioni riportate in letteratura (cfr. presentazione protocolli precedentemente esposta) e alle caratteristiche dell'esperimento, in modo tale che i risultati fossero il più possibile coerenti con

la realtà (a tal fine le prove sono state videoregistrate). Non è stato possibile definire nessuna preferenza per il sistema Notch.

La dipendenza dei risultati dalla sequenza di Eulero è, dunque, un fattore da considerare nell'analisi che può però offrire anche alcuni spunti aggiuntivi per la valutazione del sistema. In particolare, a partire dai dati, è possibile considerare se la scelta della sequenza eseguita dal sistema sia effettivamente ottimale o porti a risultati non conformi con la reale esecuzione del movimento.

Un ulteriore aspetto che può influire sui risultati e che deve essere considerato è dato dalla diversa procedura di calibrazione per i due sistemi. Mentre quella realizzata sui quaternioni ricavati dal sistema X-Sens è stata svolta con la procedura di calcolo descritta sopra, per il sistema Notch è stato possibile soltanto eseguire una differenza di Angoli di Eulero rispetto alla posizione di partenza che rappresenta il riferimento per ricavare le differenze angolari. Da un punto di vista matematico quindi le operazioni compiute non sono uguali sui due sistemi, sebbene eseguite secondo la stessa logica.

2.4.3 Set up sperimentale

Ciascun soggetto ha indossato 17 sensori X Sens in modo da poter eseguire la procedura di calibrazione full body richiesta dal sistema, che prevede l'inserimento di misure antropometriche, una fase di standing in 'N pose' (postura ortostatica indifferente con braccia lungo i fianchi e palmi delle mani rivolti verso il piano sagittale mediano del corpo) e una fase di cammino in due direzioni opposte. I dati utilizzati in seguito sono stati quelli dei sensori posti su tronco, braccio e avambraccio destro e mano destra. I sensori sono fissati al corpo in modo diverso.

In particolare, considerando quelli di interesse per il protocollo di validazione, si distingue il sensore posto sul tronco che viene inserito in una tasca apposita della maglietta fornita per le acquisizioni, mentre i sensori posti sull'arto destro sono fissati tramite bande elastiche regolabili con un sistema di chiusura a strappo.

Per il sistema Notch, è stato invece utilizzato un protocollo selezionabile dall'app, realizzato per tronco e arto destro. Sono stati quindi fissati sul soggetto quattro sensori (tronco, braccio e avambraccio destro, mano destra) tramite bande elastiche, in modo tale che per ciascun segmento di interesse fossero compresenti due sensori appartenenti ciascuno ad uno dei due sistemi. Per il Notch è stata necessaria una fase di calibrazione caratterizzata solamente da un periodo di standing in 'N pose'.



Figura 48: esempio di fissaggio delle unità Notch (in bianco) ed X Sens (in arancione) sull'avambraccio del soggetto

La frequenza di campionamento scelta per il sistema Notch è stata di 40 Hz, mentre per il sistema X Sens è stata lasciata invariata quella di default di 60 Hz.

La prova di ciascun soggetto è stata definita come una sequenza di movimenti semplici, mono articolari e svolti idealmente in un unico piano, seguita da un movimento che coinvolgesse più articolazioni e più piani. All'inizio di ciascuna prova è stato chiesto a ciascun soggetto di rimanere fermo in 'N pose' per dieci secondi: questa fase non è da confondere con quella necessaria a calibrare i diversi sistemi ma corrisponde alla rilevazione dei dati da mediare per ottenere la posizione di riferimento rispetto alla quale ricavare gli angoli di movimento. Le prove sono state eseguite considerando solo l'emisoma destro (si suppone che il sistema funzioni in modo uguale sul lato sinistro).

I movimenti eseguiti vengono riportati in tabella 7.

Movimento	Asse principale/ piano	Convenzione
<i>Rotazione sx/dx tronco</i>	Y, piano trasversale	Sx positiva/ dx negativa
<i>Bending sx/dx tronco</i>	X, piano coronale	Sx negativo/ dx positivo
<i>Flessione ed estensione tronco</i>	Z, piano sagittale	Flessione negativa/ estensione positiva
<i>Rotazione interna/esterna spalla</i>	Y, piano trasversale	Rotazione interna positiva/esterna negativa
<i>Abduzione spalla</i>	X, piano coronale	Negativa
<i>Flessione spalla</i>	Z, piano sagittale	Positiva
<i>Flessione gomito (angolo retto)</i>	Z, piano sagittale	Positiva
<i>Pronazione/ supinazione avambraccio (con gomito flessa a 90°)</i>	Y, piano trasversale (se gomito fosse esteso)	Pronazione positiva/ supinazione negativa

<i>Flessione ed estensione polso (con gomito a 90°)</i>	X, piano coronale (se gomito fosse esteso)	Flessione positiva/ estensione negativa
<i>Deviazione radiale e ulnare (con gomito a 90°)</i>	Z, piano sagittale	Deviazione radiale positiva/ ulnare negativa
<i>Movimento complesso in cui il soggetto indica un punto prefissato su un poster (leggermente a sinistra rispetto al piano sagittale del corpo con il braccio destro, in modo spontaneo)</i>	Assi multipli, piani multipli	Posizioni articolari dipendenti dalla naturale variabilità di movimento inter individuale.

Tabella 7: protocollo e convenzioni rispetto al modello precedentemente individuato. L'asse indicato fa riferimento alla terna solidale con il segmento, attorno al quale avviene la rotazione

Ogni movimento è stato ripetuto cinque volte.

Infine, è necessario sottolineare che, sebbene idealmente i movimenti siano definiti in un unico piano, nella realtà rotazioni con limitati ROM (range of motion) sono presenti anche in altri piani di riferimento.

Le prove sono state eseguite su tre soggetti, con il medesimo protocollo.

Il campione comprende due soggetti di sesso maschile e uno di sesso femminile, di età compresa tra i 28 e i 50 anni, con un range di statura variabile tra 158 e 190 cm circa e in assenza di patologie che compromettessero l'esecuzione del protocollo.

Gli esperimenti sono stati eseguiti presso il laboratorio TEDH (Technology and Design for Healthcare Laboratory) del Politecnico di Milano (Dipartimento di Design).

2.4.4 Analisi dei dati

I dati di entrambi i sensori sono stati in primo luogo processati separatamente. In primo luogo, in entrambi i casi, i dati sono stati ricampionati a 10 Hz. Le due tracce non erano perfettamente sincronizzate nel tempo a causa del diverso tempo di avvio dei due sistemi quindi per essere certi di eseguire la fase di calibrazione mediando i dati riferiti agli stessi istanti di tempo è stato utilizzato il primo picco di movimento ed è stato definito l'inizio e la fine della fase di calibrazione, retrocedendo nel tempo rispetto allo stesso. Quindi, i dati provenienti dal sistema X Sens relativi a

questa fase (circa dieci secondi di standing in ‘N pose’) sono stati inseriti nel programma di calibrazione in modo da eseguire il protocollo precedentemente descritto. I quaternioni ricavati in output sono stati mediati in modo da ottenere una posizione di riferimento rispetto alla quale calcolare le variazioni di angolo.

A questo scopo i dati sono stati esportati in Matlab in modo da utilizzare la funzione “meanrot” in grado di mediare i quaternioni minimizzando la norma di Frobenius al quadrato della differenza tra matrici di rotazione.^[73] Questo metodo risulta infatti maggiormente efficace rispetto alla media aritmetica delle componenti del quaternione.^[74] È stato necessario quindi normalizzare il quaternione medio in modo da ottenere un quaternione unitario. La rotazione media ottenuta per ciascuna articolazione è stata quindi esportata nuovamente su PyCharm in modo da essere utilizzata nel programma predisposto per il calcolo delle differenze di angolo rispetto alla calibrazione sia sotto forma di quaternioni (input per il programma di visualizzazione), sia sotto forma di angoli di Eulero per l’analisi statistica.

Per quanto riguarda invece i dati provenienti dal sistema Notch, in seguito al ricampionamento, è stata ottenuta la rotazione media dai dati in posizione di calibrazione come media aritmetica degli angoli di Eulero, quindi la variazione di angolo è stata ottenuta come sottrazione della media per ciascun sample del segnale del movimento. Bisogna sottolineare inoltre che mentre la terna interna alle unità X Sens è levogira, le unità Notch presentano una terna destrógira. Le convenzioni di segno risultano quindi invertite in alcuni casi che sono stati opportunamente corretti.

Le tracce relative ai singoli movimenti sono quindi state separate plottando i dati e procedendo per la sincronizzazione come in precedenza, ovvero sfruttando come riferimento il primo picco.

I dati sono stati plottati nei tre piani per ciascuna articolazione ma, per i movimenti mono articolari in un singolo piano, è stata eseguita l’analisi quantitativa solo relativamente al piano principale. Il plot di tutti e tre gli angoli di Eulero associati all’articolazione di interesse rimane comunque uno strumento utile per valutare qualitativamente la presenza di fenomeni di crosstalk tra assi diversi o se la scelta della sequenza di Eulero effettuata dal sistema testato fornisca risultati coerenti su tutti gli assi. L’analisi sui tre piani viene però effettuata a livello quantitativo solo nel caso del movimento complesso.

Isolata la traccia di interesse è stato necessario eliminare una traslazione verticale di entità variabile relativa alla traccia del sistema Notch rispetto a quella del sistema X Sens. Infatti, considerato che gli angoli calcolati sono differenze rispetto alla posizione iniziale, è ragionevole aspettarsi che gli angoli non partano esattamente da zero per le singole tracce, in quanto il soggetto può variare

leggermente la posizione di partenza rispetto alla fase di calibrazione, ma il punto di partenza dovrebbe essere lo stesso per entrambi i sistemi. Tuttavia, eventuali traslazioni verticali tra X Sens e Notch non sono state considerate nell'analisi in quanto imputabili a cause diverse e non distinguibili tra loro. Una prima causa può essere data dalla differenza a livello matematico della procedura di calibrazione (protocollo con i quaternioni in un caso e differenza di angoli di Eulero nell'altro), una seconda causa può essere la diversa sequenza di Eulero utilizzata ed, infine, potrebbe essere presente un errore di deriva nel tempo, come dichiarato dal produttore.^[71] Quest'ultimo sarebbe interessante da esaminare, considerata anche la durata di ciascuna prova di circa cinque minuti in quanto sarebbe rilevante in casi di applicazioni sul lungo periodo in ambito ergonomico. Tuttavia, considerata l'impossibilità di separare questo errore, è stato scelto di allineare i dati del Notch con quelli dell'X Sens all'inizio di ciascun movimento (ovvero all'inizio della sequenza di cinque ripetizioni). È comunque possibile osservare tale offset dai grafici che includono gli angoli di Eulero su tutti e tre gli assi.

2.4.4.1 Analisi dei movimenti mono articolari in un piano (per ogni soggetto)

Per questi movimenti, una volta isolata la traccia di interesse, la procedura è stata la seguente:

1. Identificazione dei picchi: tramite la funzione di Python “`scipy.signal.find_peaks()`”^[75], personalizzata impostando eventuali distanze minime e altezze dei picchi minime per ciascun movimento, è stato possibile identificare i massimi e i minimi di ciascuna sequenza di cinque ripetizioni di ogni singolo movimento.
2. Calcolo del range of motion (ROM): il ROM è stato ottenuto come differenza tra il picco e l'angolo di inizio di ciascuna ripetizione del movimento, considerando lo stesso istante per i due sistemi. In alcuni casi i soggetti hanno compiuto pause ben identificabili tra un movimento e l'altro ed è stato facile identificare tali istanti (escludendo eventuali angoli di preparazione al movimento). Se invece le pause tra le ripetizioni erano poco identificabili o assenti il ROM è stato considerato sfruttando l'angolo di inizio del movimento della prima ripetizione, il quale era sempre ben visibile in quanto la pausa tra una sequenza di ripetizioni e la sequenza del movimento successivo era sempre presente.
3. Calcolo dell'errore medio dei ROM: per ciascun movimento è stata calcolata la media (e deviazione standard) delle differenze tra ROM misurato con X Sens e ROM misurato con il sistema Notch. Non è stato calcolato il valore assoluto per osservare se uno dei due sistemi presentasse più frequentemente un ROM sovrastimato rispetto all'altro. Quindi, in caso di

picco positivo, il ROM è maggiore per X Sens se l'errore è positivo, in caso di picco negativo il ROM è maggiore per X Sens se l'errore è negativo.

4. Normalizzazione di ogni singola ripetizione rispetto al tempo: in questo caso è stata utilizzata la funzione di Python “`scipy.signal.resample()`” [76] per ottenere lo stesso numero di campioni per ciascuna traccia (considerando come riferimento la traccia con maggior numero di campioni), quindi le tracce sono state plottate rispetto alla percentuale di un ciclo. La funzione di Python utilizzata sfrutta la trasformata di Fourier (FFT) per eseguire l'upsampling del numero di campioni: viene quindi assunta la periodicità del segnale.
5. Calcolo di media e deviazione standard dei grafici normalizzati: le cinque ripetizioni normalizzate sono state mediate in modo da ottenere una forma media per ciascun movimento e per ciascuno dei due sistemi. Le due curve ottenute per ciascun movimento sono state quindi plottate rispetto alla percentuale di un ciclo, evidenziando la deviazione standard che esprime di fatto la variabilità tra le ripetizioni di uno stesso movimento. Per ciclo si intende dall'inizio di una ripetizione al termine della stessa, escludendo quindi le pause tra ripetizioni.
6. Calcolo del coefficiente r_{sp} di correlazione per ranghi di Spearman (vista la non normalità dei dati) tra le due tracce medie normalizzate nel tempo.

2.4.4.2 Analisi del movimento complesso (per ogni soggetto)

Il gesto consiste nel puntare una parola prefissata di un poster, posta frontalmente e leggermente a sinistra rispetto al piano sagittale mediale del soggetto. Tale movimento coinvolge prevalentemente la spalla che viene flessa e moderatamente addotta, generalmente con un certo grado di pronazione dell'avambraccio. Tuttavia, dal momento che è stato chiesto ai soggetti di compiere il gesto in modo spontaneo, le differenze di esecuzione possono essere anche marcate, a seconda della strategia messa in atto dal soggetto stesso per eseguirlo. Infatti, con questo movimento, si vuole osservare la capacità del sistema di rappresentare la naturale variabilità del movimento non solo nel piano principale e rispetto all'articolazione principale ma anche rispetto agli altri piani/articolazioni. Bisogna comunque sottolineare come i ROM delle articolazioni diverse dalla spalla e i ROM del tronco siano di entità molto minore e spesso non presentano picchi ben definiti. È verosimile aspettarsi un segnale più rumoroso e con un template molto più variabile tra le diverse ripetizioni del movimento. Identificare quindi picchi e template medi non sarebbe perciò molto significativo e per questo si è scelto di calcolare direttamente il coefficiente di correlazione per ranghi di Spearman sull'intera traccia per tutti i casi ad eccezione delle rotazioni della spalla attorno ai tre assi

cartesiani. Per la spalla, infatti, i picchi erano ben distinti e il pattern del movimento era maggiormente ripetibile, rendendo così possibile l'operazione di identificazione di un tracciato medio normalizzato rispetto ad un ciclo.

2.4.4.3 Ulteriore analisi dei dati

Alcune ulteriori osservazioni possono essere considerate rilevanti per studiare la performance del sistema. Una prima considerazione è data dal fatto che, almeno in una sequenza di ripetizioni, l'errore non dovrebbe crescere in modo sistematico nel tempo. Questa non è una possibilità da escludere, sia rispetto alle premesse dichiarate dal produttore che ammette un possibile fenomeno di deriva nel tempo, sia alla luce di quanto detto in precedenza sulla natura degli errori tipicamente associati al giroscopio. In caso di presenza di un tale fenomeno, ci si aspetterebbe di vedere questo problema soprattutto a livello dei movimenti ad alta frequenza, dove il giroscopio ha un peso maggiore in caso di filtraggio alla Kalman.

A tal proposito è stato ricercato un eventuale aumento dell'errore sui picchi nel tempo. È stato quindi realizzato un plot dell'errore rispetto a ripetizioni successive nel tempo ed è stato utilizzato il metodo di regressione lineare ai minimi quadrati ordinario per verificare se fosse presente una tendenza dei punti ad allinearsi su una retta crescente.

Una seconda considerazione è data invece dalla possibile eventualità che l'errore mostrasse un andamento specifico rispetto alla variabilità del ROM. Graficamente è stato quindi realizzato un plot dei dati caratterizzato dal valore assoluto dell'angolo in gradi (media delle ripetizioni del sistema X Sens) in ascissa e valore assoluto dell'errore medio in ordinata, calcolato come differenza punto per punto dei due grafici rappresentanti la media tra le ripetizioni per i due sistemi. In questo caso è stato scelto un metodo di interpolazione polinomiale (secondo grado) con la funzione "numpy.polyfit()" per verificare se i punti tendessero a disporsi su una curva che crescesse esponenzialmente al crescere del ROM. ^[77]

In conclusione, vengono riportate alcune osservazioni sui ranges of motion osservati, tramite un confronto con dei dati di riferimento.

3 RISULTATI

3.1 Movimenti mono articolari in un piano

Rotazione sinistra e destra del tronco

Si può osservare dai grafici in figura 49 come in questo caso l'offset iniziale tra i due sensori sull'asse delle ordinate non sia particolarmente consistente. Per quanto riguarda l'andamento delle rotazioni sui piani diversi da quello principale di movimento è possibile osservare che i due sistemi non sono totalmente concordi. Il sistema Notch presenta tendenzialmente ROM minori su questi assi ad eccezione del soggetto numero uno dove, per entrambi i sistemi, si nota un angolo di bending laterale con segno opposto. La sequenza di Eulero utilizzata per il sistema X Sens è ZXY.

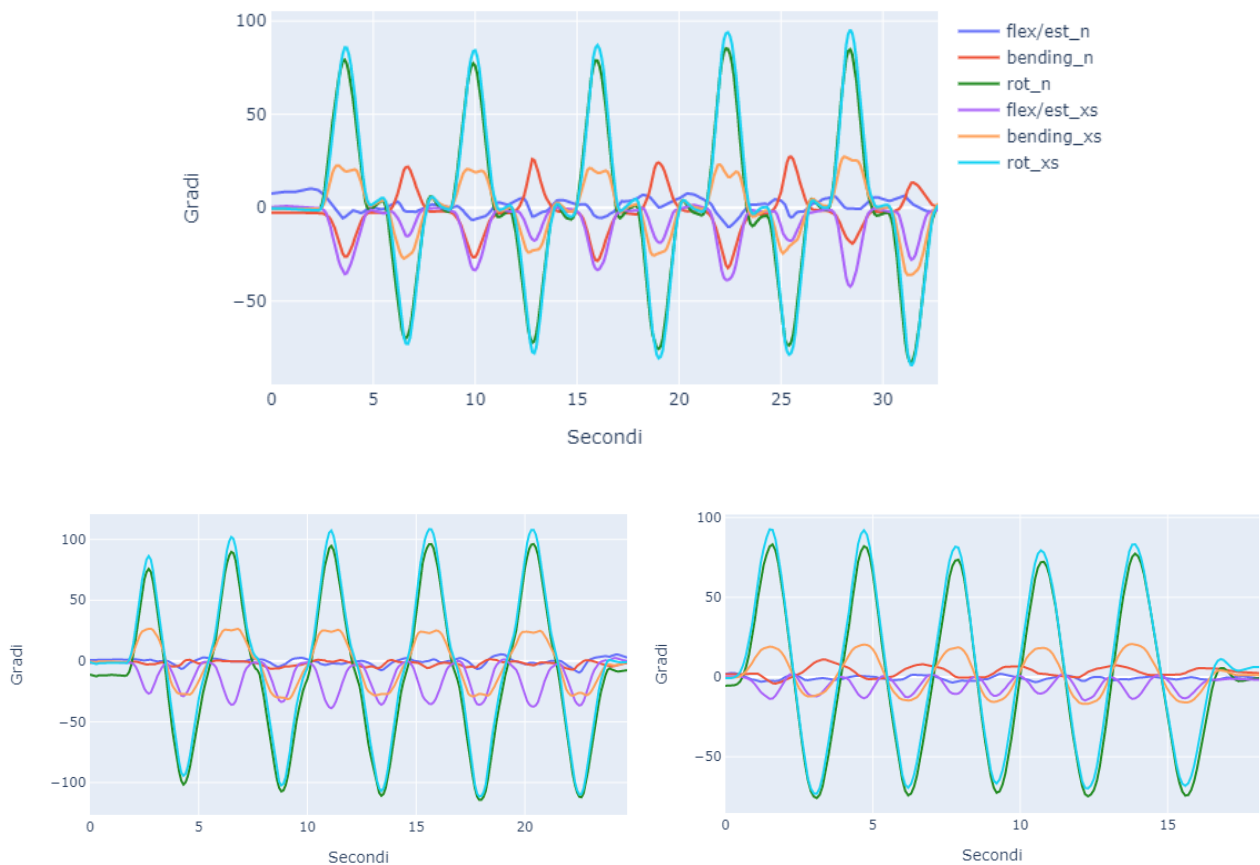


Figura 49: andamento dell'angolo nel tempo nei tre piani, per i due sistemi. Procedendo dall'alto e da sinistra si considerano i soggetti 1, 2, 3

La traccia relativa alla rotazione sinistra e destra è stata isolata come in figura 50.

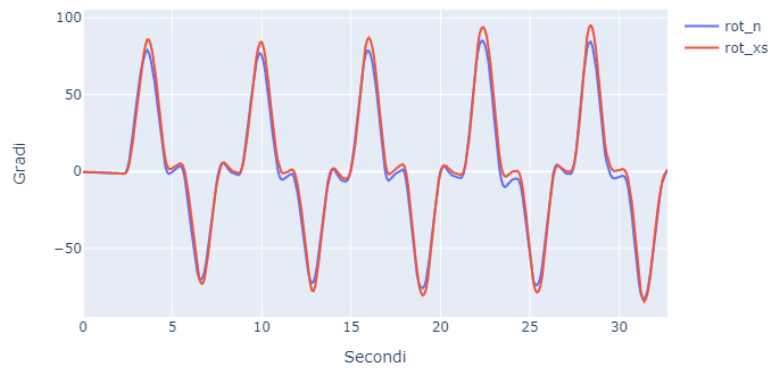


Figura 50: andamento nel tempo dell'angolo per il soggetto uno, misurato con entrambi i sistemi

Quindi, le varie ripetizioni sono state normalizzate rispetto alla percentuale di un ciclo di movimento per entrambi i sensori.

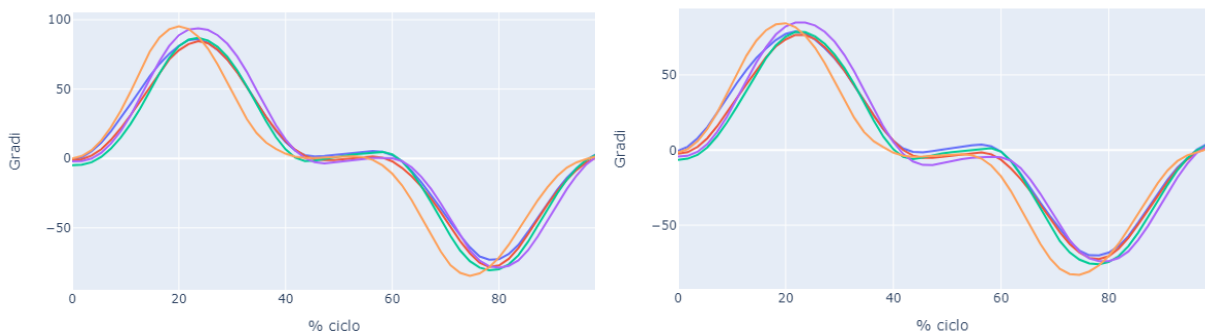


Figura 51: andamento delle ripetizioni normalizzate nel tempo per il soggetto uno. A sinistra, si fa riferimento al sistema X Sens, a destra, al sistema Notch

Infine, sono state ricavate le tracce medie per entrambi i sensori.

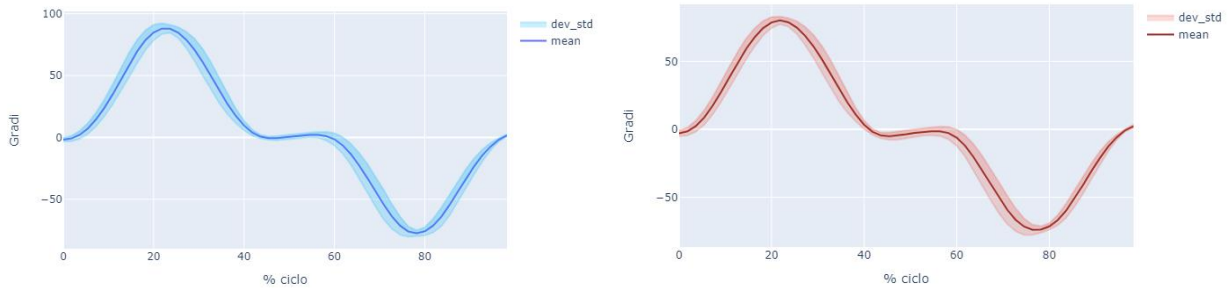


Figura 52: andamento medio delle ripetizioni per il soggetto uno. In blu, a sinistra, si fa riferimento al sistema X Sens, a destra in rosso al sistema Notch

Da un punto di vista qualitativo si può osservare come la morfologia di entrambi i segnali sia molto simile e caratterizzata da una bassa deviazione standard in quanto il soggetto ha ripetuto in modo simile il gesto.

Da un punto di vista quantitativo, in tabella 8 sono riportati i dati relativi all'analisi dei picchi e della correlazione tra le due tracce normalizzate nel tempo. L'errore sui ROM dei soggetti due e tre risulta molto contenuto, mentre per il soggetto uno (l'unico ad avere effettuato pause tra i movimenti dove si evidenzia un piccolo offset) l'errore ha entità maggiore. Per quanto riguarda la morfologia della curva possiamo osservare un'ottima correlazione, in linea con quanto si osserva a livello qualitativo.

	Soggetto 1	Soggetto 2	Soggetto 3
Errore rot. sinistra (°)	7.172 ±1.190	1.753 ±0.712	3.282 ±1.502
Errore rot. destra (°)	-7.232 ±1.890	-4.217 ±1.786	0.067 ±1.208
r_{sp}	0.986	0.999	0.999
p value	3.24763 e-43	5.89922 e-66	2.61695 e-45

Tabella 8: dati quantitativi per la rotazione del tronco

Flessione ed estensione del tronco

In questo movimento si osservano ROM molto limitati sugli assi di bending e rotazione e l'errore sembra piuttosto contenuto. Anche in questo caso la sequenza di Eulero utilizzata è ZXY.

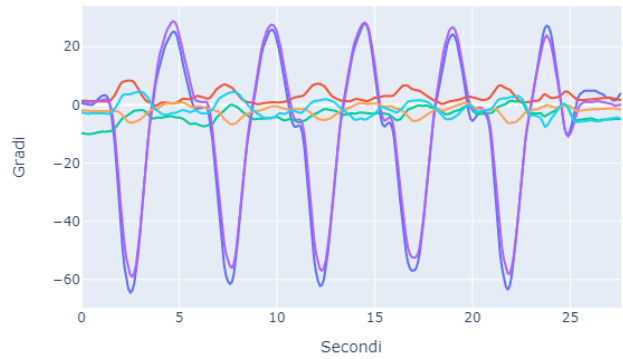
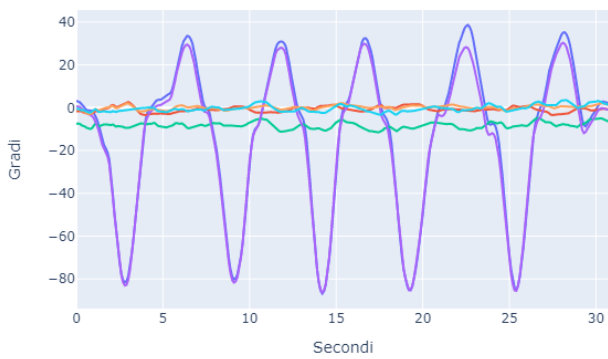
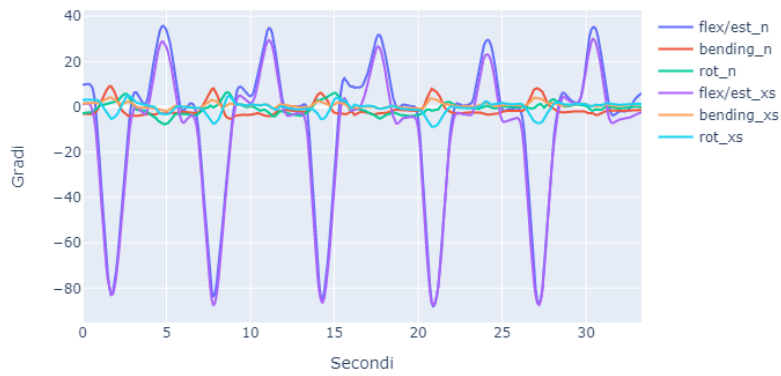
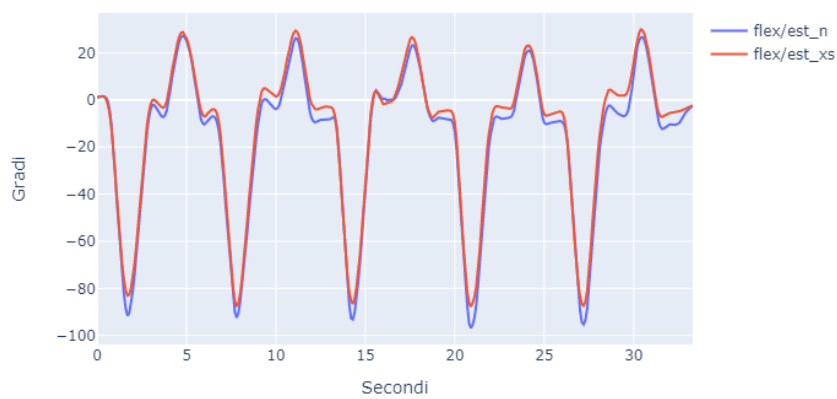


Figura 53: andamento dell'angolo nel tempo nei tre piani, per i due sistemi. Procedendo dall'alto e da sinistra si considerano i soggetti 1, 2, 3

In figura 54 è possibile osservare le tracce di interesse isolate e con eliminazione dell'offset iniziale che era comunque piuttosto contenuto.



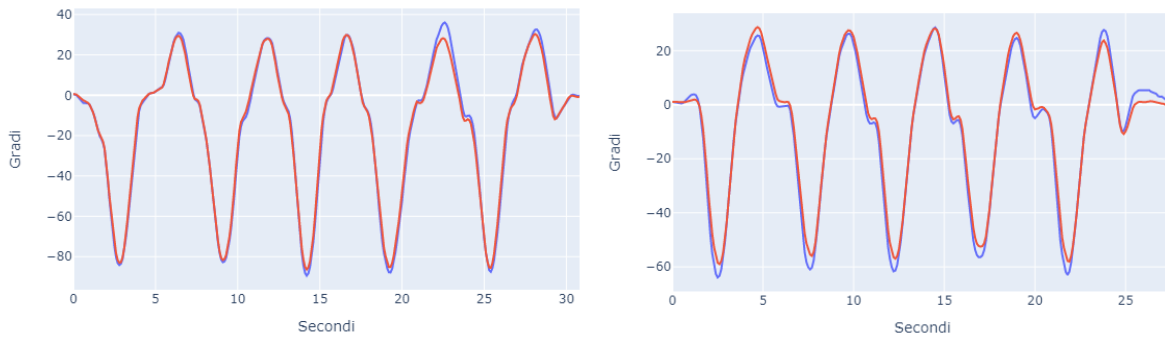


Figura 54: andamento dell'angolo nel tempo. Procedendo dall'alto e da sinistra si considerano i soggetti 1, 2, 3



Figura 55: andamento medio delle ripetizioni per il soggetto uno. In blu, a sinistra, si fa riferimento al sistema X Sens, a destra in rosso al sistema Notch

Osservando i dati quantitativi possiamo concludere che gli errori sono particolarmente contenuti e la correlazione tra le due tracce medie ottima.

	Soggetto 1	Soggetto 2	Soggetto 3
Errore estensione (°)	-1.483 ±2.951	-2.251 ±2.224	-0.334 ±2.208
Errore flessione (°)	4.301 ±2.576	2.273 ±1.262	3.649 ±0.809
r_{sp}	0.997	0.998	0.999
p value	7.41015 e-65	1.91757 e-82	1.97384 e-60

Tabella 9: dati quantitativi per la flessione ed estensione del tronco

Bending laterale del tronco

In entrambi i casi si denotano maggiori ROM sugli assi di rotazione secondari. In particolare, in seguito ad analisi video, sembrerebbe che il sistema Notch restituisca risultati maggiormente

verosimili sugli altri assi, in quanto la rotazione sinistra e destra mostrata dal sistema X Sens ha un ROM particolarmente ampio e sembra dettata dalla decomposizione della rotazione in angoli di Eulero. In questo caso la sequenza di Eulero scelta per X Sens è la ZXY, selezionata per rimanere in linea con le raccomandazioni dell'International Society of Biomechanics e del manuale X Sens stesso.

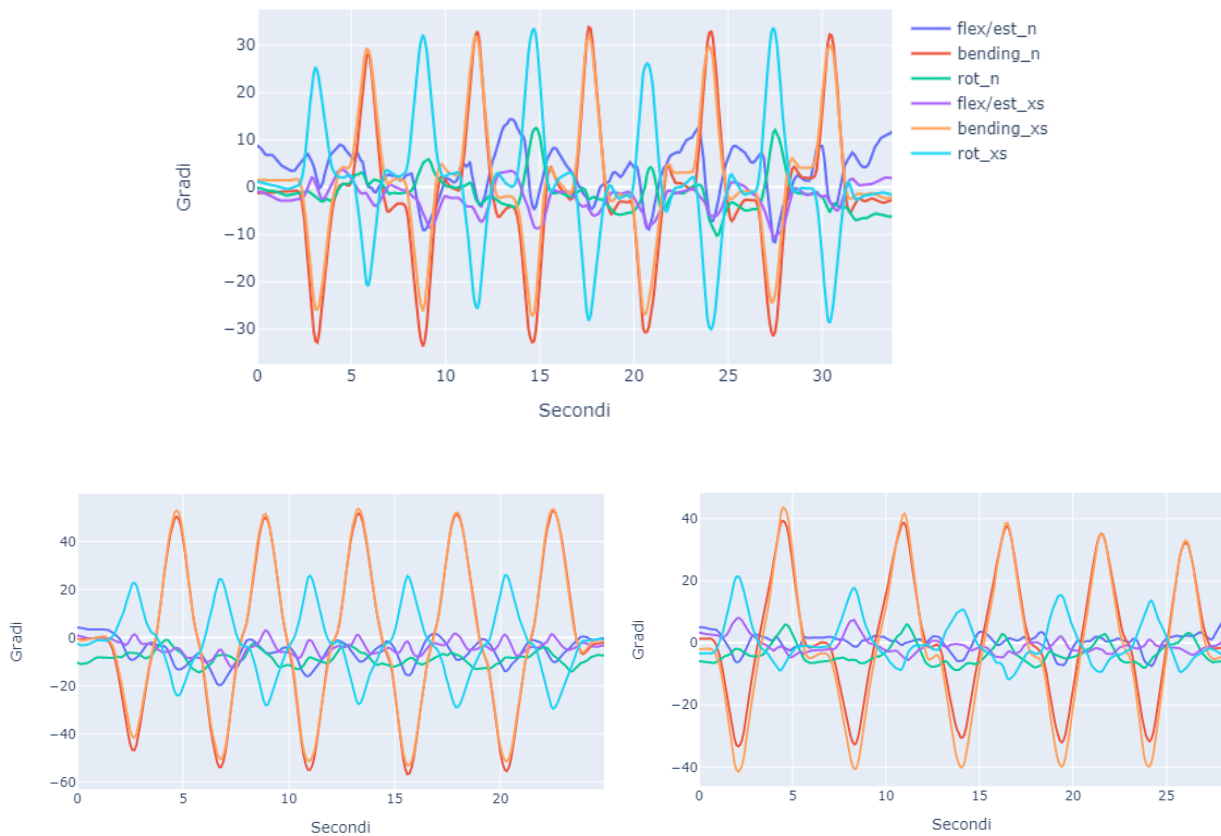


Figura 56: andamento dell'angolo nel tempo nei tre piani, per i due sistemi. Procedendo dall'alto e da sinistra si considerano i soggetti 1, 2, 3

In figura 56, si può osservare qualitativamente una minore corrispondenza delle due tracce per i soggetti uno e tre, i quali hanno eseguito delle pause tra un movimento e l'altro (con annessi picchi di preparazione del movimento), mentre si osserva una quasi totale corrispondenza per il soggetto due, il segnale del quale è caratterizzato da una sinusoide priva di interruzioni.

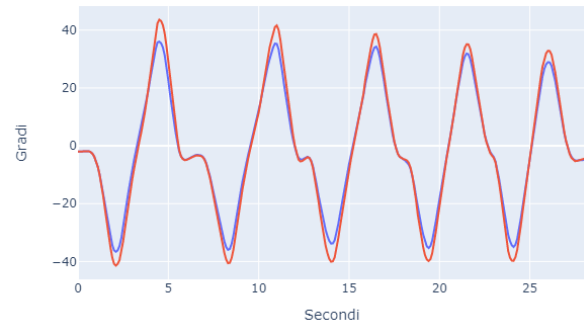
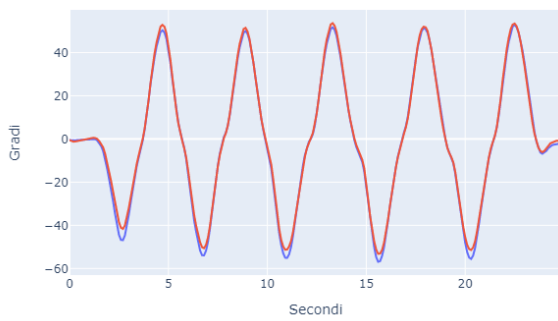
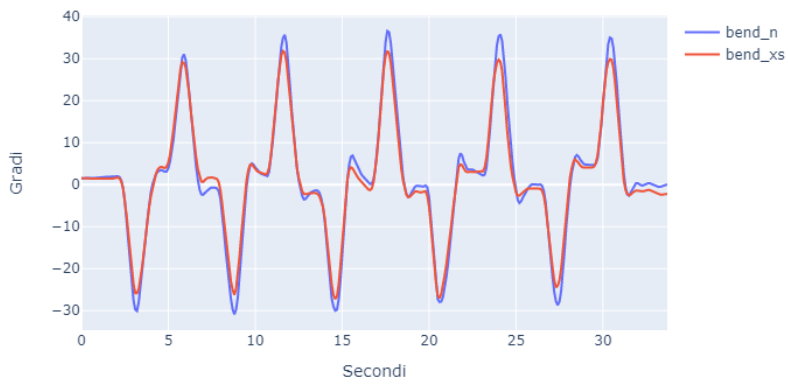


Figura 57: andamento dell'angolo nel tempo. Procedendo dall'alto e da sinistra si considerano i soggetti 1, 2, 3

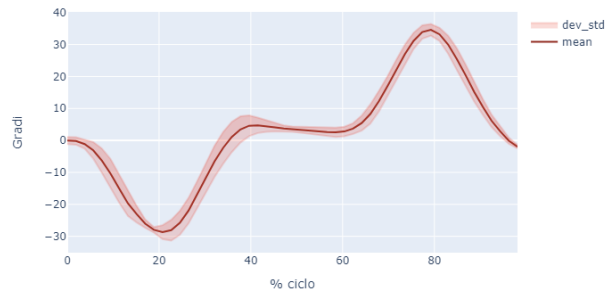
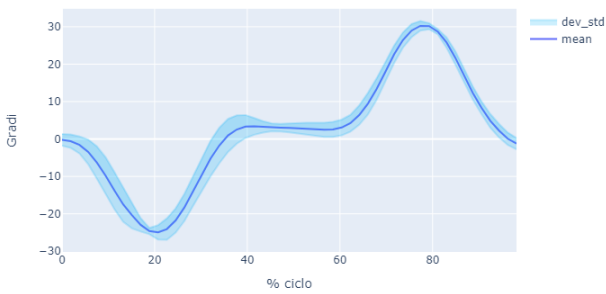


Figura 58: andamento medio delle ripetizioni per il soggetto uno. In blu, a sinistra, si fa riferimento al sistema X Sens, a destra in rosso al sistema Notch

I dati quantitativi, riportati in tabella 10, mostrano ottimi risultati sia per quanto riguarda l'errore, sia per quanto riguarda la correlazione.

	Soggetto 1	Soggetto 2	Soggetto 3
Errore bend. dx (°)	-3.693 ±2.824	2.595 ±1.617	6.133 ±2.328
Errore bend. sx (°)	3.549 ±1.120	3.739 ±0.634	-4.998 ±0.663
r_{sp}	0.994	0.999	0.999
p value	1.85175 e-50	5.68162 e-77	7.09567 e-76

Tabella 10: dati quantitativi per il bending del tronco

Rotazione della spalla

Per quanto riguarda la rotazione interna ed esterna della spalla si nota subito un forte offset iniziale tra le tracce dei due sistemi. Qualitativamente le rotazioni sugli assi non principali sembrano essere simili, anche se l'abduzione e adduzione che si osserva per entrambi i sistemi è più accentuata per il sistema Notch. Per il soggetto numero tre è stata effettuata una media tra due punti laddove si nota un picco ad alta frequenza che rappresenta chiaramente un disturbo del segnale rilevato con X Sens.

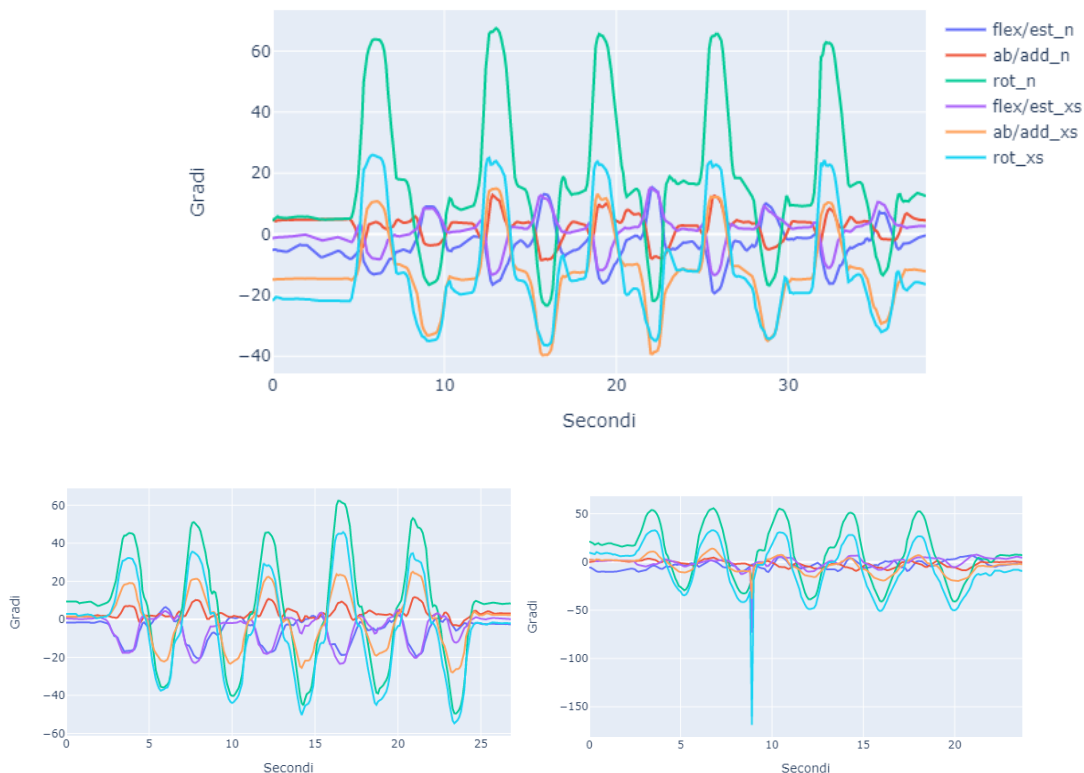


Figura 59: andamento dell'angolo nel tempo nei tre piani, per i due sistemi. Procedendo dall'alto e da sinistra si considerano i soggetti 1, 2, 3

Una volta eliminato l'offset verticale si osserva una morfologia del segnale simile per entrambi i sistemi, con un errore visibilmente più accentuato per il soggetto numero uno, dove si osservano pause tra ripetizioni, pause tra una direzione e l'altra di movimento e picchi di entità ridotta corrispondenti alla preparazione del movimento stesso. L'errore sembrerebbe maggiore quindi in presenza di una morfologia del segnale più complessa, con più frequenti cambi di direzione. La sequenza di Eulero utilizzata per il sistema X Sens è ZXY.

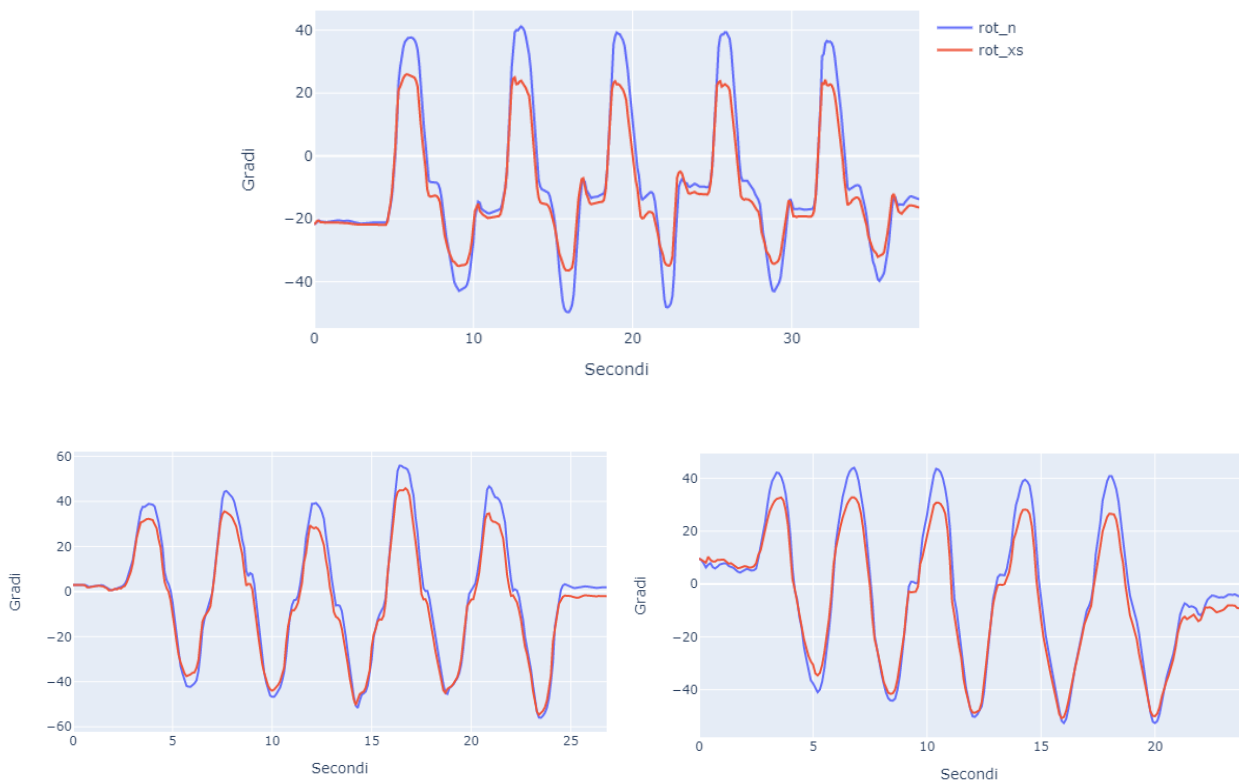


Figura 60: andamento dell'angolo nel tempo. Procedendo dall'alto e da sinistra si considerano i soggetti 1, 2, 3

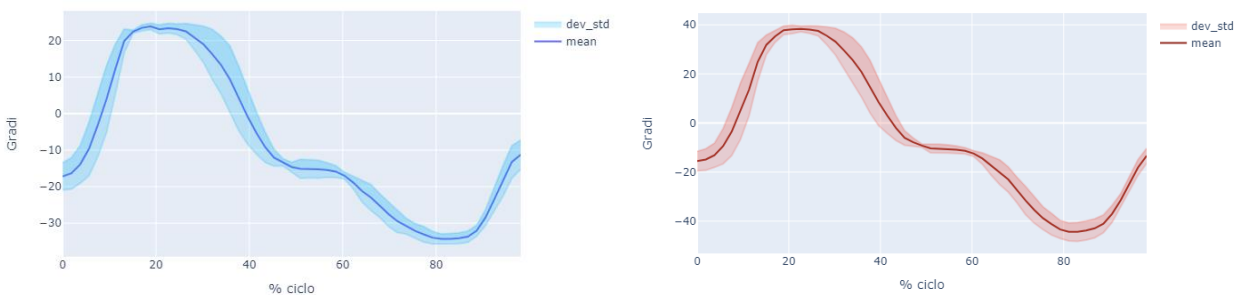


Figura 61: andamento medio delle ripetizioni per il soggetto uno. In blu, a sinistra, si fa riferimento al sistema X Sens, a destra in rosso al sistema Notch

I dati quantitativi confermano quanto messo in luce da una prima analisi qualitativa. L'errore è abbastanza consistente ed è tanto maggiore tanto il segnale si discosta dalla sinusoidale (per la presenza di pause, picchi minori, ecc.), raggiungendo i massimi valori di errore per la rotazione esterna del soggetto uno, dove si raggiungono i 15° di sovrastima del ROM da parte del sistema Notch. La correlazione tra i segnali medi si mantiene comunque molto alta, anche se leggermente minore per il soggetto uno.

	Soggetto 1	Soggetto 2	Soggetto 3
Errore rot. interna (°)	-12.562 ±1.660	-6.983 ±1.007	-11.457 ±2.139
Errore rot. esterna (°)	15.082 ±3.058	6.058 ±1.966	4.643 ±2.470
<i>r_{sp}</i>	0.978	0.996	0.998
<i>p value</i>	1.53226 e-36	7.278373 e-49	2.44435 e-47

Tabella 11: dati quantitativi per la rotazione della spalla

Abduzione della spalla

Per questo movimento è stato più difficile identificare la corretta sequenza di Eulero da utilizzare in quanto, per il primo soggetto, la sequenza suggerita ZYX non restituiva delle rotazioni coerenti con il movimento effettivamente effettuato. Per questo è stato necessario optare per la sequenza XZY. Per gli altri due soggetti invece la sequenza ZYX restituiva i risultati più verosimili. In ogni caso tuttavia vediamo in tutti e tre i soggetti un'importante ROM di flessione di fatto inesistente nel reale movimento del soggetto. Per quanto riguarda i dati provenienti da X Sens si nota anche una rotazione più consistente. La traslazione iniziale sull'asse delle ordinate risulta inoltre piuttosto sostenuta in tutti e tre i casi.

Una volta riallineate ed isolate le tracce si può osservare a livello qualitativo che, sebbene la morfologia del segnale corrisponda, l'errore sul ROM non è trascurabile. I dati quantitativi confermano questa evidenza. In particolare l'errore risulta più evidente sul primo soggetto, dove erano state riscontrate difficoltà nella decomposizione della matrice di rotazione negli angoli di Eulero. In questo caso si nota bene come la scelta della sequenza sia un fattore rilevante per l'interpretazione dell'output.

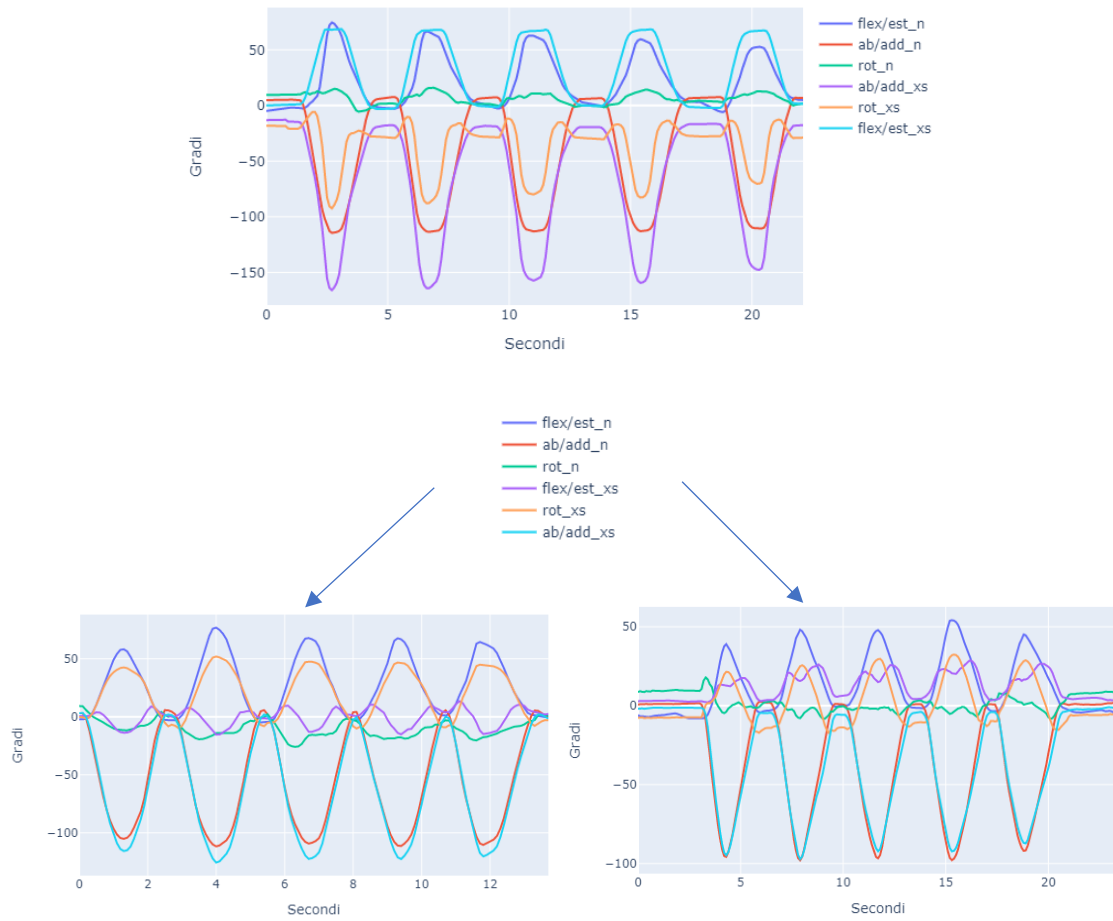


Figura 62: andamento dell'angolo nel tempo nei tre piani, per i due sistemi. Procedendo dall'alto e da sinistra si considerano i soggetti 1, 2, 3

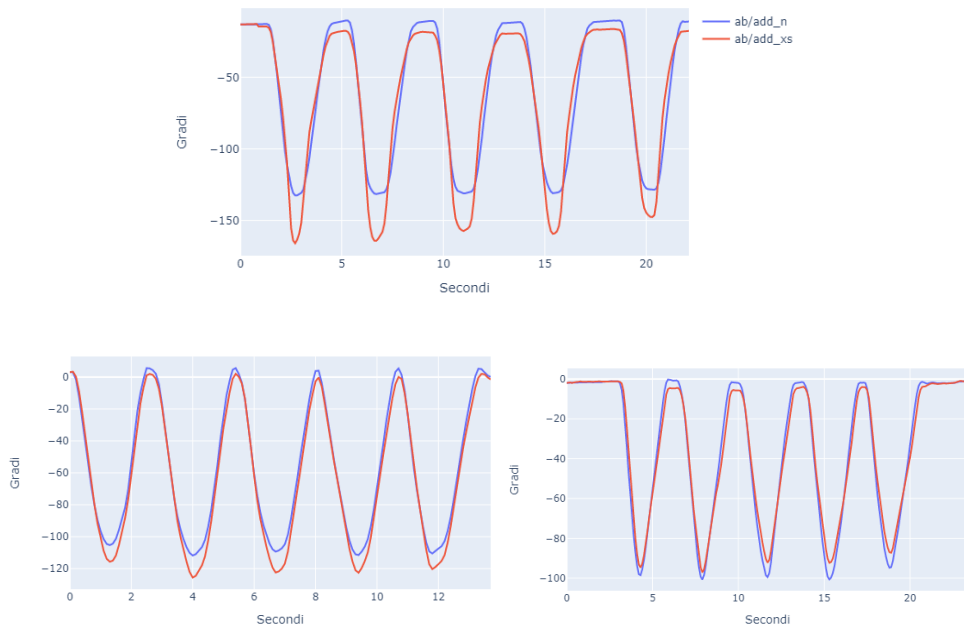


Figura 63: andamento dell'angolo nel tempo. Procedendo dall'alto e da sinistra si considerano i soggetti 1, 2, 3

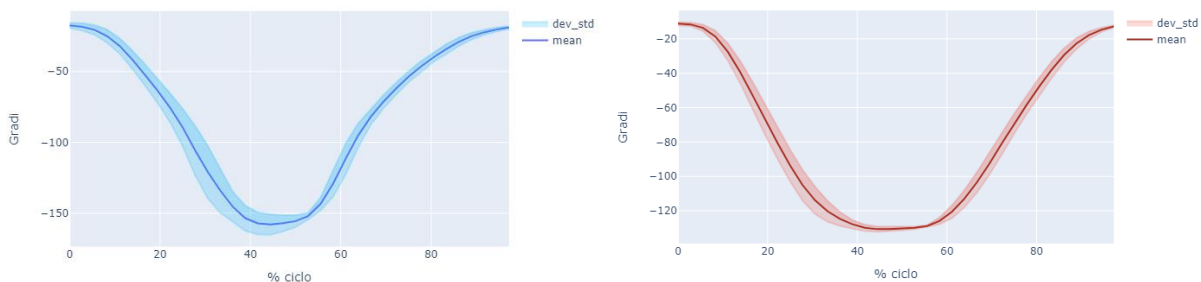


Figura 64: andamento medio delle ripetizioni per il soggetto uno. In blu, a sinistra, si fa riferimento al sistema X Sens, a destra in rosso al sistema Notch

	Soggetto 1	Soggetto 2	Soggetto 3
Errore abduzione (°)	-21.605 ±6.456	-8.383 ±2.408	8.340 ±2.677
R	0.991	0.998	0.990
p value	1.04155 e-31	7.93723 e-34	5.98047 e-29

Tabella 12: dati quantitativi per l'abduzione della spalla

Flessione ed estensione della spalla

In questo caso, la sequenza di Eulero scelta dal sistema Notch non risulta ottimale. In aggiunta alla rotazione che entrambi i sistemi mostrano nel piano trasversale, il sistema Notch identifica un'errata abduzione molto consistente. La scelta della sequenza di Eulero per la spalla risulta un punto fortemente critico, bisogna per altro considerare che si tratta di un'articolazione molto compessa, che viene qui invece semplificata, e che presenta ROM molto elevati su tutti gli assi di rotazione. La sequenza scelta per X Sens è la ZYX. Bisogna inoltre sottolineare che solo il soggetto uno ha propriamente eseguito il movimento di estensione, mentre il soggetto due lo ha appena accennato ed il soggetto tre ha eseguito solo quello di flessione. Le traslazioni verticali sono qui molto consistenti, probabilmente imputabili anche alle sequenze di Eulero utilizzate, visibilmente diverse, oltre che ad un probabile fenomeno di deriva (questo movimento viene eseguito circa a due minuti e mezzo dall'inizio della prova).

Una volta isolate e traslate le tracce, è evidente ancora una volta come l'errore minore si riscontri quando il soggetto compie i movimenti in successione, senza pause tra le ripetizioni, dando origine ad un segnale sinusoidale molto regolare. Diversamente, come confermato dai dati quantitativi,

l'errore diventa tanto più rilevante tanto più frequenti sono le deviazioni dalla sinusoida (pause tra ripetizioni, preparazione del movimento). La correlazione tuttavia si mantiene ottima.

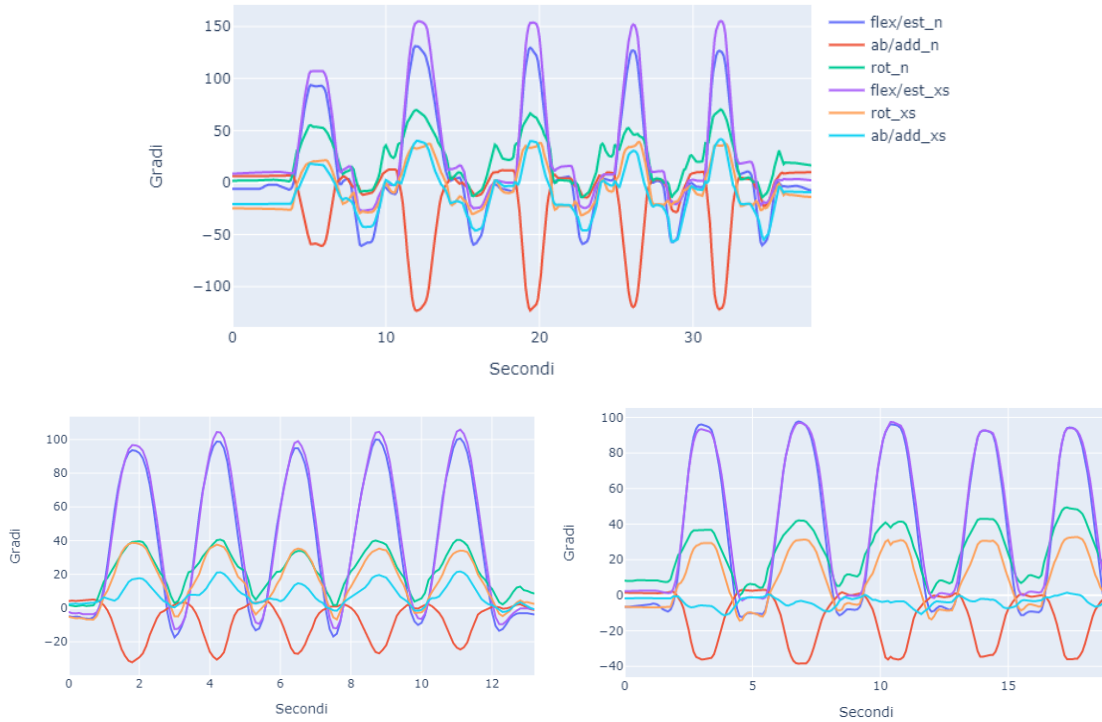


Figura 65: andamento dell'angolo nel tempo nei tre piani, per i due sistemi. Procedendo dall'alto e da sinistra si considerano i soggetti 1, 2, 3

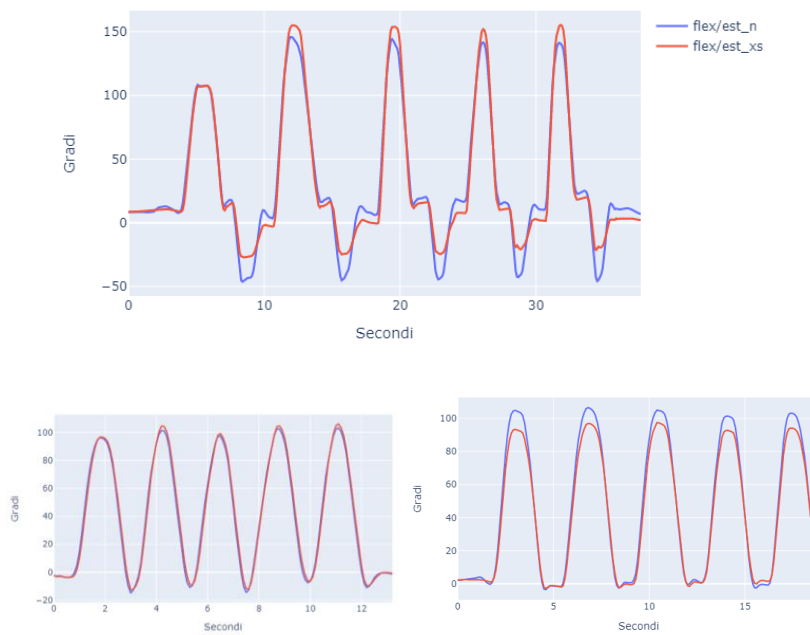


Figura 66: andamento dell'angolo nel tempo. Procedendo dall'alto e da sinistra si considerano i soggetti 1, 2, 3

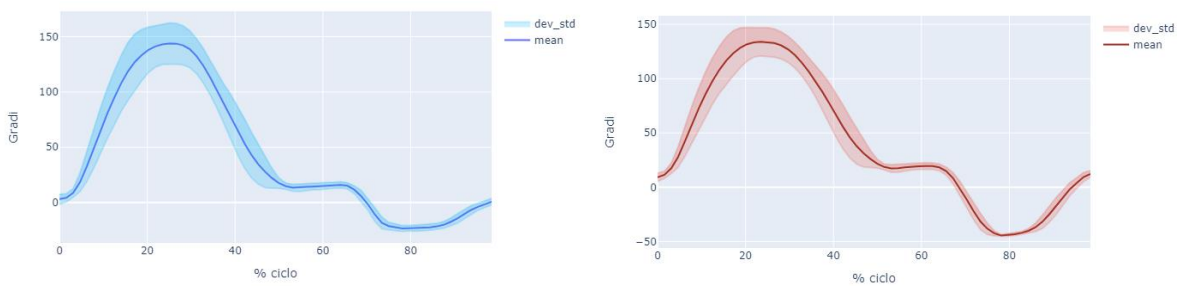


Figura 67: andamento medio delle ripetizioni per il soggetto uno. In blu, a sinistra, si fa riferimento al sistema X Sens, a destra in rosso al sistema Notch

	Soggetto 1	Soggetto 2	Soggetto 3
Errore flessione (°)	14.865 ±8.668	3.601 ±1.479	-9.475
Errore estensione (°)	24.959 ±2.436	-2.205 ±0.593	x
r_{sp}	0.994	0.993	0.996
p value	2.60972 e-61	6.65921 e-24	6.51544 e-31

Tabella 13: dati quantitativi per la flessione ed estensione della spalla

Flessione del gomito

Per la flessione del gomito possiamo subito osservare che entrambi i sistemi mostrano rotazioni anche su assi diversi da quello principale, mentre il comportamento relativo alla flessione sembra piuttosto coerente. Il sistema Notch non riporta la rotazione sul terzo asse (che in teoria dovrebbe essere nulla ma a causa della scomposizione della matrice di rotazione può non esserlo, come vediamo per il sistema X Sens dal segnale in viola). La sequenza di Eulero scelta per il sistema X Sens è la ZXY. Per quanto riguarda la traslazione verticale, sembrerebbe essere piuttosto ridotta: questo potrebbe essere imputabile alle sequenze di Eulero scelte. Come si può supporre dall'analisi qualitativa, gli errori risultano piuttosto contenuti (ad eccezione del soggetto numero tre dove siamo intorno agli otto gradi) e la correlazione molto buona, come per tutti gli altri casi osservati fino ad ora.

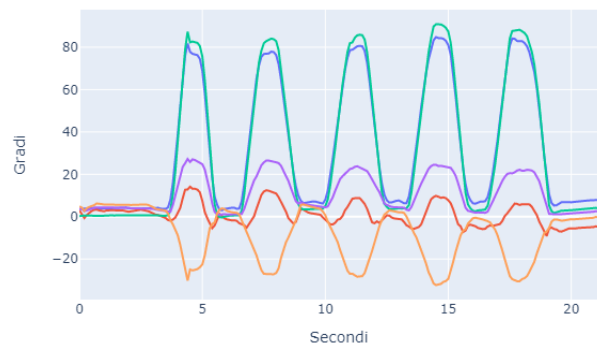
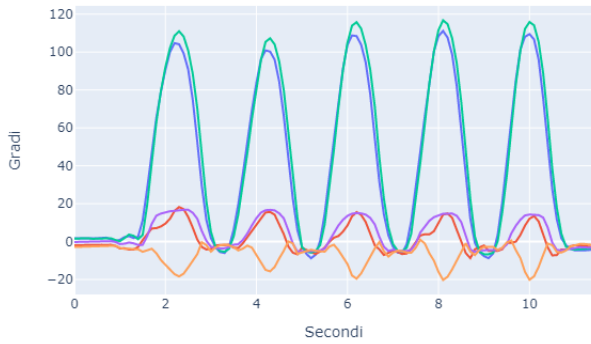
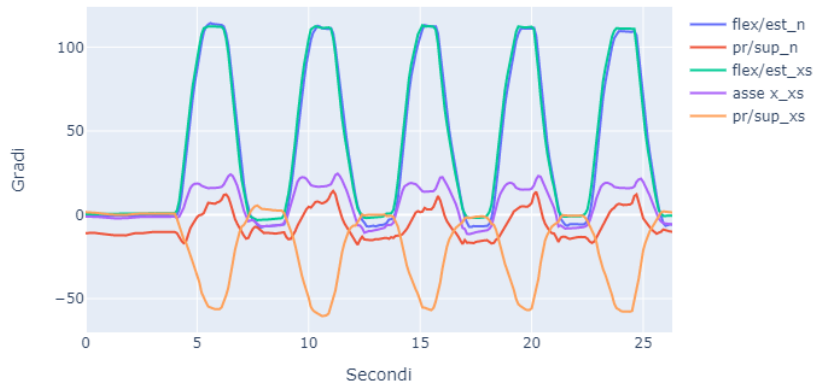


Figura 68: andamento dell'angolo nel tempo nei tre piani, per i due sistemi. Procedendo dall'alto e da sinistra si considerano i soggetti 1, 2, 3

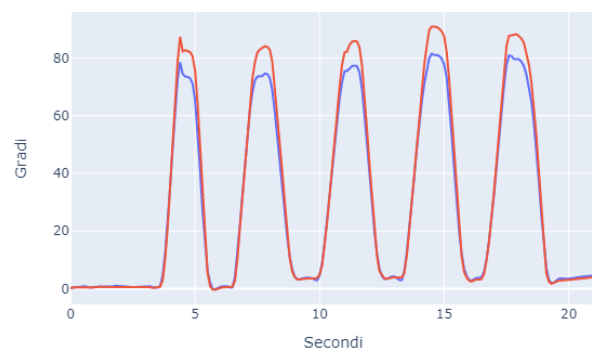
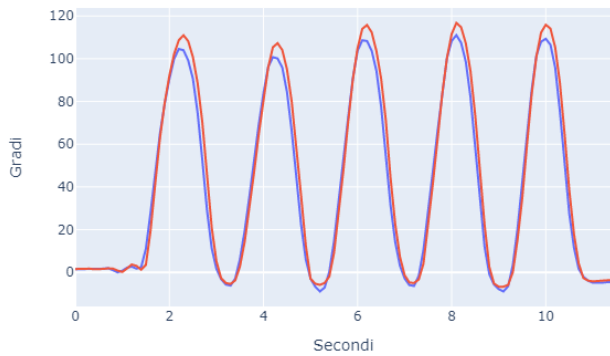
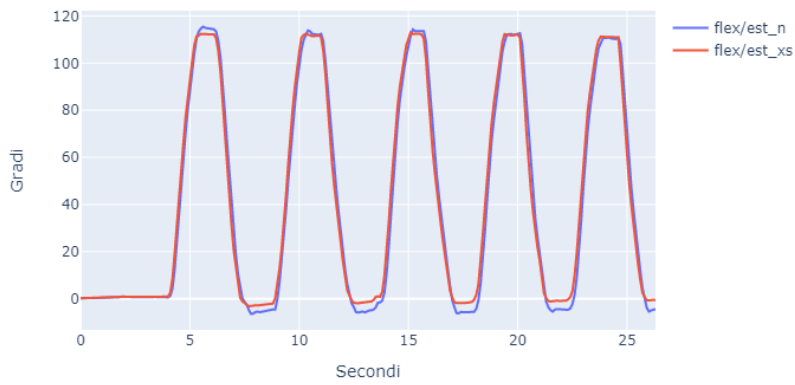


Figura 69: andamenti dell'angolo nel tempo. Procedendo dall'alto e da sinistra si considerano i soggetti 1, 2, 3

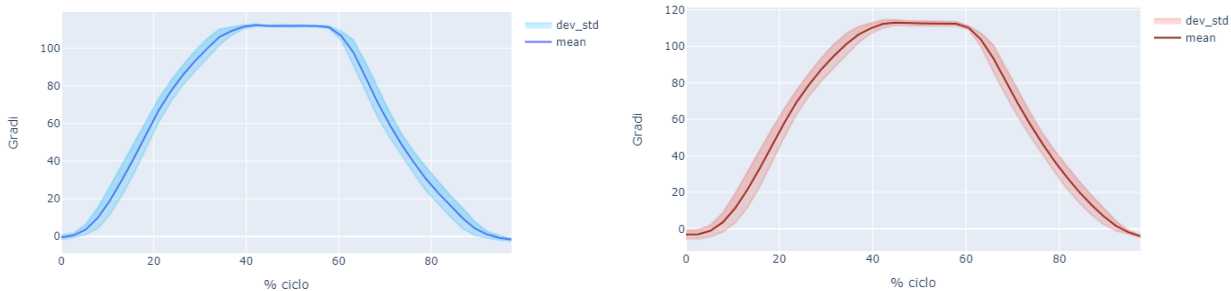


Figura 70: andamento medio delle ripetizioni per il soggetto uno. In blu, a sinistra, si fa riferimento al sistema X Sens, a destra in rosso al sistema Notch

	Soggetto 1	Soggetto 2	Soggetto 3
Errore flessione (°)	-3.833 ±0.467	5.226 ±1.320	8.441 ±0.602
r_{sp}	0.986	0.991	0.991
p value	7.53581 e-30	3.64232 e-17	2.15475 e-24

Tabella 14: dati quantitativi per la flessione del gomito

Pronazione e supinazione dell'avambraccio

Per questo movimento si osserva subito come le rotazioni sugli assi diversi dal principale siano minime, con una flessione dell'avambraccio di circa 90 gradi, correttamente restituita dai due sistemi (non è perfettamente un angolo retto in quanto la posizione di partenza del soggetto era già probabilmente leggermente flessa in fase di calibrazione). In questo caso i ROM sono minori e la morfologia del movimento leggermente più variabile (come testimoniano le maggiori deviazioni standard). Il fatto che il movimento non parta da zero gradi è imputabile alla posizione del soggetto in fase di calibrazione, tuttavia la traslazione verticale tra le tracce dei due sistemi è consistente, a causa probabilmente di una diversa sequenza di Eulero utilizzata. Per X Sens è stata scelta la sequenza ZXY. Considerando i dati quantitativi, possiamo confermare la presenza di un errore piuttosto contenuto in termini assoluti ma che diventa leggermente più rilevante se considerato rispetto all'entità del ROM che caratterizza questo movimento. Anche la correlazione, seppure molto alta, risulta un po' meno soddisfacente rispetto ai precedenti movimenti.

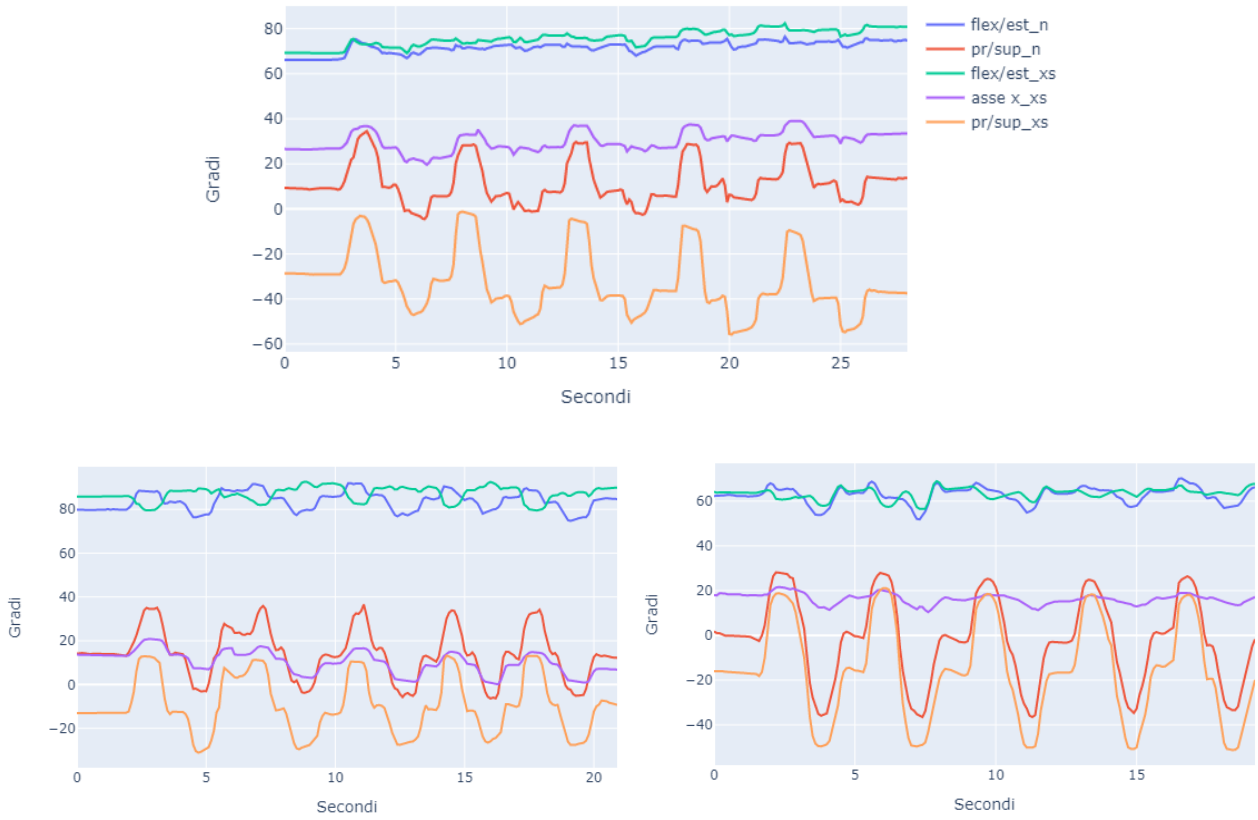


Figura 71: andamento dell'angolo nel tempo nei tre piani, per i due sistemi. Procedendo dall'alto e da sinistra si considerano i soggetti 1, 2, 3

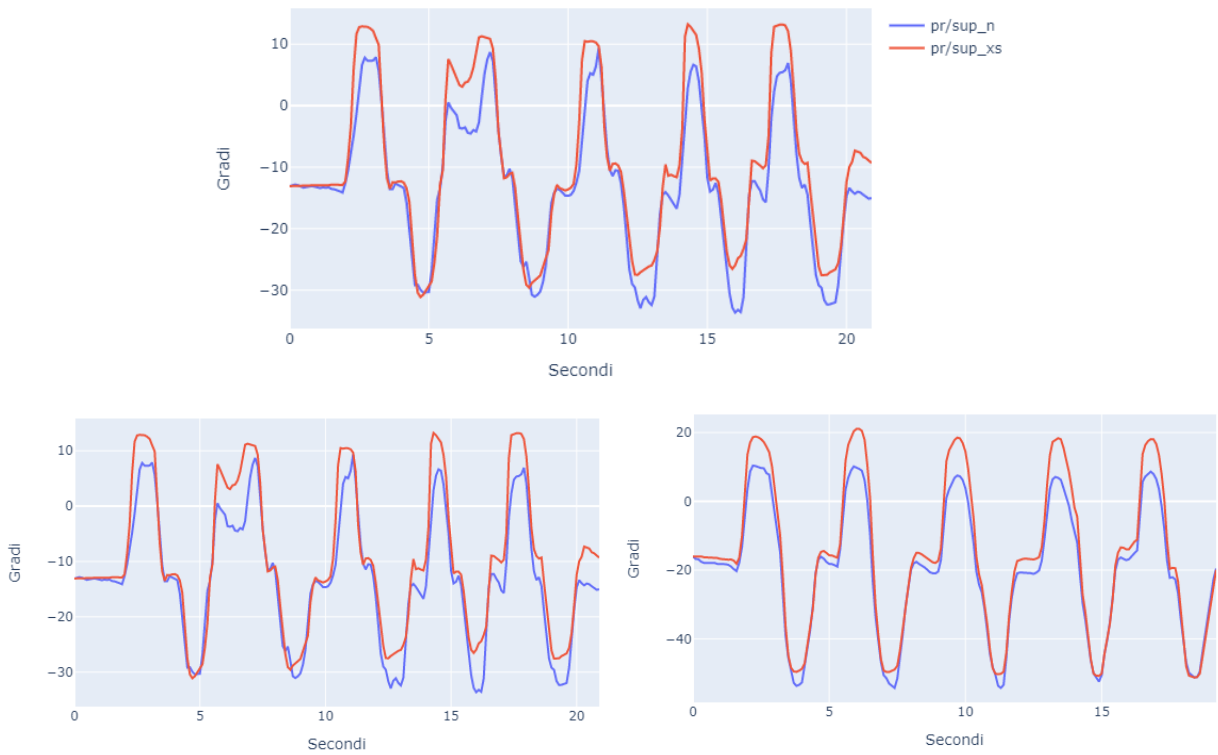


Figura 72: andamento dell'angolo nel tempo. Procedendo dall'alto e da sinistra si considerano i soggetti 1, 2, 3

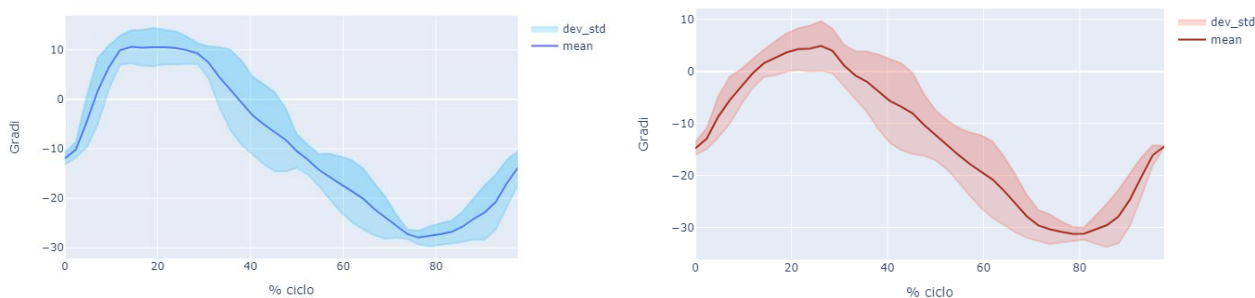


Figura 73: andamento medio delle ripetizioni per il soggetto uno. In blu, a sinistra, si fa riferimento al sistema X Sens, a destra in rosso al sistema Notch

	Soggetto 1	Soggetto 2	Soggetto 3
Errore pronazione (°)	6.763 ±3.963	1.490 ±1.362	7.230 ±0.846
Errore supinaz. (°)	-3.393 ±2.445	0.326 ±2.148	-0.040 ±2.114
r_{sp}	0.953	0.988	0.997
p value	1.9372 e-23	3.40592 e-34	3.88095 e-35

Tabella 15: dati quantitativi per la pronazione e supinazione dell'avambraccio

Flessione ed estensione del polso

Questo movimento è caratterizzato da un'evidente presenza di rotazioni sugli assi diversi da quello principale. Tuttavia, mentre per il sistema X Sens, per il quale è stata utilizzata una sequenza ZYX, sono relativamente contenute, ad eccezione del primo soggetto, per il sistema Notch viene identificata una deviazione del polso di entità rilevante per tutti e tre i soggetti. Inoltre, le traslazioni verticali sono evidenti.

Una volta traslate e isolate le tracce l'errore risulta però essere minimo (ad eccezione dell'estensione del primo soggetto) e la correlazione pienamente soddisfacente.

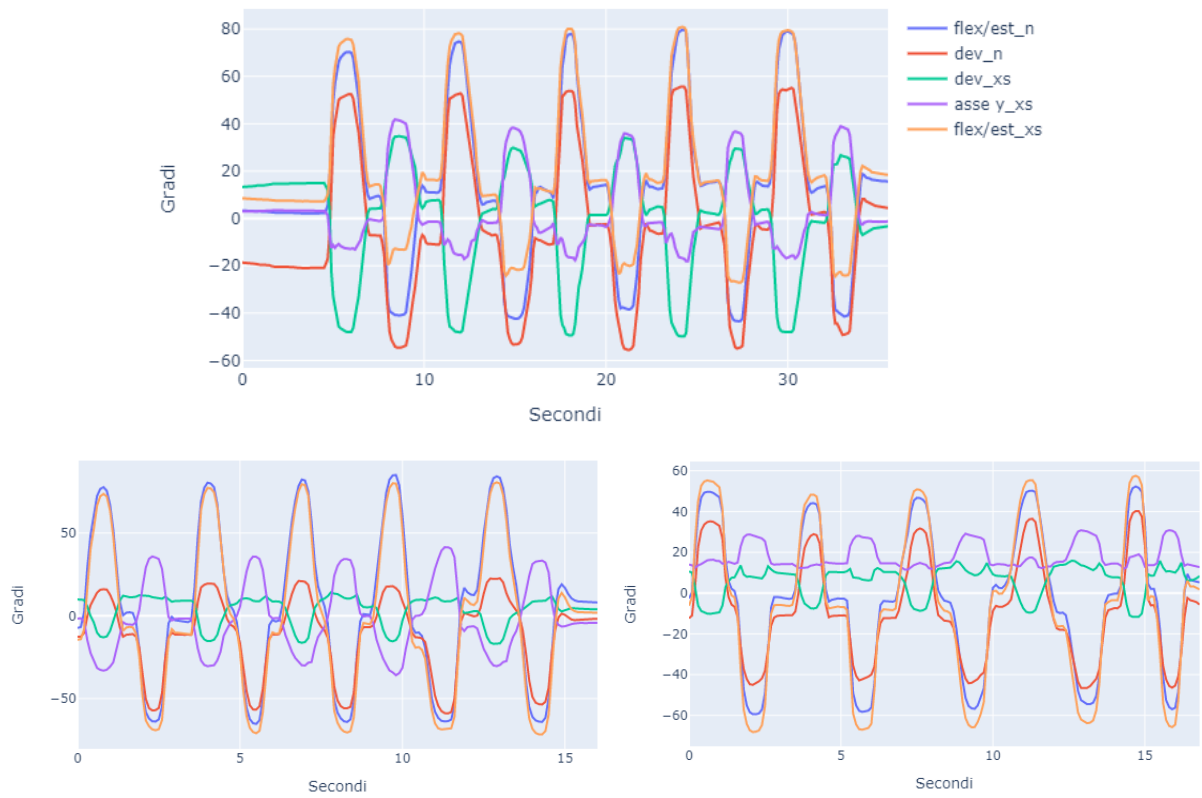


Figura 74: andamento dell'angolo nel tempo nei tre piani, per i due sistemi. Procedendo dall'alto e da sinistra si considerano i soggetti 1, 2, 3

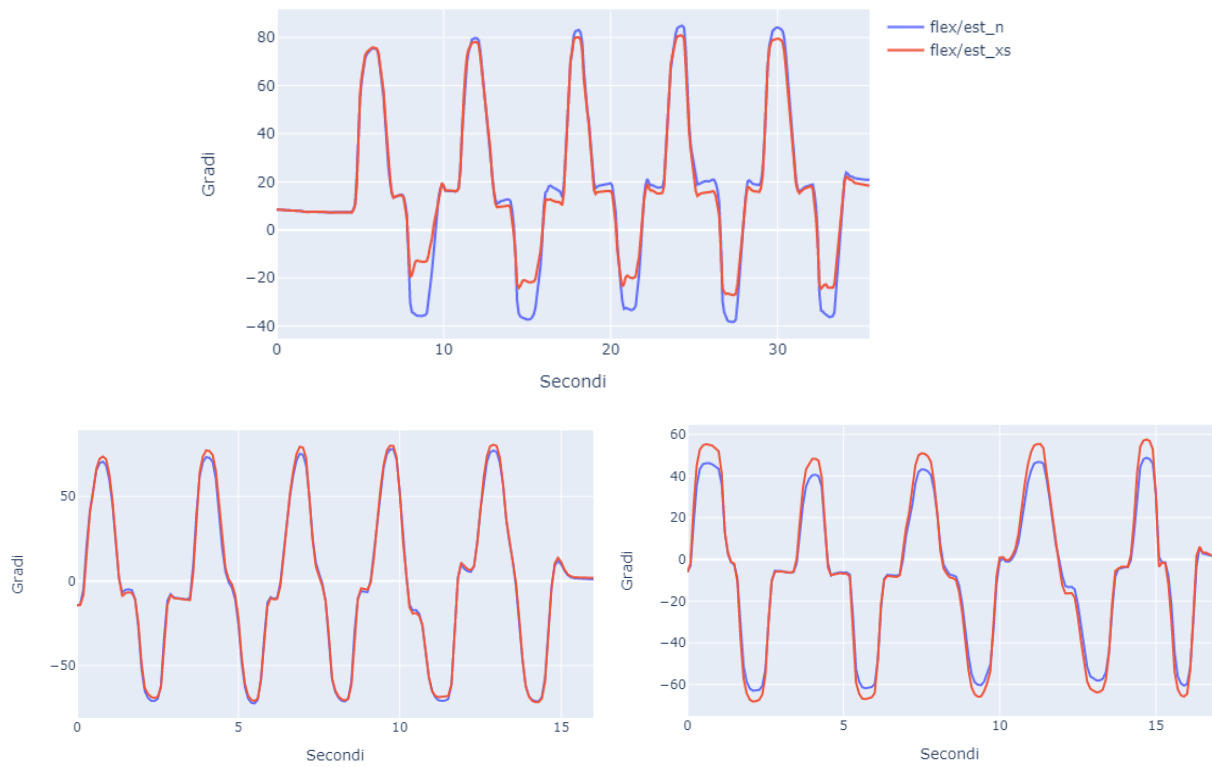


Figura 75: andamento dell'angolo nel tempo. Procedendo dall'alto e da sinistra si considerano i soggetti 1, 2, 3

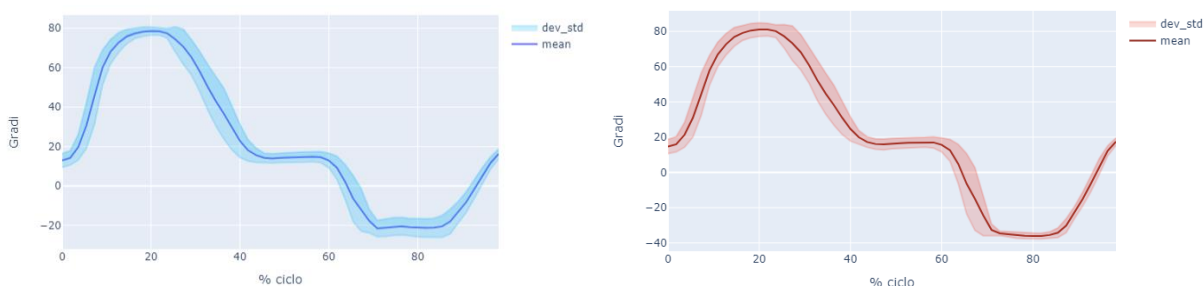


Figura 76: andamento medio delle ripetizioni per il soggetto uno. In blu, a sinistra, si fa riferimento al sistema X Sens, a destra in rosso al sistema Notch

	Soggetto 1	Soggetto 2	Soggetto 3
Errore flessione (°)	-0.855 ±0.987	3.341 ±1.732	8.343 ±0.5287
Errore estensione (°)	14.788 ±1.612	1.588 ±2.430	-4.297 ±0.1.147
r_{sp}	0.995	0.998	0.998
p value	6.21727 e-55	1.07733 e-35	2.78861 e-41

Tabella 16: dati quantitativi per la flessione ed estensione del polso

Deviazione del polso

Questo movimento rappresenta un caso particolarmente rilevante in quanto la scelta della sequenza di Eulero da parte del sistema compromette la corretta identificazione del movimento sull'asse principale. In particolare, deviazione radiale e ulnare risultano invertite per il sistema Notch mentre il sistema X Sens, per il quale è stata utilizzata la sequenza ZYX, identifica correttamente il movimento, con rotazioni relativamente limitate sugli altri assi. Le tracce relative alla deviazione sono state quindi non solo isolate e traslate ma anche invertite di segno. Una volta eseguita questa trasformazione, è stata eseguita l'analisi quantitativa che mostra errori di media entità e una correlazione buona, seppure di poco inferiore rispetto ad altri movimenti.

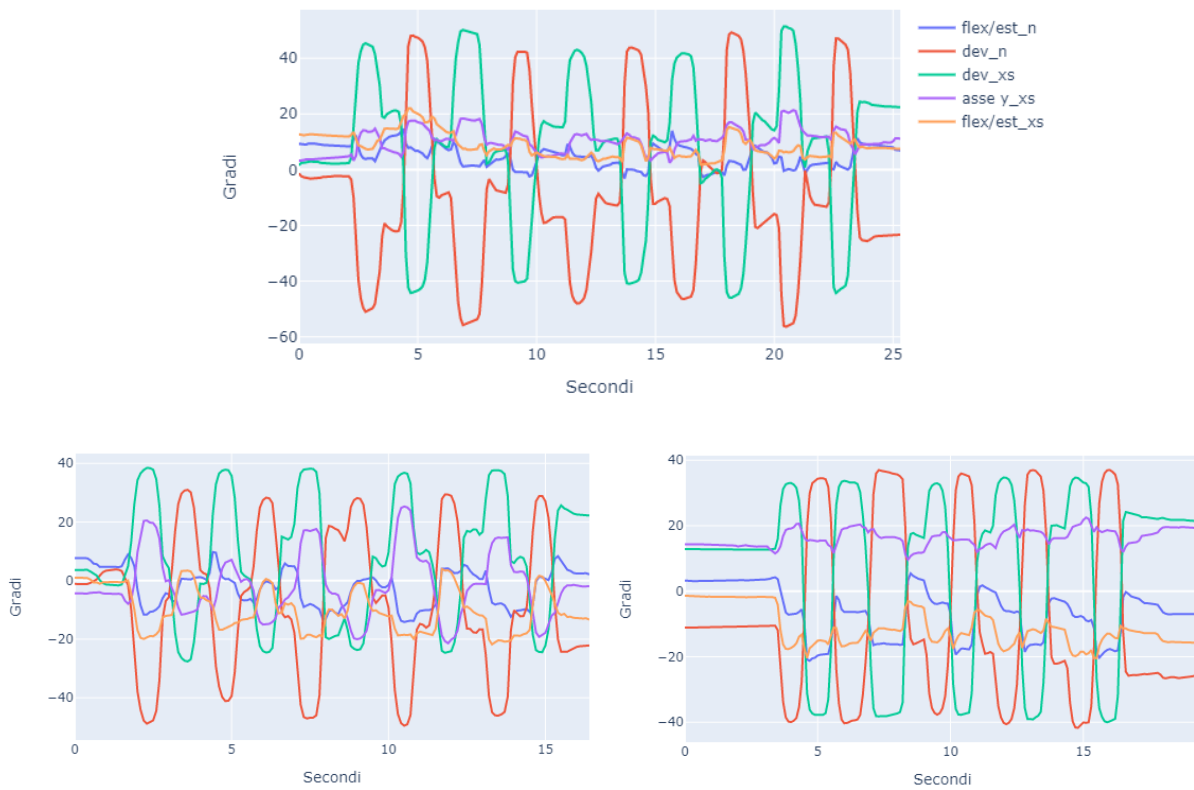


Figura 77: andamento dell'angolo nel tempo nei tre piani, per i due sistemi. Procedendo dall'alto e da sinistra si considerano i soggetti 1, 2, 3

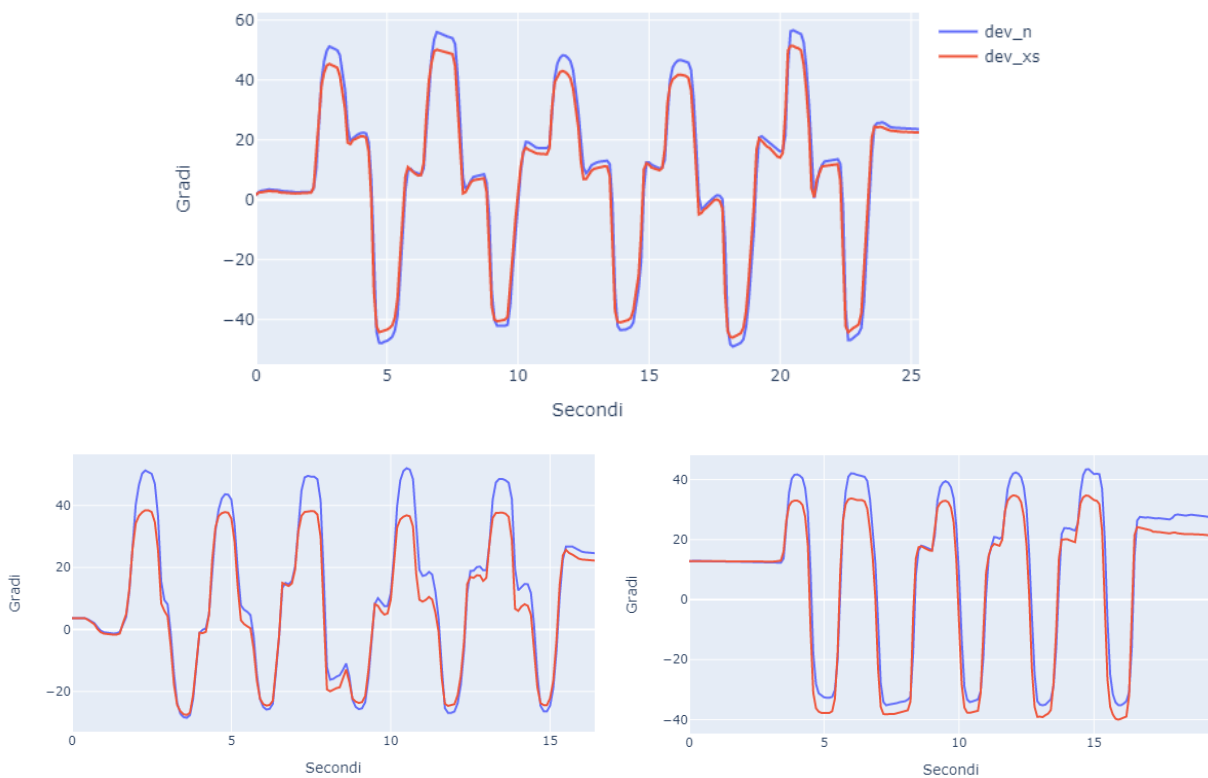


Figura 78: andamento dell'angolo nel tempo. Procedendo dall'alto e da sinistra si considerano i soggetti 1, 2, 3

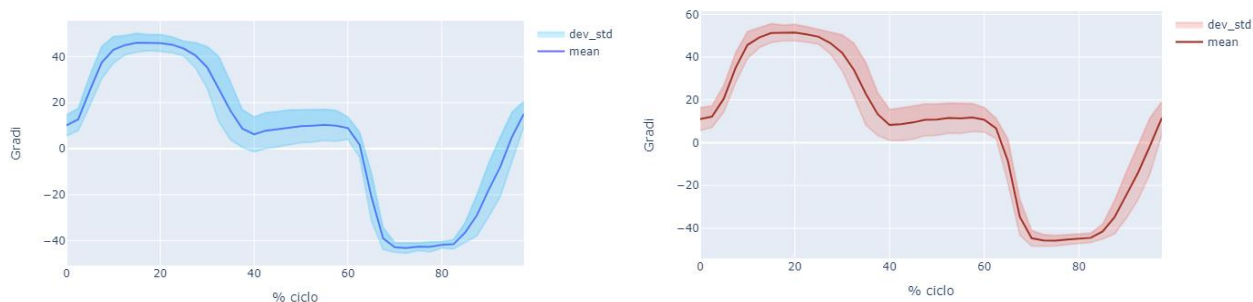


Figura 79: andamento medio delle ripetizioni per il soggetto uno. In blu, a sinistra, si fa riferimento al sistema X Sens, a destra in rosso al sistema Notch

	Soggetto 1	Soggetto 2	Soggetto 3
Errore dev.radiale (°)	-4.474 ±1.129	-9.724 ±2.996	-7.022 ±1.946
Errore dev. ulnare (°)	4.312 ±0.680	8.717 ±3.493	-3.094 ±1.739
r_{sp}	0.984	0.996	0.989
p value	4.17322 e-30	1.46988 e-26	8.90364 e-24

Tabella 17: dati quantitativi per la deviazione del polso

3.2 Movimento complesso

Spalla

Consideriamo in primo luogo l'articolazione principalmente coinvolta, ovvero la spalla. La trattazione viene condotta in modo analogo ai movimenti precedenti per ciascuno dei tre piani considerati.

In figura 80 sono rappresentati i tre piani di movimento allo stesso tempo. La sequenza di Eulero utilizzata per la spalla è ZYX. Gli offset verticali sono più o meno evidenti per i diversi soggetti.

Partendo dal piano sagittale, possiamo osservare come la flessione sia identificata correttamente da entrambi i sistemi. Osservando le tracce traslate ed isolate è però evidente un errore molto rilevante per il soggetto numero due. L'errore per i soggetti numero uno e tre è invece presente ma di minore entità. Le osservazioni sono confermate dai dati quantitativi, che riportano comunque l'elevata correlazione che ha contraddistinto circa la totalità delle tracce considerate fino ad ora. In due casi su tre l'errore da parte del sistema Notch è di sovrastima.

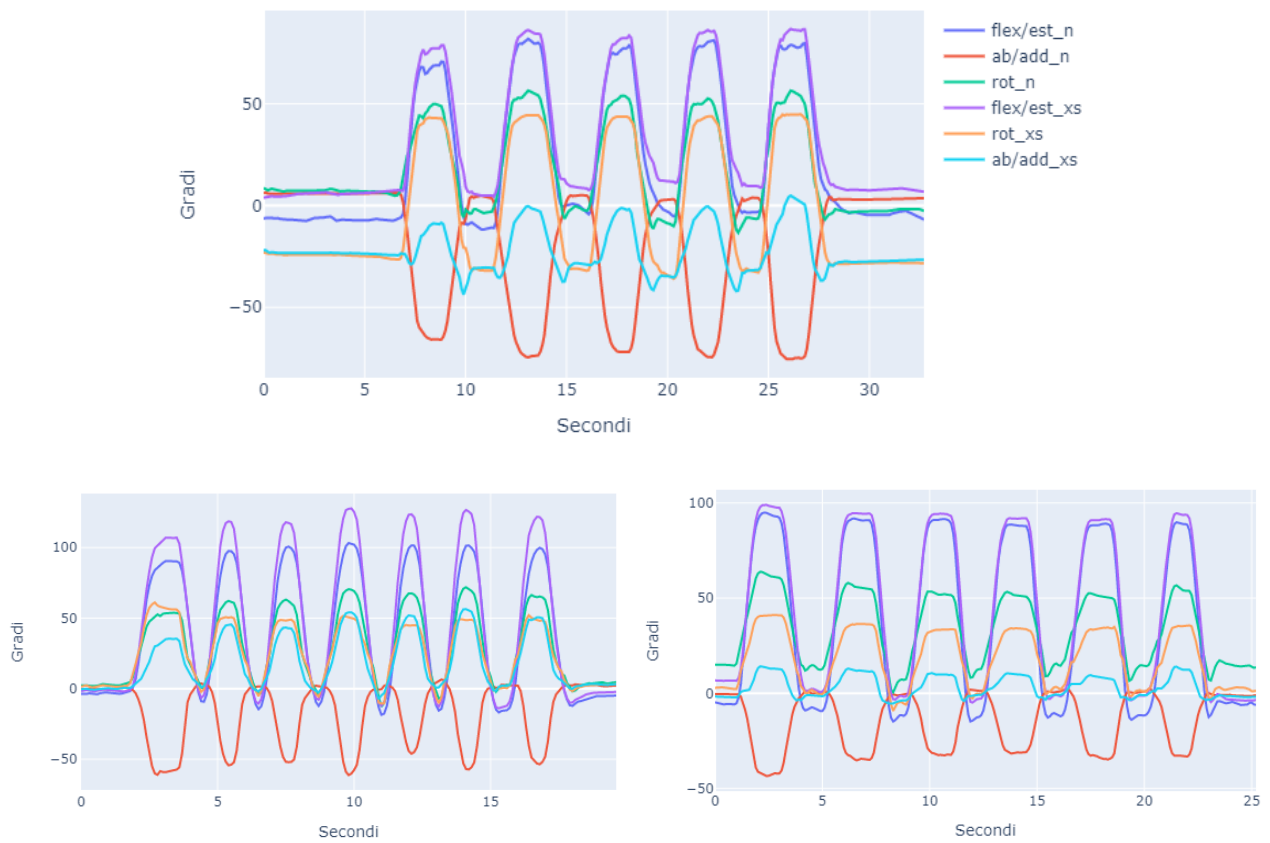


Figura 80: andamento dell'angolo nel tempo nei tre piani, per i due sistemi. Procedendo dall'alto e da sinistra si considerano i soggetti 1, 2, 3

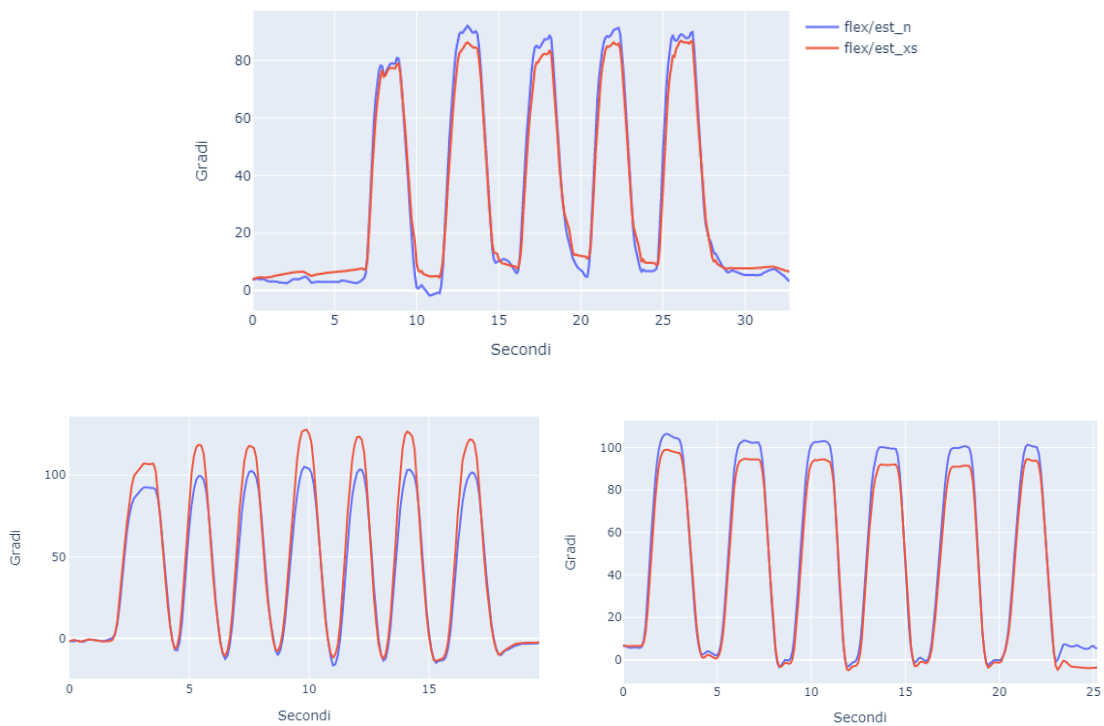


Figura 81: andamento dell'angolo nel tempo. Procedendo dall'alto e da sinistra si considerano i soggetti 1, 2, 3

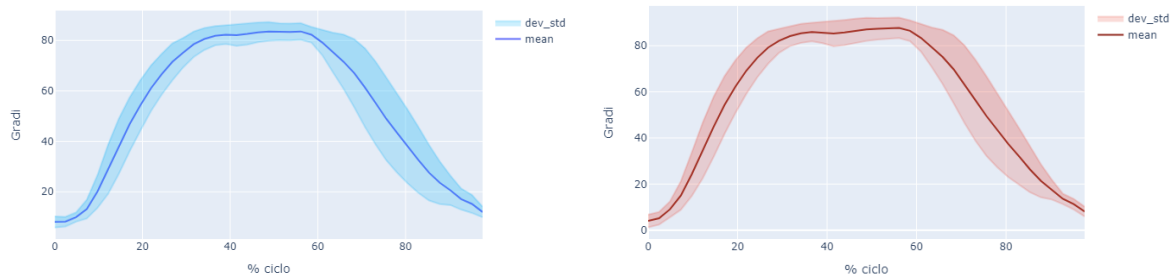
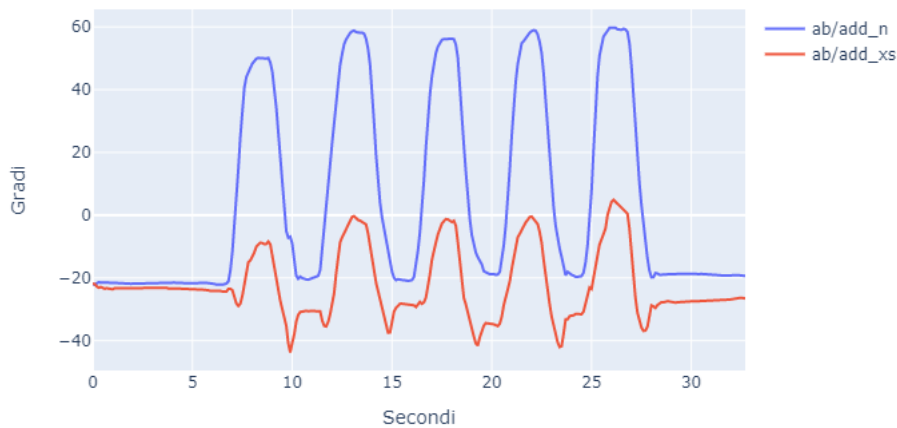


Figura 82: andamento medio delle ripetizioni per il soggetto uno. In blu, a sinistra, si fa riferimento al sistema X Sens, a destra in rosso al sistema Notch

	Soggetto 1	Soggetto 2	Soggetto 3
Errore flessione (°)	-8.261 ±2.452	17.136 ±3.130	-6.915 ±1.033
r_{sp}	0.994	0.991	0.995
p value	1.8363 e-39	2.90070 e-23	4.92547 e-33

Tabella 18: dati quantitativi per la flessione della spalla nel movimento complesso

Per quanto riguarda il movimento di adduzione, come è stato verificato anche tramite analisi video, la sequenza di Eulero scelta dal sistema Notch gioca nuovamente un ruolo rilevante. Infatti, il sistema rileva un movimento di abduzione, non coerente con il gesto compiuto dal soggetto (che sta puntando verso sinistra con il braccio destro). Se, per compiere l'analisi quantitativa, la traccia viene invertita di segno, oltre ad essere isolata e traslata, si osserva come anche il ROM ne risenta. La correlazione tocca invece i valori minimi visti fino ad ora, seppure sia comunque buona. Tuttavia, l'errore è tale, sia per il soggetto uno sia per il soggetto tre, da restituire un dato inadeguato per l'analisi clinica del movimento.



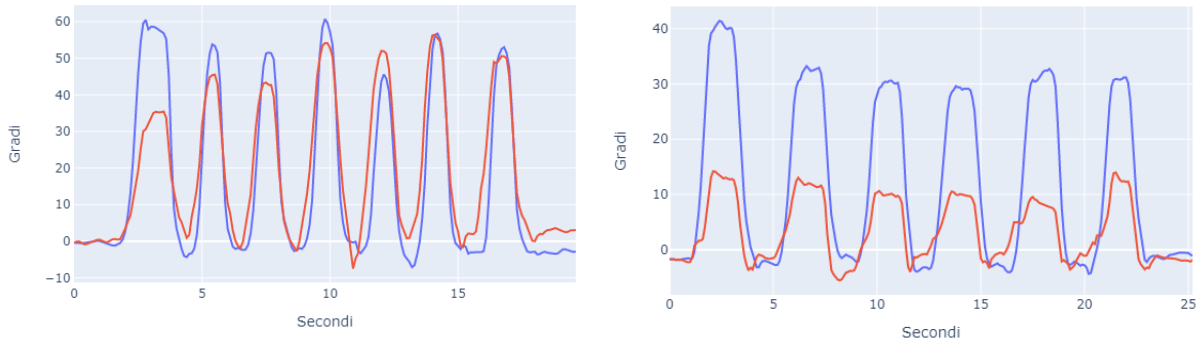


Figura 83: andamento dell'angolo nel tempo. Procedendo dall'alto e da sinistra si considerano i soggetti 1, 2, 3

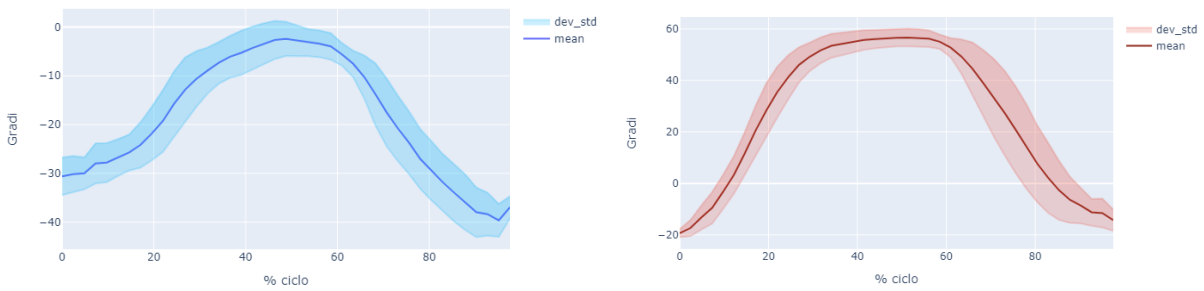


Figura 84: andamento medio delle ripetizioni per il soggetto uno. In blu, a sinistra, si fa riferimento al sistema X Sens, a destra in rosso al sistema Notch

	Soggetto 1	Soggetto 2	Soggetto 3
Errore adduzione (°)	-47.254 ±4.910	-8.553 ±10.303	-21.84 ±2.842
r_{sp}	0.970	0.990	0.911
p value	1.58803 e-25	6.47806 e-23	1.81417 e-13

Tabella 19: dati quantitativi per l'adduzione della spalla nel movimento complesso

La rotazione della spalla presenta segni coerenti per i due sistemi ma i ROM presentano errori consistenti e la morfologia del segnale varia leggermente tra gli stessi, come mostrato da una correlazione minore rispetto al piano principale di movimento. In generale, si conferma in questa analisi come la rotazione che più caratterizza il movimento nel suo insieme (in questo caso la flessione) sia ben rappresentata dal sistema, mentre sugli altri piani l'output dei due sistemi sia meno congruente, includendo anche alcuni errori di segno.

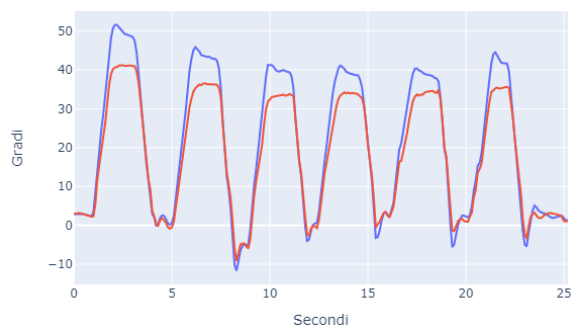
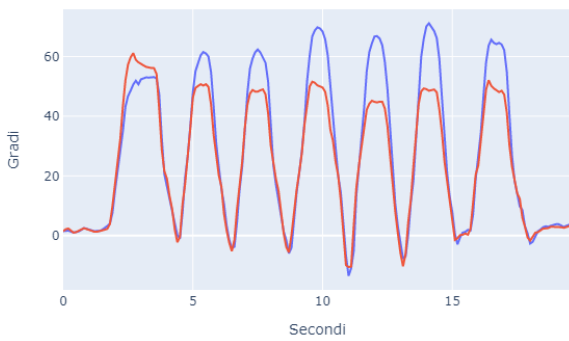
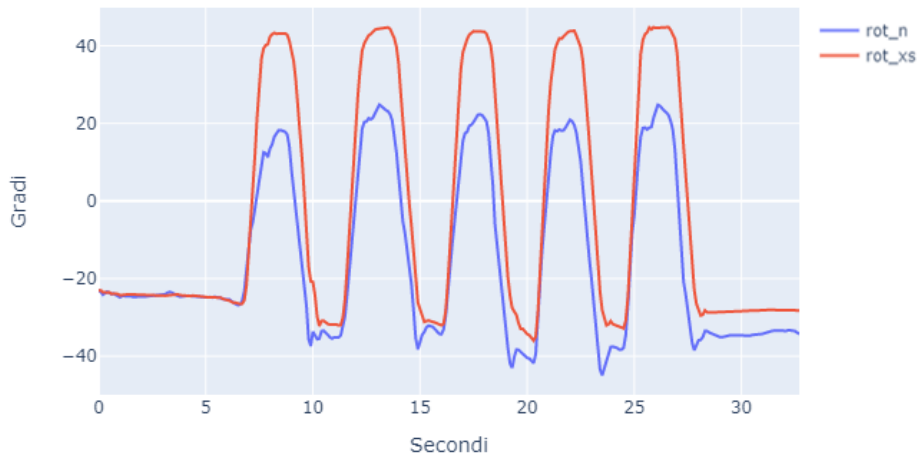


Figura 85: andamento dell'angolo nel tempo. Procedendo dall'alto e da sinistra si considerano i soggetti 1, 2, 3

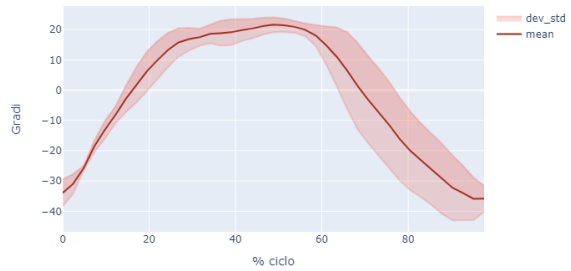
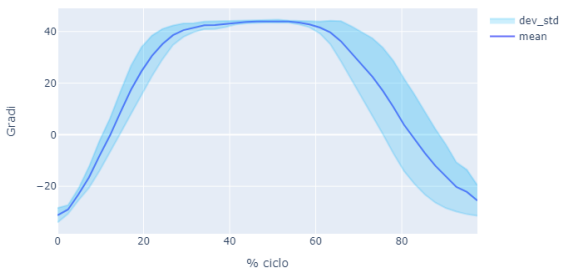


Figura 86: andamento medio delle ripetizioni per il soggetto uno. In blu, a sinistra, si fa riferimento al sistema X Sens, a destra in rosso al sistema Notch

	Soggetto 1	Soggetto 2	Soggetto 3
Errore rot. interna (°)	19.234 ±3.292	-14.616 ±9.296	-7.156 ±1.412
r_{sp}	0.977	0.981	0.917
p value	1.00236 e-27	2.40247 e-19	6.39020 e-14

Tabella 20: dati quantitativi per la rotazione della spalla nel movimento complesso

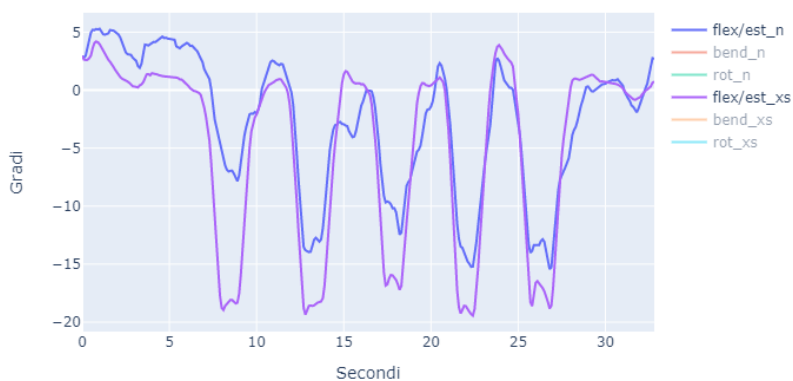
Altre articolazioni

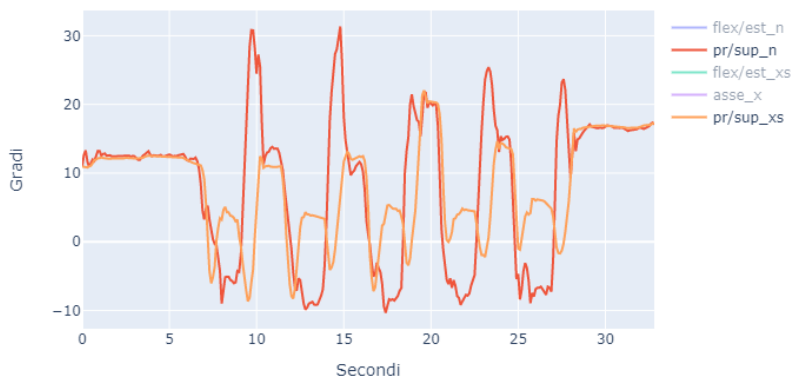
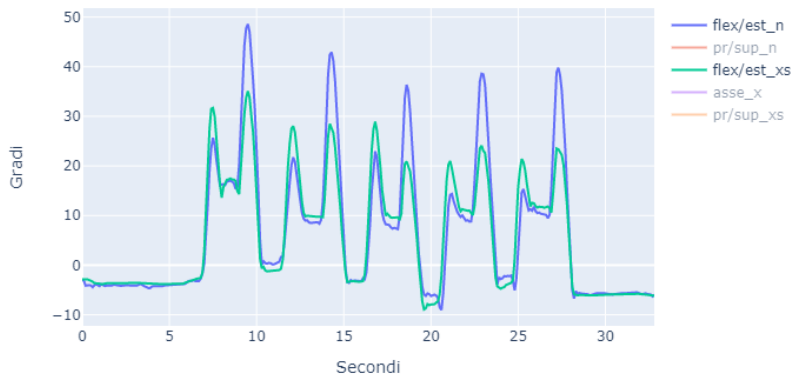
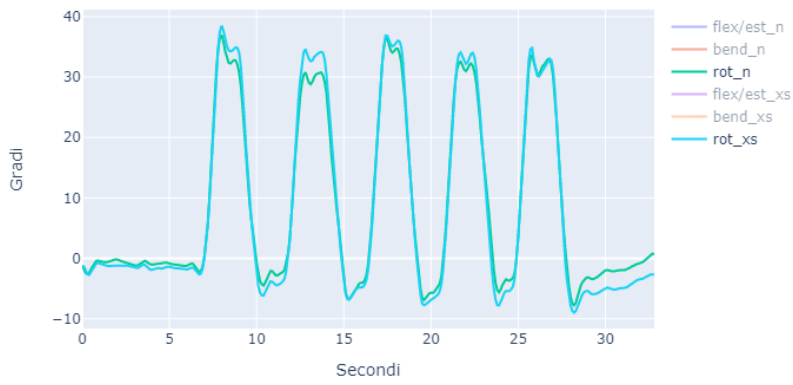
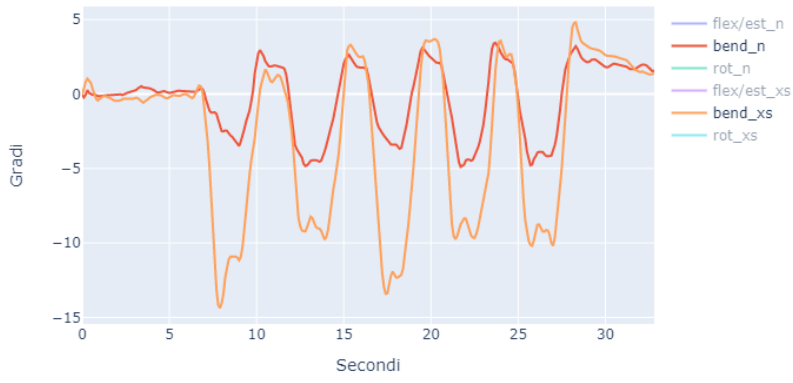
Per quanto riguarda le altre articolazioni sono riportati in tabella 22 i risultati della correlazione sull'intera traccia. È evidente dagli indici che la correlazione è molto spesso poco soddisfacente. Sono evidenziati in giallo i casi in cui quest'ultima risulta particolarmente bassa. Per quanto riguarda le sequenze di Eulero utilizzate sono ZXY per tronco e gomito, ZYX per il polso. In un unico caso, ovvero il bending del tronco del soggetto due, è stato cambiato il segno della traccia di X Sens, in quanto da analisi video sembrava più corretto un bending sinistro. Bisogna sottolineare tuttavia che i ROM sono in molti casi ridotti e il segnale presenta spesso una morfologia più complessa, con variazioni di direzione più frequenti, frutto dei continui aggiustamenti che il soggetto compie per mantenere la traiettoria durante il movimento. Inoltre, ogni soggetto era libero di compiere il gesto in modo spontaneo: la realizzazione del gesto può essere dunque diversificata.

	Soggetto 1		Soggetto2		Soggetto3	
	r_{sp}	p value	r_{sp}	p value	r_{sp}	p value
<i>Flex/est tronco</i>	0.849	1.65471 e-92	0.715	4.24248 e-32	-0.321	1.84480 e-07
<i>Bending tronco</i>	0.893	9.29950 e-116	0.526	1.92035 e-15	-0.241	0.00010
<i>Rotazione tronco</i>	0.977	2.19962 e-221	0.907	5.21885 e-75	0.938	5.53430 e-118
<i>Flex/est gomito</i>	0.951	1.04765 e-168	0.435	1.66017 e-10	0.255	3.95709 e-05
<i>Pron/sup avamb.</i>	0.432	1.95371 e-16	-0.263	0.00019	0.962	1.19698 e-143
<i>Flex/est polso</i>	0.855	3.29668 e-95	0.609	2.36745 e-21	-0.270	1.36219 e-05
<i>Deviazione polso</i>	0.243	7.94363 e-06	0.891	7.11428 e-69	0.791	2.12318 e-55

Tabella 21: correlazione di Spearman per i diversi piani/diverse articolazioni nel movimento complesso

Sono riportati a titolo esemplificativo i segnali relativi al soggetto uno.





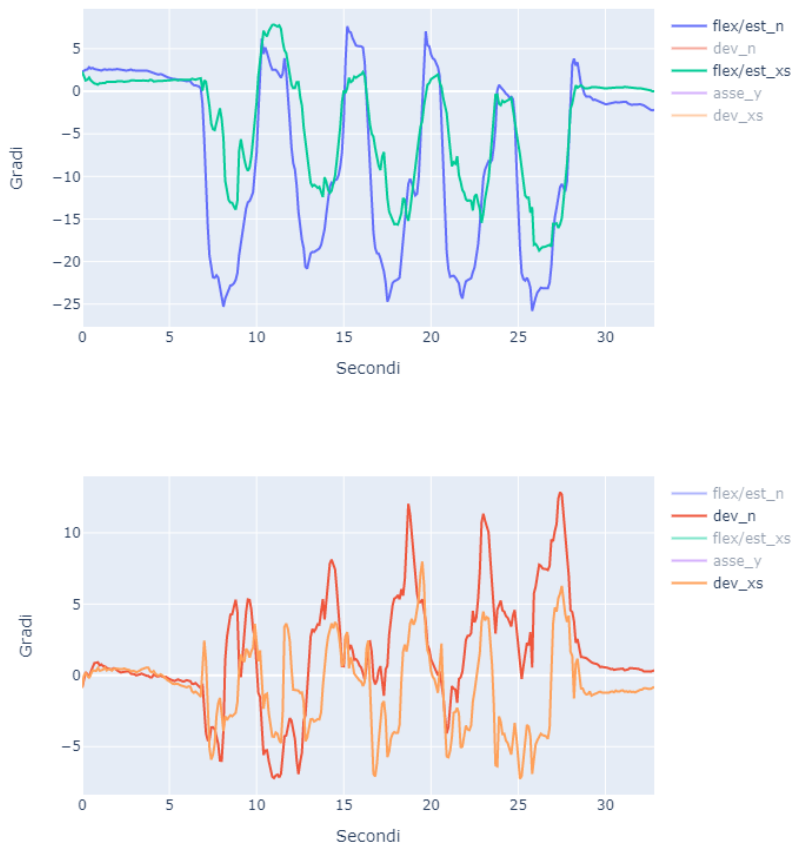


Figura 87: andamento dell'angolo per il movimento complesso. Dall'alto verso il basso: flessione/estensione, bending laterale e rotazione del tronco, flessione/estensione del gomito, prono-supinazione dell'avambraccio, flessione/estensione e deviazione del polso.

3.3 Andamento dell'errore nel tempo ed al variare del ROM, analisi sovrastima e sottostima

Possiamo considerare per ciascun soggetto 19 movimenti (considerando come movimenti separati le due direzioni diverse di movimento). Aggiungendo i tre piani di rotazione analizzati per la spalla nel movimento complesso, si ottengono 21 casi nei quali è stato identificato l'errore sui picchi, per ciascun soggetto. Dal momento che i soggetti analizzati sono stati tre, si raggiunge un totale di 63 casi. Per ciascun caso è stato analizzato, come indicato precedentemente, l'andamento dell'errore rispetto alle cinque ripetizioni del movimento tramite retta di regressione lineare con metodo dei minimi quadrati. È stato ricavato un plot dei dati come in figura 88 per ciascun caso, con annesso R^2 .

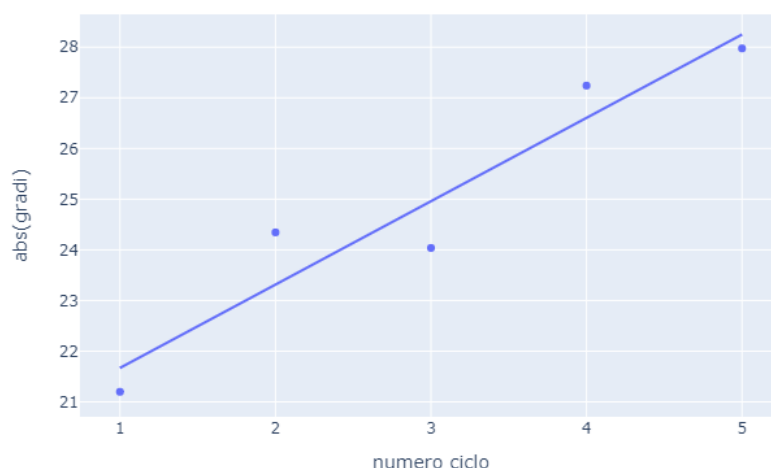


Figura 88: andamento dell'errore in cicli consecutivi. Qui riportato il caso di estensione della spalla del soggetto uno.
 $R^2 = 0,912$

L'indagine non ha tuttavia identificato una tendenza dell'errore a crescere su un periodo di cinque ripetizioni dei movimenti. Infatti, tale tendenza è stata osservata con una retta di regressione crescente avente R^2 superiore a 0.7 solo in 4 casi su 63 (6,3% dei casi). In 9 casi (14,3% del totale) è stata addirittura identificata una tendenza inversa dell'errore a decrescere sulle cinque ripetizioni, come mostrato da rette di regressione con pendenza negativa ed R^2 superiore a 0.7.

Sarebbe tuttavia interessante in sviluppi futuri del progetto eseguire test sul lungo termine e non solo sulle cinque ripetizioni.

Per quanto riguarda l'andamento dell'errore rispetto all'ampiezza del ROM, è stato considerato il valore assoluto del range, indipendentemente dalla direzione. I casi totali da analizzare erano quindi 39 (13 per soggetto, 10 relativi ai movimenti su un solo piano e i tre piani del movimento complesso per la spalla). L'interpolazione con polinomiale di secondo grado ha mostrato un andamento crescente con R^2 superiore a 0.7 in 7 casi su 39 (17,9% dei casi). In un caso si è verificata la tendenza opposta ed in un altro caso sono stati registrati valori di errore maggiori per valori intermedi di ROM. In figura 89 è mostrato uno dei casi in cui la ricerca ha dato esito positivo (è stata considerata la curva di secondo grado che meglio rispecchiava l'andamento dei dati).

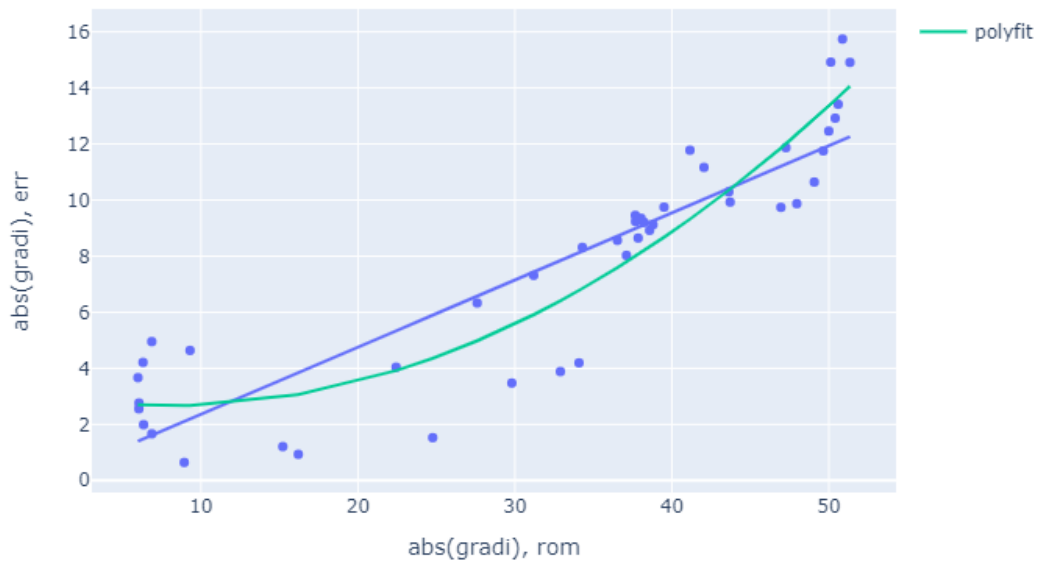


Figura 89: esempio di andamento del valore assoluto dell'errore al crescere del ROM. A titolo esemplificativo, viene riportato il caso della pronazione e supinazione dell'avambraccio del soggetto uno, $R^2 = 0,868$ (polinomiale di secondo grado)

Infine, è stata considerata l'eventualità che esistesse una tendenza del sistema Notch a sottostimare o sovrastimare i ROM. Sono stati considerati quindi gli errori medi sui picchi precedentemente riportati ed è risultato che il ROM misurato dal sistema Notch è superiore a quello rilevato da sistema X Sens nel 58,1% dei casi, mentre nei restanti avviene il contrario.

3.4 Ranges of motion

Al termine di questa analisi, vengono qui riportate alcune considerazioni sui ROM osservati. In questo caso è stato necessario sfruttare l'ausilio di videoregistrazioni delle prove e l'osservazione dei grafici per comprendere alcuni ranges che possono sembrare non ammissibili. Bisogna ricordare inoltre che i ROM qui riportati sono da intendersi come variazione di angolo tra l'inizio e la fine del movimento, come spiegato precedentemente (sono di fatto i ROM che sono stati considerati per il calcolo dell'errore tra i due sistemi), e quindi non necessariamente partono dalla posizione neutra ma possono includere angoli di preparazione del movimento.

Analizziamo quindi i vari segmenti e articolazioni facendo riferimento ai dati di normalità reperibile in letteratura. ^[78]

I movimenti del tronco mostrano ranges molto ampi rispetto a quelli di riferimento: in letteratura troviamo come riferimenti per torace che indicano 45° in flessione, 35° in estensione, 35° in

bending e 30° in rotazione. Tuttavia, dall'analisi video risulta che tutti i soggetti hanno istintivamente svolto i movimenti ruotando anche il bacino: per questo motivo le rotazioni misurate dal sensore hanno ampiezza maggiore. Se si tiene conto di questa correzione e si osservano le videoregistrazioni si nota congruenza tra misure ed esecuzione dell'esercizio, a livello qualitativo.

A livello della spalla, nei movimenti su un solo piano, i ranges sono tutti assolutamente ammissibili ad eccezione di alcune estensioni che sembrano superare i valori di riferimento di 45° ma in modo giustificabile tramite l'analisi dei grafici (il valore di partenza non è infatti la posizione neutra, per questo il range risulta aumentato). Nel movimento complesso i limiti di normalità sono generalmente rispettati ad esclusione di alcuni casi di adduzione molto marcata della spalla, in parte per l'inizio del movimento in posizione leggermente abdotta, in parte per la presenza di errori sostenuti a carico del sistema Notch.

L'articolazione del gomito presenta un ROM di flessione sempre ammissibile.

Considerando il polso, possiamo osservare dai grafici che i soggetti si fermavano tra una ripetizione e la successiva in posizione sempre diversa da quella neutra, per questo in flessione, estensione e deviazione entrambi i sistemi riportano dati al di fuori del range di normalità (ovvero 50° di estensione, 60° di flessione, 20° di deviazione radiale e 30° di deviazione ulnare). La pronosupinazione risulta invece sempre in range.

Complessivamente, possiamo affermare che i ranges of motion rilevati da entrambi i sistemi, considerati singolarmente, sono compatibili con quelli di normalità, se valutati con opportune correzioni tramite l'analisi delle videoregistrazioni e dei grafici. In alcuni casi, come quello del tronco dove abbiamo l'aggiunta della rotazione del bacino, possiamo valutare la verosimiglianza con il movimento reale e la compatibilità con i limiti anatomici solo a livello qualitativo, non potendo isolare il contributo del segmento toracico.

	Soggetto 1	Soggetto 2	Soggetto 3
<i>Rotazione destra tronco</i>	91.007 ±4.332	103.374 ±6.161	70.241 ±2.144
<i>Rotazione sinistra tronco</i>	81.484 ±3.407	104.006 ±8.354	85.011 ±5.452
<i>Flessione tronco</i>	83.434 ±0.639	78.724 ±2.564	54.521 ±3.843
<i>Estensione tronco</i>	28.378 ±1.922	33.168 ±3.100	25.995 ±2.034
<i>Bending sinistro tronco</i>	25.915 ±1.559	49.484 ±4.085	36.796 ±1.573
<i>Bending destro tronco</i>	28.698 ±3.051	53.495 ±2.058	40.277 ±5.155

<i>Rotazione interna spalla</i>	41.788 ±4.505	42.161 ±9.177	29.042 ±3.810
<i>Rotazione esterna spalla</i>	19.954 ±1.797	43.918 ±5.510	38.766 ±8.072
<i>Abduzione spalla</i>	141.347 ±7.035	122.774 ±3.022	88.830 ±3.860
<i>Flessione spalla</i>	141.808 ±22.059	107.239 ±4.141	94.661 ±3.049
<i>Estensione spalla</i>	39.493 ±4.050	5.695 ±1.183	X
<i>Flessione gomito</i>	112.730 ±1.126	117.665 ±5.576	84.860 ±1.885
<i>Flessione polso</i>	65.943 ±2.929	85.118 ±5.701	58.438 ±2.790
<i>Estensione polso</i>	38.742 ±3.957	67.661 ±11.600	58.920 ±6.493
<i>Deviazione radiale polso</i>	36.229 ±5.910	30.893 ±7.647	15.287 ±4.232
<i>Deviazione ulnare polso</i>	53.366 ±7.054	31.008 ±3.651	57.119 ± 4.670
<i>Pronazione avambraccio</i>	28.955 ±1.706	24.184 ±1.068	35.054 ±3.029
<i>Supinazione avambraccio</i>	14.579 ±1.923	18.269 ±1.214	32.602 ±0.953
<i>Fless. spalla (mov. comp)</i>	76.287 ±3.453	128.051 ±10.889	94.371 ±1.411
<i>Adduzione spalla (mov. comp)</i>	28.879 ±7.145	48.062 ±7.731	13.717 ±2.102
<i>Rot. interna spalla (mov.comp)</i>	75.389 ±3.107	53.050 ±3.125	36.290 ±3.311

Tabella 22: ROM medi per i movimenti registrati dal sistema X Sens

	Soggetto 1	Soggetto 2	Soggetto 3
<i>Rotazione destra tronco</i>	83.835 ±3.860	99.157 ±4.406	70.309 ±1.075
<i>Rotazione sinistra tronco</i>	74.252 ±3.905	102.252 ±7.750	81.729 ±4.372
<i>Flessione tronco</i>	87.735 ±2.865	80.997 ±2.249	58.170 ±4.608
<i>Estensione tronco</i>	29.861 ±4.009	35.419 ±3.685	26.329 ±1.290
<i>Bending sinistro tronco</i>	29.464 ±1.520	53.223 ±4.085	31.798 ±1.870
<i>Bending destro tronco</i>	32.392 ±3.187	50.810 ±0.889	34.144 ±2.940
<i>Rotazione interna spalla</i>	54.350 ±3.838	49.144 ±9.866	40.500 ±4.049
<i>Rotazione esterna spalla</i>	35.036 ±2.760	49.977 ±4.692	43.410 ±6.058
<i>Abduzione spalla</i>	119.742 ±1.031	114.392 ±3.144	97.171 ±2.364
<i>Flessione spalla</i>	126.942 ±14.222	103.639 ±3.028	104.136 ±2.584
<i>Estensione spalla</i>	64.453 ±3.517	3.489 ±1.019	X
<i>Flessione gomito</i>	116.564 ±1.471	112.439 ±6.651	76.418 ±1.781
<i>Flessione polso</i>	66.798 ±2.051	81.777 ±5.055	50.095 ±2.308

<i>Estensione polso</i>	53.530 ±3.435	69.251 ±9.843	54.623 ±5.371
<i>Deviazione radiale polso</i>	40.703 ±6.760	40.617 ±8.054	22.348 ±4.159
<i>Deviazione ulnare polso</i>	57.678 ±7.350	39.726 ±4.761	54.025 ±5.593
<i>Pronazione avambraccio</i>	22.192 ±3.206	22.694 ±0.533	27.824 ±2.617
<i>Supinazione avambraccio</i>	11.185 ±2.242	18.594 ±1.496	32.562 ±2.056
<i>Fless. spalla (mov. comp)</i>	84.548 ±5.050	110.915 ±9.411	101.286 ±1.071
<i>Adduzione spalla (mov. comp)</i>	76.133 ±2.319	56.614 ±5.511	35.559 ±3.624
<i>Rot. interna spalla (mov.comp)</i>	56.155 ± 6.119	67.666 ±10.986	43.446 ±3.503

Tabella 23: ROM medi per i movimenti registrati dal sistema Notch

4 CONCLUSIONI E SVILUPPI FUTURI

Questo progetto può essere visto come un punto di partenza per ulteriori esperimenti di validazione di sistemi per l'analisi del movimento realizzati tramite sensori inerziali, utilizzabili in ambito di studi ergonomici. Infatti, la prima fase del progetto è stata una fase di ricerca rispetto ai metodi di analisi delle possibili cause di infortunio sul lavoro. Negli anni, le proposte sono state molte ma l'idea vincente potrebbe essere un utilizzo congiunto di indici, questionari, analisi video e altri metodi ancora, con l'ausilio di uno strumento di rilevazione quantitativa del movimento. In quest'ottica, un sistema basato su unità IMU/MARG si distingue positivamente rispetto ad altre opzioni (come ad esempio i sistemi optoelettronici) per portabilità, scarsi ingombri, facilità di utilizzo e, in alcuni casi, costi ridotti. Giunti a questa conclusione, la domanda da porsi è relativa alla qualità e affidabilità dei dati in output restituiti da questi sistemi, soprattutto nel caso in cui si considerino sistemi dai prezzi contenuti. Sono quindi state analizzate le possibili cause di errore: esse sono molteplici ma, tra le più limitanti, possiamo ricordare gli errori di integrazione del rumore per il giroscopio e i disturbi del segnale in uscita dal magnetometro. Le realizzazioni di questi sistemi possono essere diverse: sono stati quindi evidenziati i fattori di progettazione rilevanti per un utilizzo in ambito ergonomico.

Il passo successivo di questo progetto è stato quindi l'identificazione di metodi di validazione pensati per questi sistemi: in particolare i metodi sono stati sviluppati per una maglietta sensorizzata che doveva essere originariamente testata, la quale doveva includere anche dei sensori per la rilevazione dell'analisi del segnale EMG, molto utile in questo contesto e alla quale è stato dedicato un breve approfondimento.

In particolare, sono stati delineati tre protocolli di validazione: il primo è basato su confronto con sistema optoelettronico, il secondo è basato su confronto con un altro sistema inerziale (già validato), ed un terzo con braccio robotizzato. È stato dunque approfondito il secondo metodo, per il quale è stato anche realizzato un programma per la visualizzazione dei dati tramite avatar virtuale, con possibilità di personalizzare alcuni parametri di visualizzazione (dimensioni segmenti, frequenza dei frames).

A causa della situazione di emergenza sanitaria COVID-19, il progetto ha subito alcune modifiche: il sistema testato è stato quindi modificato nel sistema Notch, per il quale è stato necessario apportare alcune modifiche al protocollo. In particolare, un fattore critico che ha parzialmente compromesso la qualità dei risultati è stata la mancata dichiarazione da parte del produttore delle sequenze di Eulero utilizzate per estrarre gli angoli dalle matrici di rotazione. Il protocollo di

validazione è diventato dunque dipendente dalle mie scelte relative alle sequenze per il sistema X Sens e da quelle non modificabili da parte del software associato al sistema Notch. Sarebbe quindi interessante, in futuro, eseguire le medesime prove modificando il software fornito dal produttore (che suggerisce egli stesso alcune modifiche da apportare tramite Software Development Kit) ed equiparando le sequenze di Eulero. Tuttavia, questa limitazione non è stata interamente uno svantaggio, in quanto ha messo in luce come alcuni dati forniti dal sistema Notch fossero incoerenti con i movimenti realmente effettuati, proprio per un'errata scelta della sequenza da parte del software associato al sistema.

Tenendo in considerazione queste premesse, è stato comunque possibile ricavare alcuni dati interessanti. In particolare, si osserva come nel piano principale di movimento gli errori siano solitamente abbastanza contenuti per il tronco, per il gomito e per il polso, con valori solitamente inferiori a dieci gradi. La spalla è stata l'articolazione che ha mostrato risultati peggiori, in alcuni casi con errori di entità tale da non rendere accettabile il dato in output da un punto di vista di valutazione clinica. La trattazione della spalla rimane un punto cruciale nell'analisi del movimento degli arti superiori. Infatti, non sappiamo se il sistema Notch includa l'utilizzo di qualche considerazione anatomica per il calcolo dell'angolo. Nel calcolo qui eseguito per X Sens la semplificazione dell'articolazione è molto consistente. Delle quattro sotto-articolazioni che compongono quella composita della spalla è infatti rappresentata nel modello realizzato per i dati X Sens solo la Gleno-omeroale (vista come rotazione del segmento braccio rispetto al tronco) mentre vengono tralasciate l'acromio-clavicolare, la sterno-clavicolare e la scapolo-toracica. Questo non dovrebbe rappresentare un problema al puro scopo di validazione, nel momento in cui si dovesse avere accesso ai quaternioni puri anche per il sistema Notch, in quanto il dato rilevante sarebbe l'entità dell'errore e non la precisione dal punto di vista clinico. Nel momento in cui il modello dovesse venire migliorato e utilizzato anche per il calcolo di indici sintetici e la valutazione ergonomica sarebbe necessario intervenire con una trattazione più precisa. Un'ispirazione potrebbe essere fornita dal lavoro di Cutti et al. che definiscono un preciso sistema di riferimento interno e la posizione relativa dello stesso rispetto alle unità inerziale, fissate al corpo del soggetto con del tape adesivo, in base a precisi landmarks anatomici. In tale lavoro vengono quindi distinte le articolazioni gleno-omeroale e scapolo toracica con risultati soddisfacenti.^[79]

Proseguendo con piani secondari di movimento invece, anche alla luce delle premesse precedentemente riportate, i due sistemi hanno fornito in output segnali con morfologie, segni e ROM spesso molto diversi.

Sul piano principale invece la correlazione tra la morfologia del ciclo medio delle ripetizioni è stata quasi sempre ottima (coefficiente r_{sp} di correlazione per ranghi di Spearman pari a 0.99 nella quasi totalità dei casi).

È stato osservato, inoltre, che gli errori maggiori si osservavano laddove il soggetto eseguiva delle pause o delle rotazioni anticipatorie di preparazione al movimento, facendo deviare il segnale da una forma sinusoidale regolare. Infine, è stata evidenziata una leggera tendenza del sistema Notch a sovrastimare il ROM (58,1% dei casi) e, nel 17,9% dei casi, ad accrescere l'errore all'aumentare del ROM. Per quanto riguarda invece la crescita dell'errore nel tempo non è stato osservato alcun particolare incremento nell'arco temporale di cinque ripetizioni (durata generalmente compresa tra i 20 e 30 secondi).

Sono stati considerati i ROM registrati per tutti i movimenti da entrambi i sistemi, intesi come range angolare compreso tra inizio e fine del movimento, e confrontati con i dati di normalità reperibili in letteratura.^[78] Se considerati singolarmente si notano, per entrambi sistemi, alcuni valori che sembrano eccedere quelli di riferimento. Tuttavia, nella maggior parte dei casi questi valori si spiegano osservando dai grafici che l'escursione angolare non parte dalla posizione di riferimento. Nel caso del tronco in particolare, i ROM sembrano incompatibili con quelli anatomicamente ammessi: tuttavia, sfruttando l'analisi video è possibile riscontrare che alla rotazione del segmento toracico si aggiunge quella del bacino, indistinguibile dal sistema. A livello qualitativo, confrontando i dati con le videoregistrazioni delle prove, i risultati sembrano comunque verosimili.

In conclusione, questo sistema sarebbe un ottimo candidato per l'analisi del movimento in ambito ergonomico, considerate le caratteristiche hardware e software in linea con i requisiti identificati in questa tesi, tuttavia sarebbe importante eseguire ulteriori studi di validazione, possibilmente sfruttando tutti e tre i protocolli identificati in precedenza, una volta ricavati i dati sotto forma di quaternioni rispetto al sistema di riferimento terrestre.

Se ulteriori prove sperimentali dovessero dare esiti insoddisfacenti, una soluzione potrebbe consistere nell'aumento della complessità del modello. In particolare, potrebbe essere utile introdurre nel modello alcuni vincoli in modo tale da escludere movimenti che non siano ammessi dall'anatomia del corpo umano, considerando i diversi livelli della catena cinematica. Ad esempio, l'adduzione della spalla a partire dalla posizione di riferimento ortostatica indifferente è ammissibile se combinata con un movimento di flessione: in assenza di tale flessione, si avrebbe una compenetrazione del braccio nel tronco. Questa osservazione potrebbe essere uno spunto per una limitazione ai movimenti del modello. Ulteriori vincoli potrebbero essere dati da una migliore rappresentazione dei giunti articolari, come nel caso del gomito che possiede solo due gradi di

libertà rotazionali: si potrebbe pensare di scegliere a livello software la sequenza di Eulero che minimizza l'angolo della rotazione bloccata (che teoricamente dovrebbe essere nullo e, se esiste, corrisponde di fatto ad un disturbo). In generale, una descrizione più dettagliata dell'anatomia umana e dei movimenti possibili per la catena cinematica potrebbe essere d'aiuto per una migliore qualità dei dati in output.

Una volta garantita un'opportuna qualità dei dati, il passo successivo consisterebbe nell'orientare il software associato al dispositivo indossabile verso applicazioni ergonomiche. Nello specifico, sarebbe interessante integrare il calcolo degli indici sintetici di rischio di insorgenza di disturbi muscolo-scheletrici associati all'attività lavorativa nel software di elaborazione dati. Come spiegato precedentemente, il vantaggio di una simile implementazione non risiederebbe solo nella semplificazione del calcolo e nel minore dispendio di tempo per processare i dati, ma anche nella possibilità di calcolare l'indice in tempo reale. Idealmente, un sistema indossabile progettato con le opportune caratteristiche di comfort, lunga durata di utilizzo e costo contenuto, potrebbe essere indossato durante la giornata dal lavoratore, per avvertirlo qualora la sua postura risulti scorretta. In questo modo il focus dell'attività di prevenzione sarebbe trasferito dall'analisi del task, all'analisi del comportamento del singolo lavoratore, che potrebbe compromettere il proprio stato di salute tramite atti motori potenzialmente dannosi anche svolgendo un compito giudicato non rischioso.

Infine, indici sviluppati ad hoc per questi sistemi potrebbero mettere alla luce nuove informazioni per migliorare la tutela della salute del lavoratore.

BIBLIOGRAFIA

- [1] E. Occhipinti, D. Colombini et al., 2012. I disturbi muscolo scheletrici lavorativi. Capitolo 1-2, pagine 1-19
- [2] Jan de Kok, Paul Vroonhof, Jacqueline Snijders et al., 2019. Work-related MSDs: prevalence, costs and demographics in the EU. report commissioned by the European Agency for Safety and Health at Work (EU-OSHA), pag. 5-6
- [4] J. A. Cameron, 1996. Assessing work-related body-part discomfort: Current strategies and a behaviorally oriented assessment tool. *International Journal of Industrial Ergonomics* 18, 393-398
- [5] Wenqi Shen, 1994. Surface pressure and seated discomfort, Doctoral Thesis. Pag.27
- [6] Freivalds, 2011. Biomechanics of the upper limbs, Second Edition. Capitolo 8
- [7] L. Lòpez-Aragòn, R. Lòpez-Liria, A. Callejòn-Ferre, M. Gòmez-Galàn, 2017. Applications of the Standardized Nordic Questionnaire: A Review. *Sustainability* 2017, 9, 1514
- [8] V. Z. Priel, 1974. A numerical Definition of Posture. *Human Factors*, 16 (6), 576-584
- [9] M. Gòmez-Galàn, J. Pèrez-Alonso, A. Callejòn-Ferre, J. Lòpez-Martinez, 2016. Musculoskeletal Disorders: OWAS Review. *Industrial Health*, Aug 8; 55 (4): 314-337
- [10] A. Mital, A. pennathur, 1999. Musculoskeletal Overexertion Injuries in the United States: Mitigating the Problem Through Ergonomics and Engineering Interventions. *Journal of Occupational Rehabilitation*, vol.9, No.2
- [12] E. Herrero-Jaraba, C. Orrite-Uruñuela, F. Monzòn, D. Buldain, 2004. Video-based Human Posture Recognition. CIHSPS2004 – IEEE International Conference on Computational Intelligence for Homeland Security and Personal Safety, Venice, Italy, 21-22 July 2004
- [13] A. Garg, J. Steven Moore, J. Kapellusch, 2008. The strain index to analyze jobs for risk of distal upper extremity disorders: Model validation. Conference paper, DOI: 10.1109/IEEM.2007.4419239
- [14] J. Steven Moore, A. Garg, 1995. The Strain Index: A proposed method to analyze jobs for risk of distal upper extremity disorders. *Am. Ind. Hyg. Assoc. J.*, 56:443-458

- [17] D. Colombini, E. Occhipinti, 2011. La valutazione del rischio da sovraccarico bio meccanico degli arti superiori con strumenti semplificati: la minicheclist OCRA. Contenuti, campo applicativo e validazione. *Med Lav*, 102, 1: 000-000
- [19] V. Seth, R. Lee Weston, A. Freivalds, 1999. Development of a cumulative trauma disorder risk assessment model for the upper extremities. *International Journal of Industrial Ergonomics* 23, 281-291
- [20] N. Vignais, M. Miezal, G. Bleser, K. Mura, D. Gorecky, 2013. Innovative system for real-time ergonomic feedback in industrial manufacturing. *Applied Ergonomics* 44, 566-574
- [21] P. W. Buckle, 1999. Current techniques for assessing physical exposure to work-related musculoskeletal risks, with emphasis on posture-based methods. *Ergonomics*, vol. 42, n. 5, 674-695
- [22] G. Andreoni, M. Mazzola, O. Ciani, M. Zambetti, M. Romero, F. Costa, E. Preatoni, 2009. Method for Movement and Gesture Assessment (MMGA) in Ergonomics. Conference paper, Second International Conference, ICDHM, July 2009, San Diego, CA, USA.
- [23] L. Zancato, 2015-2016. Progettazione di un dispositivo a basso costo per l'analisi cinematica basato su sensori inerziali. Tesi di Laurea Triennale in Ingegneria Meccatronica presso Università degli studi di Padova
- [24] M. Kok, J.D. Hol, T.B. Schön, 2017. Using Inertial Sensors for Position and Orientation Estimation. *Foundations and Trends in Signal Processing*, Vol. 11: No. 1-2, pp 1-153
- [25] H. Ferdinando, H. Khoswanto, D. Purwanto, 2012. Embedded Kalman Filter for Inertial Measurement Unit (IMU) on the ATmega8535. Conference Paper, DOI: 10.1109/INISTA.2012.6246978
- [26] A. Aliverti, 2018. 'Technologies for sensors and clinical instrumentation', appunti del corso
- [27] C. C. M. Naranjo, 2008. Analysis and Modeling of MEMS based Inertial Sensors. Tesi di Laurea presso School of Electrical Engineering of Kungliga Tekniska Hgskolan, XR-EE-SB 2008:011
- [28] A. Jouybari, A. A. Ardalan, M-H. Rezvani, 2017. Experimental comparison between Mahoney and complementary sensor fusion algorithm for attitude determination by raw sensor data of Xsens IMU on buoy. *The International Archives of the Photogrammetry, Remote Sensing Information Sciences*, Volume XLII-4/W4

- [31] J. Williamson, Q. Liu, F. Lu, W. Mohrman, K. Li, R. Dick, L. Shang, 2015. Data Sensing and Analysis: Challenges for Wearables. The 20th Asia and South Pacific Design Automation Conference, Chiba, 2015, pp. 136-141
- [32] Q. Liu, L. Shang, Q. Lv, J. Williamson, Q. Liu, R. Dick, W. Mohrman, 2017. Gazelle: Energy-Efficient Wearable Analysis for Running. IEEE Transactions on Mobile Computing, vol.16, no.9, pp. 2531-2544
- [33] D. Rodriguez-Martin, C. Pèrez-Lòpez, A. Samà, J. Cabestany, A. Català, 2013. A Wqearable Inertial Measurement Unit for Long-Term Monitoring in the Dependency Care Area. Sensors 2013, 13, 14079-14104
- [34] Xsens DOT User Manual, 7 Jan 2020
- [35] S. Lee, M. Kee, G. Park, 2017. Sensor data compression and power management scheme for low power sensor hub. IEICE Electronics Express, Volume 14 Issue 23 Pages 20170974
- [37] C. A. Frigo, 2018. Bioingegneria del sistema motorio. Capitolo VI, paragrafo 6.5
- [38] A. Freivalds, 2011. Biomechanics of the upper limbs, Second Edition. Capitolo 7, paragrafo 5
- [39] A. Freivalds, 2011. Biomechanics of the upper limbs, Second Edition. Capitolo 10, paragrafi 2.1.3, 2.3.5
- [40] C. J. De Luca, L.D. Gilmore, M. Kuznetsov, S. H. Roy, 2010. Filtering the surface EMG signal: Movement artifact and baseline noise contamination. Journal of Biomechanics 43, 1573 – 1579
- [41] A. S. C. Oliveira et al., 2007. EMG amplitude and frequency parameters of muscular activity: Effect of resistance training based on electromyographic fatigue threshold. Journal of electromyography and kinesiology: official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology, doi: 10.1016/j.jelekin.2007.07.008
- [42] C. Larivière, A. Delisle, A. Plamondon, 2005. The effect of sampling frequency on EMG measures of occupational mechanical exposure. Journal of Electromyography and Kinesiology 15, 200-209
- [43] W. Chiou, Y. Lee, W. Chen, 1997. Use of the surface EMG coactivational pattern for functional evaluation of trunk muscles in subjects with and without low-back pain. International Journal of Industrial Ergonomics 23, 51- 60

- [44] A. L. Hof, 2009. A simple method to remove ECG artifacts from trunk muscle EMG signals
- [45] M.S. Redfern, R.E. Hughes, D.B. Chaffin, 1993. High-pass filtering to remove electrocardiographic interference from torso EMG recordings. *Clinical Biomechanics*, Vol 8, Issue 1, Pages 44-48
- [46] I. Halim, A. R. Omar, 2011. A review on health effects associated with prolonged standing in the industrial workplaces. *International Journal of Research and Reviews in Applied Sciences*, Vol 8 (1), July
- [47] P. Madeleine, M. Voigt, L. Arendt-Nielsen, 1998. Subjective, physiological and biomechanical responses to prolonged manual work performed standing on hard and soft surfaces. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, Vol 77, 1-9
- [48] L. Hansen, J. Winkel, K. Jorgensen, 1997. Significance of mat and shoe softness during prolonged working upright position: based on measurements of low back muscle EMG, foot volume changes, discomfort and ground force reactions. *Applied Ergonomics*, Vol 29, 217-224
- [49] N. Ahmad, Z. Taha, P. L. Eu, 2006. Energetic requirement, muscle fatigue, and musculoskeletal risk of prolonged standing on female Malaysian operators in the electronic industries: influence of age. *Engineering e-Transaction*, Vol 1, 47-58
- [50] W. F. Floyd, P. H. S. Silver, 1995. The function of the erectors spinae muscles in certain movements and postures in man. *Journal of Physiology* 47, 381-203
- [51] G. B. J. Andersson, R. Örtengren, 1974a. Lumbar disc pressure and myoelectric back muscle activity during sitting: II. Studies on an office chair. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine* 6, 122- 127
- [52] A. Magora, 1972. Investigation of the relation between low back pain and occupation, 3. Physical requirements: Sitting standing and weight lifting. *Industrial Medicine and Surgery* 41, 5 -9
- [53] A. Grieco, 1986. Sitting posture: an old problem and a new one. *Ergonomics* 29, 345-362
- [54] R. K. Lueder, 1983. Seat comfort: A review of the construct in the office environment. *Human Factors* 25, 701-711
- [55] C. A. Frigo, 2018. Bioingegneria del sistema motorio. Capitolo VII, paragrafi 7.3-7.5

- [56] Wu, G., et al., 2005. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion — Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. *Journal of Biomechanics* 38 (5), 981–992.
- [57] H. E. J. Veeger, B. Yu, Kai-Nan An, R.H. Rozendal, 1997. Parameters for modeling the upper extremity. *Journal of Biomechanics* 30 (6), 647-652.
- [58] C.G.M. Meskers, F.C.T van der Helm, L.A. Rozendaal, P.M. Rozing, 1998. In vivo estimation of the glenohumeral joint rotation center from scapular bony landmarks by linear regression. *Journal of Biomechanics* 31 (1998), 93-96.
- [59] G. Wu, P. R. Cavanagh, 1995. ISB recommendations for standardization in the reporting of kinematic data. *Journal of Biomechanics* 28 (10), 1257-1261.
- [60] E.S. Grood, W.J.Suntay, 1983. A Joint Coordinate System for the Clinical Description of Three-Dimensional Motions: Application to the Knee. *Journal of Biomechanics* 105, 134-144.
- [61] M. Šenk, L. Chèze, 2006. Rotation sequence as an important factor in shoulder kinematics. *Clinical Biomechanics* 21 (2006), S3-S8.
- [62] V. Phadke, J. P. Braman, R. F. La Prade, P. M. Ludewig, 2010. Comparison of glenohumeral motion using different rotation sequences. *Journal of Biomechanics* 44 (2011) 700–705.
- [63] Martin Schepers, Matteo Giuberti, and Giovanni Bellusci, 2018. Xsens MVN: Consistent Tracking of Human Motion Using Inertial Sensing. Available online, DOI: 10.13140/RG.2.2.22099.07205
- [67] P. De Leva, 1996. Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov’s segment inertia parameters. *J. Biomechanics*, Vol. 29, No. 9, pp. 1223, 1230
- [69] M. El-Gohary, J. McNames, 2015. Human Joint Angle Estimation with Inertial Sensors and Validation with A Robot Arm. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, DOI:10.1109/TBME.2015.2403368
- [74] F.L. Markley, Y. Cheng, J.L. Crassidis, Y. Oshman, 2007. Quaternion Averaging. Technical Report, NASA Goddard Space Flight Center #20070017872
- [79] A. C. Cutti, A. Giovanardi, L. Rocchi, A. Davalli, R. Sacchetti, 2007. Ambulatory measurement of shoulder and elbow kinematics through inertial and magnetic sensors. *Med Bio Eng Comput* (2008) 46:169–178

SITOGRAFIA

IMMAGINI MODELLI REALIZZATE CON BioDigital's Human Platform™ e Geogebra

- [3] <https://www.oshatrain.org/courses/mods/722survey.html>
- [11] www.ergo-plus.com
- [14] https://www.inail.it/cs/internet/docs/ocra_pdf
- [16] https://www.inail.it/cs/internet/docs/check_list_ocra_pdf
- [19] https://www.inail.it/cs/internet/docs/comparto_edilizia_misure_di_prev_pdf_2443085401782.pdf
- [29] <http://philsal.co.uk/projects/imu-attitude-estimation>
- [30] <http://blog.tkjelectronics.dk/2012/09/a-practical-approach-to-kalman-filter-and-how-to-implement-it/>
- [36] <https://www.bosch-sensortec.com/news/bosch-launches-smart-ultra-low-power-imu-bmi270.html>
- [64] <http://work.thaslwanter.at/skinematics/html/>
- [65] <https://base.xsens.com/hc/en-us/articles/360010332494-Euler-sequences-in-joint-angles-Gimbal-lock>
- [66] <http://pyopengl.sourceforge.net/>
- [68] <https://docs.python.it/html/lib/node643.html>
- [70] <https://www.linkedin.com/company/notch-interfaces/about/>
- [71] <https://wearnotch.com/>
- [72] <https://www.xsens.com/products/mtw-awinda>
- [73] <https://it.mathworks.com/help/fusion/ref/quaternion.meanrot.html>
- [75] https://docs.scipy.org/doc/scipy/reference/generated/scipy.signal.find_peaks.html
- [76] <https://docs.scipy.org/doc/scipy/reference/generated/scipy.signal.resample.html>
- [77] <https://numpy.org/doc/stable/reference/generated/numpy.polyfit.html>

[78] <http://www.cinesiologi.it/documenti/sftr.pdf>