



UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI PADOVA



DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA DELL'INFORMAZIONE
CORSO DI LAUREA IN BIOINGEGNERIA DELLA RIABILITAZIONE

Analisi delle traiettorie di recupero del movimento dell'arto superiore tramite l'identificazione delle primitive motorie con sistemi di motion capture inerziali

Relatore

Prof. Alessandra Del Felice

Laureando

Silli Luca

Correlatore

Margherita Bertuccelli

Matteo Terreran

ANNO ACCADEMICO 2023-2024

Data di laurea 16/04/2024

Ai miei familiari, ai miei amici e a tutte le persone che mi hanno sempre sostenuto

Indice

1	L'ictus	1
1.1	Fisiopatologia ed Eziologia	1
1.2	Epidemiologia	4
1.3	Manifestazioni cliniche	5
1.3.1	Sintomi motori	5
1.3.2	Sintomi non motori	6
1.4	Trattamento e tecniche di riabilitazione	7
1.4.1	Trattamento	7
1.4.2	Valutazione della funzione residua del paziente	7
1.4.3	Tecniche di riabilitazione	11
2	Le primitive motorie e l'analisi del movimento	15
2.1	Primitive motorie	17
2.1.1	Caratterizzazione cinematica e sinergie muscolari	17
2.1.2	Caratterizzazione comportamentale	20
2.2	Tassonomia del movimento reaching and grasping	21
2.3	Metodologie di analisi del movimento	30
2.3.1	Sistemi optoelettronici	31
2.3.2	Sensori Inerziali (IMUs)	34
2.3.3	Parametri per la caratterizzazione del movimento	37
3	Lo studio Clinico	39
3.1	L'obiettivo	39
3.2	Le ipotesi	42
4	Metodi e Strumentazione	45
4.1	Il campione	45
4.2	Action Research Arm Test (ARAT)	46
4.3	Setup dell'esperimento	55

4.4	Data Processing	61
4.4.1	Scelta e descrizione dei parametri di interesse	61
4.4.2	Suddivisione in primitive motorie funzionali	65
4.4.3	Analisi cinematica del movimento entro le finestre temporali individuate dalla suddivisione in primitive	69
5	Risultati e Discussione	79
6	Conclusioni e sviluppi futuri	99
	Bibliografia	103

Elenco delle figure

1.1	Arttrie cerebrali	2
1.2	Raccomandazioni CAULIN, <i>Margit et al, 2021, Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation volume</i>	11
2.1	Tassonomia cinematica e muscolare quantitativa dei movimenti della mano, <i>F.stival, et al 2019, Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation</i>	25
2.2	Tassonomia generale qunatitativa dei movimenti delle mani, <i>F.stival, et al 2019, Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation</i>	26
2.3	Tassonomia GRASP, <i>F.stival, et al 2019, Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation</i>	29
3.1	Schambra H, Pandit NG, Parnandi A, Uddin J. <i>A taxonomy of functional upper extremity motion</i> . <i>Front Neurol Neurorehabil.</i>	40
3.2	Definizione delle primitive motorie	41
4.1	Dati del campione raccolto	45
4.2	Caratteristivhe degli oggetti utilizzati per il test ARAT, <i>Yozbatiran et al. nel 2008, Neurorehabilitation and neural repair</i>	49
4.3	Dimensioni e peso consigliati per gli oggetti del test ARAT, <i>Yozbatiran et al. nel 2008, Neurorehabilitation and neural repair</i>	50
4.4	Action Research Arm Test	51
4.5	Misure del tappetino per il test ARAT, <i>Yozbatiran et al. nel 2008, Neurorehabilitation and neural repair</i>	53
4.6	Montaggio dei 2 sistemi di sensori inerziali	57
4.7	Fase 1 della calibrazione del guanto	58
4.8	Fase 2 della calibrazione del guanto	58
4.9	Fase 3 della calibrazione del guanto	59
4.10	Norma della velocità e la sua opposta	67
4.11	Norma della velocità con classificazione in primitive motorie	68
4.12	Visuale dall'alto delle traiettorie tracciate dall'indice in fase di calibrazione	70

4.13	Grafico post calibrazione	71
4.14	Grafico che mostra la differenza tra spostamento della mano e del tronco, lungo l'asse y	76
5.1	Analisi dei dati del partecipante ID:01 durante il task 25, presa e trasporto di una biglia da 1.5 cm utilizzando solamente il primo ed il secondo dito virtuale. Si possono notare i grafici di accelerazioni, velocità e posizioni della mano destra e le suddivisioni in primitivi motori.	80
5.2	Risultati ARAT per l'arto dominante	81
5.3	Risultati ARAT per l'arto non dominante	81
5.4	Boxplot della Media del tempo totale impiegato per completare i task, suddiviso per arto dominante e controlaterale	83
5.5	Boxplot della Media del tempo per le singole sottoscale, suddiviso per arto dominante e controlaterale. In blu possiamo notare il tempo medio per ogni singolo soggetto con arto dominante ed in rosso notare il tempo medio per ogni singolo soggetto con arto non dominante. I boxplot mostrano le relazioni inter-soggetto, le linee di collegamento in nero mostrano invece le relazioni intra-soggetto	84
5.6	Grafico degli andamenti dei tempi medi per tutti i soggetti , nella sottoscala del grasp	85
5.7	Boxplot della Media delle traiettorie percorse per le singole sottoscale, suddiviso per arto dominante e controlaterale	86
5.8	Traiettoria 3D compiuta dal soggetto ID 12 nel tentativo di presa e riposizionamento di una biglia di 0.5 centimetri con l'arto sinistro (non dominante). In blu possiamo notare le traiettorie fisiologiche compiute dal soggetto, in rosso la traiettoria ideale per la primitiva di spostamento per afferrare, in verde la traiettoria ideale della primitiva di trasporto ed in nero la traiettoria ideale per la primitiva di riposizionamento.	88
5.9	Boxplot delle velocità medie della mano per le singole sottoscale, suddiviso per arto dominante e controlaterale	89
5.10	Numero delle variazioni di velocità per singolo task, suddivisi in arto dominante e controlaterale. In blu i task relativi alla sottoscala del GRASP, in verde quelli della sottoscala GRIP ed in rosso quelli relativi al PINCH.	90
5.11	Numero dei picchi della norma della velocità del polso, corrispondenti alle variazioni di velocità. In particolare, è possibile osservare come i primi 8 picchi siano i tentativi di presa della biglia, mentre gli ultimi 2 corrispondano alle primitive di trasporto e riposizionamento.	91

5.12	Boxplot rappresentanti le percentuali di massima apertura delle dita rispetto al tempo di presa. Suddivisi nelle 4 sottoscale e distinguendo arto dominante e non	92
5.13	Grafico di correlazione tra massima apertura delle dita e dimensioni effettive dell'oggetto, separati per arto dominante e controlaterale	93
5.14	Grafico di correlazione tra massima apertura delle dita e dimensioni effettive dell'oggetto, separati per arto dominante e controlaterale, suddivise nelle varie sottoscale	94
5.15	Boxplot rappresentante il parametro grip to lift suddiviso nelle 3 sottoscale distinguendo arto dominante da controlaterale	95
5.16	Boxplot rappresentante il parametro trunk stability suddiviso nelle 3 sottoscale distinguendo arto dominante da controlaterale	96
5.17	Grafico in alto: media degli angoli di rotazione delle spalle per la sottoscala grasp, in basso : angoli medi per un singolo task della sottoscala	97
5.18	Grafico in alto: media degli angoli di rotazione del gomito per la sottoscala grasp, in basso : angoli medi per un singolo task della sottoscala	98

Abstract

In Italia, l'ictus rappresenta la principale causa di invalidità tra gli adulti, con l'80% dei casi associati a deficit motori degli arti. I deficit motori degli arti superiori, in particolare, limitano gravemente le attività quotidiane, riducendo notevolmente l'indipendenza. Attualmente, la valutazione di tali disabilità si basa principalmente su scale cliniche qualitative, che presentano diverse limitazioni, come la mancanza di affidabilità inter ed intra rater e la difficoltà nel distinguere il miglioramento motorio dal fenomeno di compensazione.

Per migliorare questa valutazione, è necessario un approccio quantitativo basato su dati oggettivi. Un'idea proposta è la scomposizione del movimento in primitive motorie funzionali, indivisibili e invarianti tra individui, che possono essere rappresentate a livello corticale e concatenate per formare movimenti complessi. Questo approccio mira a utilizzare sistemi di motion capture inerziali per classificare le primitive motorie e analizzare le traiettorie di movimento dell'arto superiore.

Nello studio, sono stati utilizzati due tipi di sensori:

- *Quantum XR cybergloves*: guanti dotati di 5 sensori inerziali per le dita e
- *Xsens inertial sensor MTw*: con 11 sensori.

Dopo il montaggio e la calibrazione, 12 soggetti senza disturbi motori hanno eseguito il test comportamentale *Action Research Arm Test*, durante il quale sono stati raccolti dati cinematici e video.

I dati sono stati analizzati utilizzando MATLAB e *Simulink*, con l'obiettivo di classificare le primitive motorie per ogni task del test ARAT e di estrarre i parametri di interesse, in maniera da caratterizzare la cinematica dell'arto. I risultati hanno mostrato differenze significative tra i soggetti, in particolare per la sottoscala del *grasp*. Non sono stati riscontrati meccanismi compensativi, ma è stato osservato un'ottimizzazione dell'apertura delle dita in relazione alle dimensioni degli oggetti.

Questo studio fornisce una base per la creazione di un modello quantitativo di valutazione dello stato motorio dell'arto superiore, essenziale per un processo di recupero ottimale e una migliore prestazione riabilitativa.

Capitolo 1

L'ictus

1.1 Fisiopatologia ed Eziologia

L'ictus è un termine latino che letteralmente significa “colpo” (in inglese è infatti espresso con il termine “stroke”). In medicina esso indica un infarto cerebrale, anche noto come “attacco cerebrale”, ovvero una improvvisa perdita della funzione cerebrale risultante dall'interruzione del flusso ematico a una parte del cervello, dovuta ad ostruzioni, occlusioni o rotture di una o più arterie. Quando un'arteria cerebrale si fissa o si ostruisce, interrompendo il flusso ematico, i neuroni, privati dell'ossigeno e dei nutrienti necessari, anche se solo per pochi minuti, iniziano ad andare incontro prima a disfunzione metabolica, ancora reversibile e poi a necrosi. Questo può portare diverse complicanze al normale funzionamento del nostro cervello.

Per avere una visione più chiara del problema è bene conoscere come sono organizzate le arterie che portano il sangue al nostro cervello [1] (figura 1.1.).

Partendo dal collo troviamo 4 grandi arterie, 2 posizionate sul lato destro e 2 su quello sinistro:

Le due anteriori, comunemente note come carotidi forniscono flusso ematico ai 2/3 circa anteriori dell'encefalo, le 2 posteriori invece, note come vertebrali forniscono flusso ematico al terzo posteriore ed al tronco encefalico, la parte dell'encefalo che prosegue poi verso il midollo spinale. Queste quattro arterie, che nascono dall'arco dell'aorta si diramano progressivamente in arterie via via più piccole che andranno ad irrorare tutte le varie parti dell'encefalo. Come è stato anticipato precedentemente, l'ictus può essere dovuto ad un'occlusione o rottura delle arterie cerebrali; in particolare si distinguono dunque due principali tipologie:

1. Ictus ischemico,
2. Ictus emorragico.

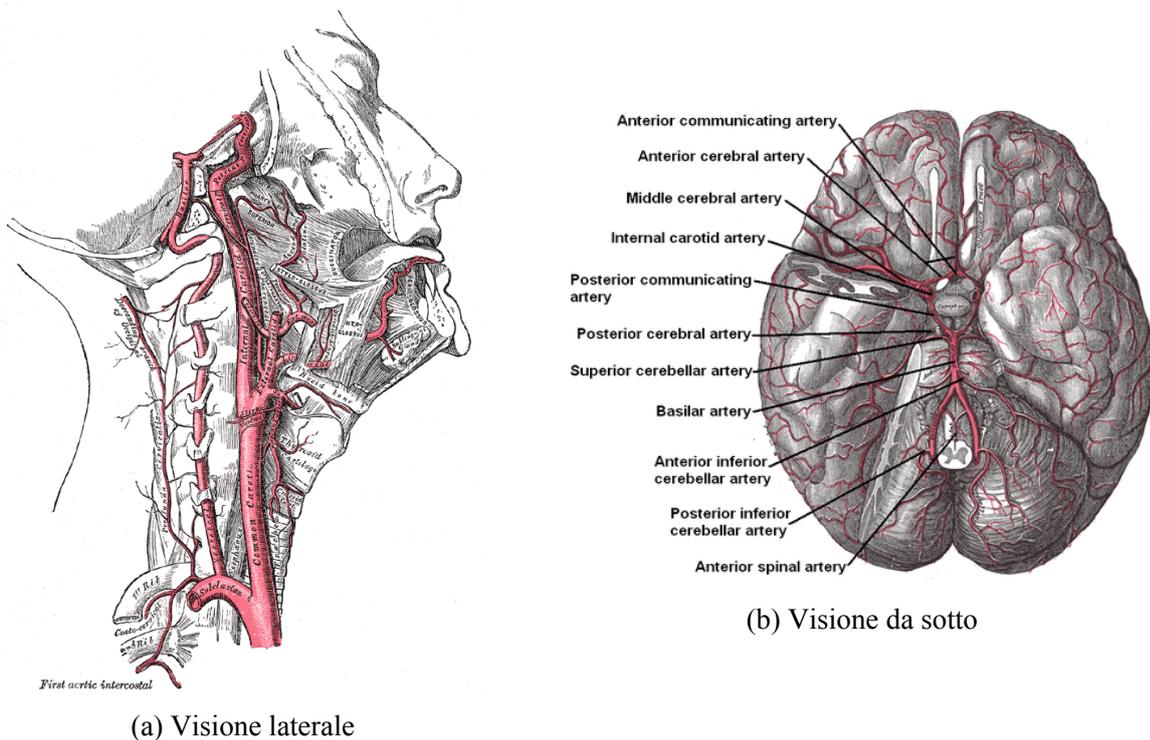


Figura 1.1: Artrie cerebrali

Ognuno con diverse cause, fisiopatologie ed eziologie.

Gli ictus ischemici, che costituiscono la maggior parte dei casi (circa l'80% [2]) si verificano dunque quando il flusso sanguigno all'encefalo viene ostacolato da un coagulo di sangue o un'aterosclerosi, che restringe le arterie cerebrali.

Le principali cause includono:

- Trombosi: formazione di un coagulo di sangue (noto come trombo) all'interno del vaso sanguigno. Spesso si forma su un'irregolarità della parete del vaso già presente da tempo, la cosiddetta placca aterosmatica (formata da un accumulo di colesterolo e piastrine). In questo caso si parla di *ictus aterotrombotico* [1].
- Embolia: distacco di un frammento di materiale solido liquido o gassoso (noto come embolo) da un punto del sistema circolatorio (generalmente il cuore) ed al suo successivo trasporto attraverso il flusso sanguigno fino ad un sito a distanza, dove può causare l'ostruzione di un vaso più piccolo. In questo caso si parla di *ictus embolico* ed è la forma più frequente di ictus nelle persone over 65 anni [3].

Nelle forme ischemiche, la parte di cervello che veniva irrorata dal vaso occluso non viene più rifornita di sangue e dunque ossigeno e nutrienti, fondamentali per consentire la sopravvivenza delle cellule cerebrali, che vanno quindi incontro a morte cellulare (necrosi) e quella zona di

cervello perde dunque la sua funzione, con sintomi specifici in base alla zona colpita (es. disturbo del movimento se viene colpita la corteccia motoria e le fibre di connessione del network motorio, disturbo del linguaggio se vengono colpite le aree e connessione del linguaggio, etc.). Affinché si realizzi questa situazione è necessario che il periodo di ischemia sia prolungato e persistente, altrimenti se permane per un periodo di tempo più breve e successivamente si ha la ripresa totale delle funzioni cerebrali, si verifica quello che viene classificato come T.I.A.:

Il TIA, acronimo di Attacco Ischemico Transitorio (noto in inglese come Transient Ischemic Attack), presenta sintomi simili a quelli di un ictus. Tuttavia, i disturbi neurologici o oculari si manifestano rapidamente e persistono per un breve periodo, generalmente per un periodo di tempo che va dai pochi minuti fino ad un ora. Secondo la definizione, la completa remissione di tali sintomi avviene entro le 24 ore dall'esordio. Questi episodi rappresentano segnali di allarme cruciali e devono essere affrontati con la massima serietà. Il loro manifestarsi può precedere di alcune ore o giorni l'insorgenza di un ictus definitivo. Riconoscere prontamente tali segni è fondamentale, poiché consente di identificare e trattare tempestivamente le cause. Sebbene la maggioranza degli ictus non sia preceduta da un TIA, si stima che circa un terzo dei pazienti che ha sperimentato un TIA possa sviluppare un ictus entro un anno.

Gli ictus emorragici, invece, risultano dalla rottura dei vasi sanguigni all'interno del parenchima cerebrale, con conseguente sanguinamento intracranico. Rappresentano il restante 20% circa degli ictus.

Le principali cause includono:

- Emorragia intracerebrale: perdita di sangue all'interno del parenchima cerebrale dovuta dalla rottura di un vaso sanguigno.
- Emorragia subaracnoidea: perdita di sangue nella regione subaracnoidea, uno spazio situato tra aracnoide e pia madre, due delle tre membrane che avvolgono il cervello ed il midollo spinale, note come meningi.

Nelle forme emorragiche una parte di un vaso si rompe e sanguina nel cervello circostante. Il sangue si accumula e comprime il tessuto cerebrale circostante, distruggendo, con azione meccanica, una parte dell'encefalo, inoltre la presenza di sangue può irritare il tessuto cerebrale ed innescare una risposta infiammatoria, peggiorando così l'entità del danno. L'ictus emorragico rappresenta solo una piccola percentuale di tutti gli ictus, ma è il più grave e potenzialmente fatale.

1.2 Epidemiologia

L'ictus cerebrale è la terza causa di morte, dopo l'infarto miocardico e le neoplasie e la prima causa di disabilità nel mondo [4]. La mortalità è maggiore nel caso di ictus emorragico, come già citato in precedenza. In Italia l'ictus è la seconda causa di morte, dopo le malattie ischemiche cardiache, è responsabile del 9-10% di tutti i decessi. Ogni anno si registrano nel nostro Paese circa 90.000 ricoveri dovuti all'ictus cerebrale, di cui il 20% sono recidive. Il 20-30% delle persone colpite da ictus cerebrale muore entro un mese dall'evento e il 40-50% entro il primo anno. Solo il 25% dei pazienti sopravvissuti ad un ictus guarisce completamente, il 75% sopravvive con una qualche forma di disabilità, e di questi la metà è portatore di un deficit così grave da perdere l'autosufficienza [1], [3]. L'incidenza dell'ictus è più alta dopo i 55 anni, e la sua frequenza raddoppia successivamente ad ogni decade. La prevalenza di ictus nelle persone di fascia di età compresa tra i 65-85 anni è del 6.5% (negli uomini 7.4% e nelle donne 5.9%). In considerazione del fatto che nei paesi industrializzati la popolazione invecchia di più rispetto al passato, l'incidenza dell'ictus è destinata ad aumentare, ma rispetto al 2000 queste percentuali si sono progressivamente ridotte. Infatti, secondo l'ufficio Europeo di statistica, nel 2013 l'ictus ha rappresentato l'8.7% delle morti, registrando un sensibile miglioramento rispetto ai dati del 2000 (11.5%). La riduzione della frequenza di malattie cerebrovascolari dipende sicuramente da un miglior controllo dei fattori di rischio, che si dividono principalmente in due categorie, fattori di rischio correggibili e non correggibili.

Fattori di rischio non correggibili:

- **Età:** come precedentemente discusso l'ictus l'incidenza di ictus è più alta dopo i 55 anni di età e la frequenza raddoppia per ogni successiva decade.
- **Familiarità:** la presenza di un familiare stretto che ha avuto episodi di ictus cerebrale aumenta il rischio di potervi incorrere rispetto a chi ha familiarità negativa con malattie cerebrovascolari.
- **Sesso:** il sesso maschile presenta insorgenza di ictus più frequente rispetto a quello femminile, si pensa che questo fattore sia dovuto alla presenza degli ormoni sessuali che coprono la donna almeno fino alla menopausa. Con l'avvento di quest'ultima (mediamente intorno ai 45-55 anni) le 2 curve di incidenza tornano ad appaiarsi. Dopo gli 80 anni invece l'incidenza tende ad essere maggiore per le donne, poiché rappresentano una fetta di popolazione maggiore per questa fascia di età.

- Storia di T.I.A.: persone che hanno manifestato uno o più T.I.A. risultano avere rischi più elevati di andare incontro a ictus.

Fattori di rischio che possono invece essere corretti:

- Iperensione arteriosa: rappresenta la principale causa di ictus ed il più importante fattore da monitorare.
- Diabete mellito.
- Ipercolesterolemia.
- Fumo di sigaretta: il fumo come per molte altre malattie aumenta di molto il rischio di contrarre ictus.
- Cardiopatie: soprattutto a livello di fibrillazione atriale, ma anche la presenza di protesi valvolari, poiché esse aumentano il rischio di trombosi.
- Alimentazione scorretta.
- Obesità: l'obesità aumenta il rischio di malattie cardiache, diabete e ipertensione, tutte cause già citate.
- Eccessivo consumo di alcool: quest'ultimo va ad aumentare la pressione arteriosa ed il rischio di ictus [1], [3].

1.3 Manifestazioni cliniche

L'ictus si può manifestare con vari segnali e sintomi, i quali possono essere transitori, rimanere costanti o addirittura peggiorare durante le ore successive, per questo risulta fondamentale un'azione immediata ed un monitoraggio attento della situazione. Possiamo distinguere la sintomatologia in sintomi motori e non motori.

1.3.1 Sintomi motori

I Sintomi motori più comunemente associati all'ictus sono i seguenti:

- Debolezza muscolare o paralisi: può verificarsi all'improvviso su un lato del corpo, che può interessare gli arti superiori, inferiori o entrambi. I deficit motori in genere colpiscono gli arti controlaterali alla lesione cerebrale.

- Difficoltà nel camminare e nel sostenersi in piedi: Si potrebbe andare incontro ad instabilità, perdita dell'equilibrio e difficoltà nella coordinazione del movimento durante il ciclo di cammino.
- Difficoltà nel movimento degli arti: La coordinazione motoria potrebbe essere appunto compromessa ed il soggetto potrebbe mostrare difficoltà nell'eseguire azioni quotidiane, soprattutto i gesti che richiedono più precisione.
- Emiparesi facciali: L'ictus può influenzare i muscoli del viso, causando asimmetrie e difficoltà nella coordinazione dei muscoli facciali [5].

È importante notare che i sintomi motori dell'ictus possono variare in base alla zona del cervello interessata e alla gravità dell'evento. In presenza di sintomi sospetti, è essenziale cercare immediatamente assistenza medica, poiché un trattamento tempestivo può fare la differenza nel limitare i danni cerebrali causati dall'ictus.

1.3.2 Sintomi non motori

Gli ictus possono manifestarsi con una gamma di sintomi non motori, che possono variare in base all'area del cervello coinvolta. Alcuni dei sintomi non motori comuni associati all'ictus includono:

- Difficoltà nel linguaggio e nella comprensione: Problemi nell'uso della parola e nella comprensione del linguaggio parlato possono essere sintomi non motori dell'ictus.
- Disturbi della vista: Sguardo deviato nel lato della lesione, vista offuscata o riduzione del campo visivo controlaterale, sono segni di lesione cerebrale.
- Stato confusionale e difficoltà cognitive: possono verificarsi difficoltà nel ragionamento lucido, confusione mentale, amnesie temporanee e problemi nella concentrazione.
- Incontinenza urinaria e del tratto intestinale: L'ictus può influire sulla funzione della vescica e dell'intestino, portando a perdite involontarie o a problemi nella minazione.
- Cambiamenti repentini dello stato emotivo e comportamentale: Variazioni improvvise dell'umore, ansia, depressione o irritabilità possono essere sintomi non motori legati all'ictus [5].

1.4 Trattamento e tecniche di riabilitazione

1.4.1 Trattamento

Il trattamento dell'ictus necessita di una distinzione tra le terapie applicate nella fase acuta e quelle dedicate alla prevenzione primaria e secondaria:

La fase acuta coinvolge interventi immediati come l'uso di farmaci trombolitici per ictus ischemici o il controllo della pressione arteriosa in caso di ictus emorragici. Per coloro che non hanno mai sperimentato un ictus (prevenzione primaria), le strategie possono includere modifiche nello stile di vita e l'uso di farmaci preventivi, mentre per coloro che hanno già avuto un ictus (prevenzione secondaria) si mira a prevenire recidive attraverso farmaci specifici e modifiche dello stile di vita. Questo approccio differenziato mira a massimizzare l'efficacia del trattamento in base alle esigenze dei pazienti.

Le due opzioni per il trattamento dell'ictus ischemico acuto includono la trombolisi endovenosa e la tromboectomia meccanica. Per quanto riguarda invece l'ictus emorragico, il trattamento durante la fase acuta varia in base alla causa della emorragia. Anche in questi casi la tempestività è fondamentale, nonostante le finestre terapeutiche risultino più dilatate. Per le emorragie legate all'ipertensione arteriosa, è cruciale iniziare un trattamento farmacologico aggressivo per ridurre la pressione arteriosa sistolica sotto i 140 mmHg entro le prime ore dalla comparsa dei sintomi. L'uso di farmaci antiedemigeni può essere considerato per ridurre la pressione intracranica. In casi specifici, potrebbe essere necessario un intervento neurochirurgico per evacuare l'ematoma cerebrale e ridurre la pressione intracranica. Nei casi di emorragie causate dalla rottura di lesioni vascolari, come aneurismi o malformazioni arterovenose cerebrali, è consigliato un intervento chirurgico o endovascolare per ridurre il rischio di ri-sanguinamento, particolarmente elevato nelle prime 48 ore dai sintomi. Pertanto, tali procedure dovrebbero essere eseguite entro questo periodo per migliorare le prospettive di recupero. Consultare un professionista medico per una valutazione dettagliata e un piano di trattamento personalizzato

1.4.2 Valutazione della funzione residua del paziente

Il punto di partenza fondamentale per impostare un protocollo di riabilitazione efficace è la valutazione della funzionalità residua del paziente. Quando si parla di valutazione della funzionalità residua, ci si riferisce alla valutazione delle capacità cognitive, motorie e psicosociali di un paziente dopo un ictus. Questa valutazione fornisce informazioni preziose sul livello di indipendenza del soggetto nelle attività quotidiane e sulle aree in cui potrebbe aver bisogno di supporto aggiuntivo. Una valutazione accurata ci consente di comprendere il grado di disabilità del paziente e di stabilire obiettivi realistici per il suo recupero. Ogni paziente è unico e perciò una strategia che potrebbe rivelarsi efficace per un soggetto potrebbe non esserla per un altro.

Pertanto, è essenziale adattare il programma di riabilitazione alle esigenze specifiche di ciascun individuo. La valutazione della funzionalità residua ci aiuta a monitorare i progressi nel tempo e a modificare il piano di trattamento di conseguenza. Il recupero dopo un ictus può essere un processo lungo e complesso, ed è importante essere flessibili e adattare le terapie in base alla risposta del paziente. Senza una valutazione regolare, rischiamo di perdere di vista gli obiettivi di riabilitazione e di non fornire al paziente il supporto di cui ha bisogno. Infine, la valutazione della funzionalità residua ci aiuta a identificare i fattori di rischio per eventuali complicazioni a lungo termine e a intervenire precocemente per prevenirle. Ad esempio, un paziente con difficoltà di deglutizione potrebbe essere a rischio di aspirazione polmonare, mentre un paziente con debolezza muscolare potrebbe essere più soggetto a cadute e lesioni. Identificare questi rischi in anticipo ci consente di adottare misure preventive e migliorare la sicurezza del paziente. In particolare ai fini del seguente trattato sono di interesse quelle valutazioni riguardanti l'arto superiore.

Esistono molte scale cliniche in grado di dare una valutazione della funzionalità residua dell'arto superiore, come per esempio:

Fugl Mayer assessment :

La scala Fugl-Meyer Assessment (FMA) [6] è un indice per valutare il deficit sensomotorio negli individui che hanno avuto un ictus. Questa scala è stata proposta per la prima volta da Axel Fugl-Meyer e dai suoi colleghi nel 1975 come test di valutazione standardizzato per il recupero post-ictus nel loro articolo intitolato "Il paziente emiplegico post-ictus: un metodo per la valutazione delle prestazioni fisiche". Ora è ampiamente utilizzato per la valutazione clinica della funzione motoria. La scala in questione comprende cinque domini e conta un totale di 155 elementi:

1. *Funzionamento motorio*: Questo dominio valuta il movimento, la coordinazione e l'azione riflessa nelle estremità superiori e inferiori. Gli elementi sono stati derivati dalla descrizione di Twitchell del 1951 sulla storia naturale del recupero motorio dopo un ictus e integrano le fasi del recupero motorio di Brunnstrom.
2. *Funzionamento sensoriale*: Valuta il tocco leggero su due superfici del braccio e della gamba, così come il senso della posizione per otto articolazioni.
3. *Equilibrio*: Comprende sette test, di cui tre eseguiti in posizione seduta e quattro in posizione eretta.
4. *Range di movimento articolare*: Valuta il movimento articolare in otto articolazioni.
5. *Dolori articolari*: Esamina la presenza di dolore articolare.

Questo strumento di valutazione mira a valutare il recupero nel contesto del sistema motorio, con l'obiettivo di fornire una panoramica dettagliata delle capacità funzionali residue del paziente post-ictus. È importante notare che i compiti funzionali non sono inclusi nella valutazione, concentrandosi invece sulle capacità motorie, sensoriali, di equilibrio e sul range di movimento articolare. Questa scala però mostra una grossa problematica, ovvero l'influenza di effetti di saturazione, questo porta a non distinguere correttamente miglioramenti reali della mobilità rispetto a quelli ottenuti tramite principi di compensazione [7].

Misura dell'indipendenza funzionale (Functional Independence Measure FIM)

La Misura di Indipendenza Funzionale (FIM) [8] è uno strumento di valutazione funzionale ampiamente utilizzato durante la riabilitazione ospedaliera. Questa scala ordinale è composta da 18 item e viene impiegata con tutte le diagnosi all'interno di una popolazione riabilitativa. I punteggi FIM variano da 1 a 7, dove 1 rappresenta assistenza totale e 7 indica completa indipendenza. Punteggi inferiori a 6 indicano la necessità di supervisione o assistenza da parte di un'altra persona.

La FIM valuta le prestazioni indipendenti nelle seguenti aree:

- Cura personale
- Controllo degli sfinteri
- Trasferimenti
- Locomozione
- Comunicazione
- Cognizione sociale

La somma dei punti per ciascun item genera un punteggio totale che varia da 18 (il più basso) a 126 (il più alto), riflettendo il livello di indipendenza del paziente. Durante il periodo di riabilitazione, i punteggi all'ammissione e alla dimissione vengono valutati da un team multidisciplinare mentre osserva le funzioni del paziente. Successivamente alla dimissione, il funzionamento può essere valutato con precisione anche utilizzando una versione telefonica della FIM, amministrata da intervistatori qualificati. Questo tipo di misurazione mostra però una forte dipendenza dall'osservazione e ciò può portare a risultati soggettivi e non quantitativi. Molte linee guida infatti riportano la valutazione cinematica della funzionalità residua (European Stroke Organization, American Stroke Association). Il vantaggio delle misurazioni cinematiche dell'arto superiore, rispetto alle valutazioni cliniche standard, è che diversi aspetti del movimento possono essere monitorati in modo obiettivo, quantitativo e continuo.

L'analisi cinematica durante compiti funzionali è stata suggerita come un valido strumento per misurare direttamente e oggettivamente il controllo spaziotemporale del movimento [9]. Studi precedenti hanno dimostrato che le misure cinematiche durante il raggiungimento possono discriminare i cambiamenti nella qualità del percorso della mano dopo lesioni cerebrali e sono correlate alle misure delle funzioni del braccio, come ad esempio il Test di Ricerca Azione del Braccio (Action Research Arm Test A.R.A.T.) [10]. Queste misure non solo valutano le prestazioni, ma consentono anche di identificare la qualità del movimento e di chiarire le strategie motorie durante il compito di raggiungimento. Queste informazioni possono fornire preziosi dettagli su come la riabilitazione del controllo motorio influenzi l'organizzazione del movimento nei pazienti colpiti da ictus.

Gerdienke, Margit et al. Hanno elaborato un set di raccomandazioni europee basate sull'evidenza per la valutazione clinica dell'arto superiore in neuroriabilitazione (clinical assessment of upper limb in neurorehabilitation CAULIN) [11].

Tramite un set di dati provenienti dalle revisioni sistematiche, dalle linee guida di pratica clinica e dal consenso degli esperti sono state formate le serie specifiche di Outcome Measures (OM) raccomandate. Questi dati sono stati sintetizzati attraverso le tre fonti e classificati in base alla forza delle evidenze secondo i seguenti criteri:

- Set di base (valutazione a 3 stelle): OM che hanno dimostrato una forte evidenza di validità, affidabilità, reattività e utilità clinica e sono stati raccomandati da almeno due fonti.
- Set esteso (valutazione a 2 stelle): OM che hanno dimostrato una forte evidenza di validità, affidabilità, reattività e utilità clinica oppure sono stati raccomandati da almeno due fonti.
- Set supplementare (valutazione a 1 stella): OM che hanno mostrato alcune prove di validità, affidabilità, reattività e utilità clinica oppure sono stati raccomandati da almeno una delle fonti.

I set principali (3 stelle) ed estesi (2 stelle) di OM raccomandati rappresentano misure che sono psicometricamente valide, hanno un'utilità clinica adeguata e godono di un solido supporto nella comunità clinica e di ricerca. Tuttavia, il core OM a 3 stelle dovrebbe essere sempre considerato come la prima scelta per tutti gli studi clinici e i protocolli di implementazione in ambito clinico. Le misure classificate con 1 stella rappresentano quelle con un buon potenziale, ma per le quali le proprietà psicometriche, l'utilità clinica o il consenso degli esperti non sono completamente stabiliti. I risultati sintetizzati per le raccomandazioni CAULIN su specifici

OM sono mostrati nella tabella sottostante. (figura 1.2)

CAULIN recommendations for upper limb OMs			
	★ ★ ★ CORE SET	★ ★ EXTENDED SET	★ SUPPLEMENTARY SET
Body functions	Function <ul style="list-style-type: none"> Fugl-Meyer Assessment (upper extremity) 	Function <ul style="list-style-type: none"> Kinematics (movement quality) 	Function <ul style="list-style-type: none"> Motoricity Index Chedoke-McMaster Stroke Assessment Stroke Rehabilitation Assessment Movement
Activity	Capacity <ul style="list-style-type: none"> Action Research Arm Test 	Capacity <ul style="list-style-type: none"> Box & Block Test Chedoke Arm Hand Activity Inventory Wolf Motor Function Test Nine Hole Peg Test Performance (perceived) <ul style="list-style-type: none"> ABILHAND 	Capacity <ul style="list-style-type: none"> Frenchay Arm Test Motor Assessment Scale Performance (actual) <ul style="list-style-type: none"> Actual arm use (sensor-based)

Figura 1.2: Raccomandazioni CAULIN, *Margit et al, 2021, Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation volume*

1.4.3 Tecniche di riabilitazione

Come anticipato nell'introduzione, nel seguente trattato si andrà a porre il focus sulla parte di deficit motori, in particolare dell'arto superiore. Le motivazioni alla base di tale scelta derivano dal fatto che il deficit motorio dell'arto superiore è una delle conseguenze che in maniera maggiore influisce ed interferisce con la vita quotidiana e sociale dei soggetti che hanno riportato uno o più Ictus. Inoltre, i deficit motori degli arti superiori e inferiori sono tra le conseguenze post-ictus più comuni e invalidanti (circa l'80% dei casi). La riabilitazione dell'arto superiore, pertanto, rappresenta una delle sfide principali per il processo di recupero in un paziente in seguito ad un ictus, negli ultimi anni pertanto sono state proposte diverse tecniche riabilitative, influenzate dalle scoperte nell'ambito neurofisiologico. Nella successiva parte del trattato ne saranno esposte alcune [12], in maniera introduttiva e non specifica poiché questo non è il focus della ricerca.

Action Observation Training (AOT)

L'Action Observation Training (AOT) è una tecnica riabilitativa basata sul concetto di neuroni specchio: una particolare tipologia di neuroni che sono in grado di attivarsi non quando è il soggetto stesso ad eseguire un movimento, ma quando si vede eseguire il movimento

da una terza parte. I neuroni specchio furono descritti per la prima volta negli anni 90 da un gruppo di ricercatori dell'Università di Parma, in un esemplare di macaco, ma la loro esistenza nell'uomo venne confermata da studi effettuati utilizzando la TMS (Stimolazione Magnetica Transcranica) e grazie a tecniche non invasive di neuroimaging. Negli esseri umani, la presenza dei neuroni a specchio è stata rilevata anche nella porzione anteriore del lobo parietale inferiore, le cui caratteristiche sembrano essere simili a quelle dei neuroni presenti nella corteccia premotoria. Queste due regioni sono interconnesse e costituiscono una rete all'interno del circuito fronto-parietale, il quale coordina le azioni. Grazie a questa scoperta si è sviluppato il protocollo di riabilitazione. Secondo questa tecnica, il paziente è chiamato a osservare attentamente le azioni presentate tramite un video o eseguite da un operatore esterno, al fine di poi tentare di ripeterle e imitarle. L'obiettivo dell'Action Observation Training (AOT) nella riabilitazione di individui con lesioni al sistema nervoso centrale è quello di fornire uno strumento per recuperare le funzioni motorie perse a causa della disabilità. Questo avviene sia come alternativa che, più frequentemente, in modo complementare alla fisioterapia. Quando un paziente non è in grado di eseguire movimenti a causa di danni cerebrali, questo protocollo offre la possibilità di stimolare specifiche aree della corteccia cerebrale. Questo processo rafforza le reti corticali intatte e agevola l'attivazione di quelle danneggiate, prevenendo cambiamenti nella riorganizzazione cerebrale che di solito si verificano a seguito di prolungata inattività.

Bilateral Transfer (BT)

Il Bilateral Transfer (BT) è un fenomeno neurofisiologico che consente il trasferimento di abilità motorie da una mano alla sua parte controlaterale, tra gli arti inferiori o dall'arto superiore a quello inferiore. È stato dimostrato che l'attivazione dell'emisfero danneggiato può essere favorita mediante l'attivazione simultanea di quello sano attraverso movimenti coordinati degli arti superiori, ristabilendo l'inibizione interemisferica disturbata dopo un ictus. Alcuni studi indicano che il Bilateral Transfer (BT) si verifica solo in presenza di attenzione, motivazione e ripetizione del movimento.

Biofeedback

Il Biofeedback è uno strumento di trasduzione del segnale biologico: un segnale di varia origine viene tradotto in una segnale differente che sia di più facile comprensione per il paziente. Si tratta di un approccio che fornisce un riscontro in tempo reale al paziente e al riabilitatore tramite informazioni visive o uditive sulla contrazione o il movimento eseguito. Ciò aiuta il paziente a comprendere chiaramente quando ha raggiunto l'obiettivo. Generalmente viene

associato ad un elettromiografo, che registra la differenza di potenziale lungo il muscolo, il segnale viene successivamente amplificato e codificato in un formato più accessibile al paziente. Dopo un ictus, il danno neuronale disturba la regolazione normale del tono muscolare, dando luogo a un'attività muscolare inappropriata, nota come spasticità. Si ritiene che il paziente possa avere vie intatte, ma queste inizialmente potrebbero non manifestarsi come tali. L'utilizzo del biofeedback elettromiografico (EMG-BFB) consente ai soggetti di comprendere come sfruttare queste vie rimaste integre. Successivamente, i pazienti possono imparare a controllare l'attività muscolare per recuperare la funzione motoria dopo l'ictus, anche senza dipendere completamente da questo strumento.

Constrain induced movement therapy

La "Constraint Induced Movement Therapy" (CIMT) è una tecnica di neuroriabilitazione che si distingue per la restrizione dell'arto superiore meno colpito e l'uso forzato del braccio affetto. La teoria alla base del "Constraint Induced Motor Therapy" si basa sul concetto di "learned non-use", derivato da esperimenti condotti su primati. I ricercatori hanno notato che, dopo la deafferentizzazione (interruzione dei nervi afferenti), le scimmie hanno imparato a evitare di utilizzare l'arto affetto nonostante le capacità motorie rimanessero intatte. Secondo questa teoria, chi ha subito un ictus potrebbe effettivamente essere in grado di eseguire movimenti migliori di quelli spontanei. Pertanto, obbligando l'uso forzato dell'arto colpito, il soggetto potrebbe apprendere come riutilizzarlo. Tuttavia, permangono delle incertezze sulla tecnica. Innanzitutto, affinché il paziente possa eseguire esercizi o attività quotidiane in modo forzato, deve comunque possedere sufficienti capacità motorie residue. Di conseguenza, questa tecnica non può essere applicata in presenza di deficit motori gravi. In secondo luogo, è importante non sottovalutare il rischio di un impegno eccessivo, soprattutto nelle fasi iniziali post-ictali, quando il tessuto cerebrale può ancora essere soggetto a sofferenza ischemica o ipossica; un uso eccessivo dei neuroni potrebbe innescare meccanismi di eccitotossicità.

Mirror therapy (MT)

La Mirror Therapy (MT) è una tecnica basata sul "fenomeno della sinestesia nell'arto fantasma" descritto da Ramachandran. Inizialmente utilizzata per alleviare il dolore negli arti fantasma degli amputati, è stata successivamente adottata nel processo di recupero post-ictus. Questo approccio richiede al paziente di eseguire azioni con l'arto sano, mentre uno specchio posizionato copre l'arto colpito con la sua immagine riflessa. Nonostante l'arto paralizzato non si muova dietro lo specchio, il feedback visivo proveniente dal riflesso incide sulla percezione

dell'arto, influenzando la rappresentazione del danno nervoso e delle aree motorie associate al lato interessato. La MT è stata applicata con successo a pazienti colpiti da ictus ed è ritenuta una tecnica che facilita il recupero motorio, supportato da trial clinici randomizzati. Alcuni studi hanno anche evidenziato miglioramenti biomeccanici e funzionali nelle attività quotidiane.

Virtual reality (VR)

La virtual reality consiste nella simulazione di uno spazio o un ambiente nel quale il paziente può interagire, attraverso delle specifiche interfacce uomo-macchina. La realtà virtuale sfrutta sistemi di simulazione interattivi per creare un ambiente tridimensionale che simula la realtà, consentendo ai pazienti di partecipare ad attività indipendentemente dalla loro disabilità fisica. L'uso della realtà virtuale consente ai pazienti di eseguire movimenti ripetuti con un obiettivo specifico, facilitando l'utilizzo dell'arto superiore paralizzato in modo divertente e motivante. Studi suggeriscono che un'elevata motivazione è associata a risultati migliori e ad una riduzione delle complicanze. Un ulteriore vantaggio di questa tecnica è che, una volta appresa, i pazienti possono continuare a utilizzarla autonomamente, ad esempio attraverso console basate sulla realtà virtuale, anche a casa, mantenendo l'allenamento in modo continuativo.

Robot assistance

La Robot Assistance (RA) è una tecnica sviluppata recentemente che utilizza strumenti robotici per consentire la ripetizione illimitata di specifici movimenti. L'utilizzo di robot nella riabilitazione potrebbe condurre a un programma intensivo e preciso a lungo termine. Grazie ai robot, il trattamento può essere somministrato anche senza la supervisione costante del riabilitatore, portando a una riduzione dei costi del personale. Inoltre, l'assistenza robotica nella riabilitazione può offrire misurazioni quantitative delle performance estremamente precise. Tuttavia, vi sono anche delle problematiche nell'utilizzo di determinati sistemi, per esempio l'utilizzo di robot richiede un periodo di formazione per istruire non solo il paziente ma anche il somministratore all'utilizzo del dispositivo e aspetto più importante è l'impossibilità di interpretare le reazioni dei pazienti: il robot, infatti, non è in grado di comprendere le esigenze del paziente a differenza di un terapeuta esperto.

Capitolo 2

Le primitive motorie e l'analisi del movimento

Danni neurologici del Sistema Nervoso Centrale, tra cui quelli associati ad ictus e ad altri disturbi neurologici o neurodegenerativi possono causare gravi compromissioni delle funzioni sensoriomotorie, incidendo sulle attività quotidiane, sull'indipendenza e sulla qualità della vita in generale. Questa problematica è particolarmente rilevante nel caso degli arti superiori, essenziali per l'interazione con l'ambiente e l'esecuzione delle attività fisiche quotidiane.

Nel contesto della neuroriabilitazione, si sta progressivamente riconoscendo l'importanza cruciale della valutazione standardizzata e quantitativa delle funzioni degli arti. Un'analisi dettagliata dei deficit sensoriomotori dopo disturbi neurologici risulta fondamentale per fornire ai pazienti la miglior presa in carico riabilitativa e quindi favorire un recupero ottimale [13]. Fino a oggi, le valutazioni si sono principalmente basate su scale cliniche qualitative [14], che presentano però diverse problematiche. I punteggi clinici utilizzati per valutare gli arti superiori, come quelli derivati dalla *Functional Independence Measure*, dipendono da scale ordinate basate sull'osservazione e valutazione clinica. Queste scale manifestano limitata affidabilità [15], [16] sia tra valutazioni diverse che all'interno di valutazioni ripetute (*inter-ed intra-rater reliability*). Inoltre, possono essere influenzate dagli effetti di saturazione, come nel caso del *Fugl-Meyer Assessment* [7]. Di conseguenza, tali strumenti spesso incontrano difficoltà nel distinguere i miglioramenti nel recupero motorio da quelli derivanti da strategie alternative di compensazione. Si evidenzia, pertanto, l'urgente necessità di esplorare e adottare tecniche che consentano una valutazione quantitativa del problema, fondata su evidenze scientifiche oggettive. Tale approccio mira a superare le limitazioni delle attuali scale cliniche, promuovendo un quadro di valutazione più accurato e affidabile, cruciale per un intervento mirato ed efficace nella neuroriabilitazione.

Si è pensato perciò di utilizzare il concetto delle primitive motorie ovvero movimenti singoli indivisibili la cui unione può dare forma ai movimenti complessi del nostro corpo. Studi su animali con lesioni hanno dimostrato che allenando movimenti funzionali in modo precoce e in quantità sufficiente, è possibile ottenere un robusto recupero motorio [17], [18]. Tuttavia, nelle terapie di riabilitazione umana, le dosi ottimali di allenamento sono sconosciute, in parte perché attualmente manca uno strumento di misurazione pragmatico per identificare cosa e quanto viene effettivamente allenato durante la riabilitazione. Un primo passo per quantificare la riabilitazione è dunque quello di identificare un'unità di misura standard, scomponendo le attività in primitive funzionali del movimento, ovvero movimenti discreti e orientati agli oggetti con un singolo obiettivo. Ci concentriamo su queste perché:

1. Sono indivisibili e in gran parte invarianti tra individui [19],
2. Possono essere rappresentate a livello corticale [20], e forniscono una misurazione più dettagliata delle prestazioni in pazienti con ictus che potrebbero non essere in grado di completare un'intera attività.
3. Come i fonemi del linguaggio, le primitive del movimento possono essere concatenate in varie combinazioni per creare un movimento funzionale [21] (analogamente a una parola), che può essere successivamente concatenato per formare un'attività funzionale (analogamente a una frase). Ad esempio, una serie di primitive di “raggiungimento dell'oggetto” – “trasporto” – “afferraggio”, potrebbe costituire un movimento funzionale per aprire un tappo di bottiglia, all'interno dell'attività di bere.

L'analisi di queste primitive va indagata attraverso l'utilizzo di differenti metodologie per l'analisi del movimento:

I dispositivi indossabili, come le unità di misurazione inerziale (IMU) e gli accelerometri, forniscono dati cinematici dettagliati e continui, consentendo una registrazione ininterrotta del movimento, elemento cruciale nelle applicazioni cliniche. Inoltre, consentono un montaggio meno invasivo rispetto ad altre alternative pur mantenendo la qualità dei dati raccolti, per questo si pongono come la principale scelta di componente sensoristica nella valutazione della mobilità articolare.

2.1 Primitive motorie

2.1.1 Caratterizzazione cinematica e sinergie muscolari

Le primitive motorie possono essere controverse. Cos'è un "primitivo"? Il Dizionario afferma:

1. *Non derivato da qualcos'altro; primario o di base.*
2. *Di o relativo a uno stadio o stato più antico o originale; primordiale. Essendo poco evoluto da un tipo ancestrale precoce.*
3. *Caratterizzato da semplicità o crudezza [22].*

Queste definizioni sono vicine a ciò che molti considerano le 'Primitive Motorie' (Motor Primitives, MP) nelle neuroscienze, cioè i mattoni fondamentali per la costruzione del movimento [23].

L'introduzione al concetto delle primitive motorie suscita un'interessante riflessione sulla complessità intrinseca del movimento umano. Nella nostra quotidianità, spesso diamo per scontato il fatto che il nostro corpo esegua movimenti apparentemente semplici, come camminare o afferrare un oggetto. Tuttavia, dietro a questi gesti comuni si cela una ricchezza di dettagli e una struttura organizzativa che va oltre la superficie visibile. Le primitive motorie o di movimento rappresentano elementi fondamentali a vari livelli della gerarchia motoria e possono essere paragonati a degli "schemi motori" [24], "prototipi" [25] o "moduli di controllo" [26]. Non è necessario che siano universali, cioè non devono essere applicabili a tutti i comportamenti o compiti possibili. Potrebbero essere specifici per un particolare livello di rappresentazione o compito. La loro caratteristica chiave è che diverse azioni possono derivare da un numero limitato di primitive memorizzate attraverso opportune operazioni e trasformazioni, e che queste primitive possano essere combinate attraverso una sintassi d'azione ben definita per formare azioni più complesse. Le primitive possono essere definite cinematiche [27], dinamiche (o di sinergie muscolari) [28] o funzionali (come introdotto in precedenza). Le primitive cinematiche potrebbero essere chiamate "stroke" [29] o "submovements" [27], mentre le primitive dinamiche consistono in campi di forza statici, sinergie di coppia muscolare e articolare temporalmente variabili o politiche di controllo.

La sinergia muscolare si riferisce alla coordinata azione di più gruppi muscolari durante un movimento. In sostanza, è la collaborazione di muscoli diversi che lavorano insieme per raggiungere un obiettivo motorio specifico, come sollevare un oggetto, correre o saltare. Questa cooperazione muscolare è essenziale per la produzione di movimenti fluidi e controllati

e coinvolge il sistema nervoso nel coordinare le contrazioni muscolari appropriate. Sono stati condotti studi utilizzando registrazioni elettromiografiche (EMG) dei muscoli degli arti posteriori delle rane [30] per esaminare se il comportamento naturale mostra sinergie tra gruppi di attività muscolari in una vasta gamma di comportamenti. Simili approcci sono stati utilizzati anche per identificare sinergie muscolari durante la postura [31] e la locomozione [32] umana. Inizialmente si riteneva che ogni muscolo partecipasse esclusivamente a una sinergia specifica. Tuttavia, questi approcci eccessivamente semplificati non hanno avuto successo, sollevando dubbi sull'effettiva esistenza delle sinergie muscolari. Più recentemente però (nel 2005) sono state identificate con successo le sinergie muscolari in mammiferi vertebrati,[31] utilizzando la *non negative matrix factorization* (NMF), una tecnica formulata per la prima volta da Tresch et al .[33] Si è arrivati dunque alla conclusione che diverse sinergie agiscano su un determinato muscolo e che l'attivazione di quel muscolo sia data dalla somma delle attivazioni dovute a tutte le sinergie. Queste sinergie possono essere attivate e manipolate come unità singole (primitive), con i loro schemi di sinergia muscolare. Questo piccolo repertorio di sinergie è sufficiente per guidare meccanicamente un complesso modello di arto muscoloscheletrico.

A livello neuronale invece, una primitiva o un modulo neuronale corrisponde a un insieme di neuroni, come ad esempio neuroni spinali o corticali [[30], [34]. Il sistema nervoso, con la sua complessa rete di connessioni e funzioni, emerge come il regista principale nell'organizzazione e nell'esecuzione del movimento umano. Questa organizzazione va oltre la semplice produzione di movimenti; il sistema nervoso sembra svolgere un ruolo cruciale nella preparazione per atti contingenti e nelle correzioni necessarie di fronte a perturbazioni, sia comuni che inaspettate, durante qualsiasi movimento complesso del corpo.

Questa considerazione ci porta a riflettere sulla natura delle primitive motorie (MP) più fondamentali. Se il sistema nervoso è coinvolto nella preparazione e nella gestione di atti contingenti e correzioni, ne deriva che le primitive più fondamentali devono svolgere un ruolo essenziale come elementi compositivi in ogni contesto di movimento. In altre parole, le primitive motorie fondamentali devono essere gli elementi costitutivi idonei per costruire in modo rapido ed efficiente gli aspetti cinematici, cinetici, di impedenza e di risposta contingente di un movimento complesso.

Questa prospettiva offre un'affascinante finestra sulla modularità del sistema nervoso e sulla sua capacità di adattarsi a una vasta gamma di situazioni motorie. Se consideriamo le MP fondamentali come blocchi di costruzione flessibili, possiamo immaginare il sistema nervoso come un architetto che, con maestria, li assembla per creare la vasta gamma di movimenti che caratterizzano la nostra esperienza quotidiana. L'implicazione pratica di questa visione

è notevole. Se siamo in grado di identificare e comprendere queste primitive motorie fondamentali, potremmo aprire la strada a nuove prospettive nell'ambito della riabilitazione, dell'ingegneria del movimento e della progettazione di interfacce uomo-macchina. La capacità di manipolare e integrare questi MP potrebbe consentire la creazione di interventi terapeutici mirati, la progettazione di protesi e dispositivi robotici più affini ai meccanismi di controllo neurali e la realizzazione di dispositivi di interazione uomo-macchina più adattabili. Inoltre, la considerazione delle primitive motorie più fondamentali come elementi compositivi chiave nei movimenti complessi del corpo apre una nuova prospettiva sulla modularità e sull'adattabilità straordinaria del sistema nervoso. Questa comprensione potrebbe gettare le basi per avanzamenti significativi nelle applicazioni pratiche, aprendo un mondo di possibilità nella ricerca e nello sviluppo di soluzioni innovative nel campo della salute e della tecnologia.

Le primitive motorie, dunque, costituiscono l'essenza di questo mosaico neuro-motorio. Questi modelli di base, che si sviluppano fin dalle prime fasi dello sviluppo motorio [35], diventano il fondamento su cui costruiamo le azioni ed i movimenti più complessi nel corso della vita. Capire la caratterizzazione cinematica di queste primitive motorie significa esplorare i meccanismi sottostanti che guidano e coordinano la nostra abilità neuro-motoria, offrendo una finestra privilegiata sulla comprensione del controllo motorio. La caratterizzazione cinematica delle primitive funzionali motorie si riferisce all'analisi dei movimenti del corpo umano attraverso parametri cinematici. Questi parametri forniscono una descrizione quantitativa degli aspetti spaziali e temporali dei movimenti, aiutando a comprendere la struttura e l'organizzazione dei gesti motori di base. È fondamentale, perciò, individuare in maniera corretta e precisa i parametri cinematici principali del movimento.

L'utilizzo di tecnologie avanzate, come i sistemi di motion capture e i sensori inerziali, ci consente di esaminare attentamente ogni aspetto del movimento umano. Dalla posizione delle articolazioni alla traiettoria di movimento, l'analisi cinematica svela dettagli intricati che caratterizzano l'esecuzione di una specifica azione motoria. Modelli matematici e computazionali emergono come strumenti indispensabili in questo contesto, permettendoci di tradurre i dati cinetici raccolti in una comprensione quantitativa delle primitive motorie. Questi modelli non solo descrivono le complesse relazioni tra segmenti del corpo e articolazioni, ma forniscono anche previsioni che aprono la strada a nuove scoperte e applicazioni pratiche. Le applicazioni pratiche della caratterizzazione cinematica delle primitive motorie sono diverse affascinanti e spaziano in moltissimi campi di applicazione:

Nell'ambito dell'ingegneria robotica, ad esempio, la capacità di replicare con precisione i movimenti umani è essenziale per lo sviluppo di robot collaborativi e assistivi. Parallelamen-

te, nel campo della riabilitazione, la comprensione dettagliata delle primitive motorie consente di personalizzare terapie mirate, ottimizzando il processo di recupero. Permettendo al soggetto di raggiungere gli obiettivi in maniera più rapida e allo stesso tempo alleggerire il carico dalle strutture di competenza, rendendo tempi di attesa e complicanze significativamente ridotti.

Nell'ambito sportivo, la suddivisione dei movimenti in primitive motorie permette agli atleti di ottimizzare l'allenamento concentrandosi su sedute mirate a migliorare la tecnica di uno specifico sotto-movimento per rendere l'atto completo più efficace o estetico possibile. Inoltre, si sottolinea l'importanza della dimensione interdisciplinare nella ricerca sulle primitive motorie. L'approccio sinergico di neuroscienziati, biomeccanici ed esperti di ingegneria consente di affrontare le molteplici sfaccettature del movimento umano in modo più completo. Attraverso questa collaborazione, emergono nuove prospettive e soluzioni innovative, spingendo i confini della nostra comprensione e aprendo nuove strade per l'applicazione pratica delle conoscenze acquisite.

In conclusione, la caratterizzazione cinematica delle primitive funzionali motorie non solo rappresenta una profonda indagine scientifica, ma anche una chiave per sbloccare nuove possibilità nell'ambito della tecnologia, della salute e della riabilitazione. Attraverso questo viaggio nella complessità delle azioni motorie fondamentali, ci avviciniamo a una comprensione più profonda del nostro corpo in movimento e alle promettenti applicazioni che possono emergere da questa conoscenza approfondita.

2.1.2 Caratterizzazione comportamentale

Come fa il sistema motorio umano a performare in maniera così funzionale nonostante le sue limitazioni? La risposta risiede nel carattere distintivo del controllo comportamentale. L'essere umano sembra organizzare il proprio comportamento e la propria percezione sulla base di piccole strutture compositive [36]. Queste strutture venivano spesso definite elementi costitutivi del comportamento o primitive comportamentali e possono essere viste come unità elementari di comportamento al di sopra del livello dei singoli comandi motori.

Questo concetto risulta fondamentale poiché la prospettiva che esista un repertorio limitato di comportamento è un modo efficace per affrontare la enorme dimensionalità e la ridondanza dei diversi livelli della gerarchia motoria, passando da semplici comportamenti primitivi verso un'ontologia di interazioni più sofisticate [37]. In geometria, se si considerano tutti gli angoli delle articolazioni come un insieme che definisce lo spazio di configurazione, allora un modello di movimento simultaneo di diverse articolazioni costituisce uno spazio più piccolo all'interno di questo spazio. Se i movimenti delle articolazioni sono limitati a questo spazio più piccolo ma rappresentano la maggior parte della variazione osservata, questo suggerisce che il sistema

nervoso centrale (CNS) semplifica il controllo del sistema muscolo-scheletrico selezionando comandi in questo spazio di dimensioni inferiori definito dalle sinergie.

È importante notare che le sinergie rappresentano un vincolo algebrico e non un oggetto dinamico. Anche se le sinergie possono variare nel tempo, esse costituiscono un vincolo cinematico, dove il tempo è considerato come una delle variabili correlanti. Tuttavia, la riduzione della dimensione dei comandi da sola non è sufficiente per spiegare completamente il modo in cui gli esseri umani controllano oggetti dinamici complessi. Pertanto, le primitive del controllo dovrebbero essere considerate come entità dinamiche che si adattano e rispondono alle variazioni dell'ambiente e delle condizioni.

Una caratteristica importante delle primitive dinamiche è la loro robustezza, che si potrebbe definire "permanenza temporanea". Anche se le primitive dinamiche, come i fonemi nella comunicazione verbale, possono essere di breve durata, il modello di comportamento si ripresenterà dopo una perturbazione. Almeno per perturbazioni di piccola entità. Questa definizione di primitive dinamiche suggerisce che possano essere testate empiricamente per la loro oggettiva realtà. Grazie alla loro robustezza, ci si aspetta che le primitive dinamiche si manifestino come modelli di comportamento comuni osservabili in diversi contesti e nonostante la presenza di rumore o perturbazioni, rendendo possibile la verifica sperimentale di tali modelli [38].

2.2 Tassonomia del movimento reaching and grasping

La modellazione della presa umana e dei movimenti della mano riveste un'importanza fondamentale nell'ambito scientifico e ingegneristico, contribuendo in modo significativo a comprendere e ottimizzare le capacità motorie dell'essere umano. Tale approccio riveste una particolare rilevanza nei settori della biomeccanica, della robotica, della riabilitazione e della progettazione di dispositivi assistivi. Dal punto di vista biomeccanico, una tassonomia quantitativa della presa umana fornisce una piattaforma analitica per comprendere la complessità della coordinazione cinetico-muscolare coinvolta nei movimenti della mano. Attraverso l'analisi di dati cinetici e muscolari, è possibile identificare sinergie motorie e modelli di attivazione muscolare, svelando dettagliati schemi di coordinamento durante diverse attività manuali. Nel campo della robotica, la tassonomia della presa umana è cruciale per la progettazione di mani robotiche avanzate. La replicazione accurata dei movimenti della mano umana richiede una comprensione dettagliata delle sinergie cinetico-muscolari, al fine di sviluppare sistemi robotici in grado di eseguire compiti manuali complessi con efficacia e precisione. In ambito riabilitativo, invece, essa è essenziale per sviluppare strategie di terapia personalizzate. Attraverso la comprensione delle sinergie coinvolte nei movimenti della mano, è possibile progettare protocolli di riabilitazione mirati, ottimizzando il recupero funzionale nei

pazienti con disabilità motorie della mano. Essa, dunque, rappresenta un pilastro fondamentale per l'avanzamento della scienza multidisciplinare.

Negli ultimi 30 anni, sono stati proposti diversi tentativi nella letteratura scientifica per creare una classificazione completa delle prese della mano. Tuttavia, tutte le tassonomie proposte finora si sono basate su spiegazioni qualitative e approcci soggettivi. I metodi qualitativi offrono preziose prospettive sulla natura di un fenomeno. Tuttavia, le misurazioni quantitative sono strettamente legate al metodo scientifico e al concetto fondamentale di scienza. I metodi quantitativi forniscono un controllo più concreto sul soggetto studiato, consentendo la formulazione di principi che possono essere definitivamente confermati o smentiti attraverso esperimenti e misurazioni. Di conseguenza, poche indagini possono essere condotte senza l'impiego di metodi quantitativi. L'implementazione di una tassonomia quantitativa dei movimenti della mano può contribuire a ridurre l'ambiguità nel campo, ma richiede la misurazione di dati biomedici specifici.

Come ad esempio:

- Gli indici di apertura delle dita (Fingers Aperture Index F.A.I.)
- I dati muscolari possono misurati con l'elettromiografia di superficie (sEMG)
- I dati cinematici dati dai sensori di rilevamento del movimento

I ricercatori Stival F., Micheletto S., et al. [39] hanno fornito una delle prime rappresentazioni quantitative della tassonomia delle prese della mano: Analizzando un set di dati del database open-source Ninapro [40], che comprende un campione di 40 soggetti (28 partecipanti maschi e 12 femmine, di cui 36 destrimani e 4 mancini di età $29,9 \pm 3,9$ anni). La banca dati Ninapro [41], [42], è una risorsa disponibile al pubblico che mira a migliorare il controllo delle protesi della mano robotica. I dati comprendono 50 movimenti della mano e del polso, compresi i movimenti di base (ad es. flessione, estensione) e 20 prese.

Utilizzando come strumentazione un set composto da un guanto e un set di elettrodi elettromiografici di superficie con accelerometro integrato, la cinematica della mano è stata misurata utilizzando un CyberGlove II a 22 sensori (CyberGlove Systems LLC), che fornisce un set di dati proporzionali agli angoli articolari, campionati a meno di 25 Hz. L'attività muscolare è stata misurata utilizzando un sistema Delsys Trigno Wireless. Gli elettrodi sEMG erano a doppio differenziale e misuravano i segnali mioelettrici a 2 kHz con un rumore di base inferiore a 750 nV RMS. Gli elettrodi sEMG sono stati posizionati utilizzando le interfacce cutanee adesive Trigno ipoallergeniche, inoltre, prima del posizionamento degli elettrodi la pelle è stata pulita con alcol isopropilico.

Gli elettrodi sono stati disposti attorno all'avambraccio del soggetto seguendo una strategia precisa di posizionamento anatomico [43] e adottando un approccio di campionamento ad alta intensità [44], [45]. Una serie di otto elettrodi sEMG è stata collocata all'altezza dell'articolazione radio-omerale. Questi elettrodi erano disposti equidistanti, formando una matrice che copriva l'intera circonferenza dell'avambraccio. Quattro elettrodi sono stati posizionati nei principali punti di attività di quattro muscoli specifici:

1. il flessore superficiale delle dita,
2. l'estensore superficiale delle dita,
3. il bicipite brachiale
4. il tricipite brachiale.

I partecipanti sono stati disposti in posizione seduta, con gli arti superiori rilassati di fronte ad un monitor sulla quale erano proiettati i video rappresentativi dei movimenti che avrebbero dovuto poi imitare in modo sincrono con la mano destra. Sono state eseguite 6 ripetizioni di 49 movimenti, dove ogni ripetizione aveva una durata di 5 secondi più 3 secondi di riposo. Ai soggetti è stato chiesto di eseguire il movimento di presa nel modo più naturale possibile, senza sollevare gli oggetti o esercitare una forza di presa non naturale. I movimenti eseguiti non sono stati casuali, e gli oggetti destinati alla presa sono stati posizionati il più vicino possibile alla mano del soggetto per minimizzare i tempi necessari per le fasi di raggiungimento e rilascio. La scelta dei movimenti della mano è stata basata sulla tassonomia della mano, sulla letteratura della robotica e riabilitativa, prendendo in considerazione i requisiti delle attività della vita quotidiana (Activity of Daily Life, ADL) [46]–[49]. Nel corso dell'esperimento, sono stati impiegati oggetti di uso quotidiano facilmente riconducibili alle attività quotidiane (per esempio: *libri, bottiglie, bicchieri, sfere o coltelli*).

È stata eseguita una pre-elaborazione (filtraggio e sincronizzazione) dei dati per garantirne una migliore qualità e pulizia. In secondo luogo, le informazioni estratte dai sensori sEMG sono state rese più utilizzabili estraendo una serie di caratteristiche tramite la tecnica della finestra mobile. Infine, le caratteristiche del segnale sono state utilizzate come dati di input per calcolare le tassonomie dei movimenti della mano. Per quanto riguarda i dati del Cyber Glove invece i dati sono stati sincronizzati e successivamente è stata eseguita l'estrazione delle funzionalità [41], [50]. L'interferenza della linea elettrica è stata rimossa tramite filtro Hampel a 50 Hz poiché gli elettrodi Delsys non sono stati schermati [51].

Viene generato un albero gerarchico per ciascun soggetto e per ogni combinazione di

modalità e caratteristica, risultando in cinque alberi gerarchici per i dati EMG e cinque per i dati cinematici. Successivamente, per ciascuna modalità e caratteristica, viene computato un "superalbero" che combina i dati di tutti e 40 i soggetti, dando luogo a un albero gerarchico delle modalità e caratteristiche indipendente dal soggetto. La procedura utilizzata per unire gli alberi gerarchici si basa sulla distanza Subtree Prune-and-Regraft (SPR) [52].

Il superalbero viene costruito in due fasi:

1. La costruzione di un superalbero SPR iniziale.
2. Il riarrangiamento SPR.

Il superalbero finale è un albero con radice binaria costruito iterativamente minimizzando la distanza SPR. L'integrazione degli alberi gerarchici delle modalità-caratteristiche, indipendenti dal soggetto, della stessa modalità conduce alla formazione di due superalberi di modalità.

- Il primo superalbero rappresenta la tassonomia cinematica quantitativa dei movimenti della mano, ottenuta dall'unione di tutti gli alberi delle caratteristiche del Cyberglove. (figura 2.1)
- Il secondo superalbero rappresenta la tassonomia muscolare quantitativa dei movimenti della mano, ottenuta dall'unione di tutti gli alberi delle caratteristiche dell'EMG. (figura 2.1)

In conclusione, la tassonomia quantitativa muscolare e cinematica dei movimenti delle mani è stata integrata nella tassonomia generale quantitativa dei movimenti delle mani (figura 2.2). Mentre l'albero EMG fornisce una prospettiva sul coinvolgimento muscolare nel movimento e l'albero cinematico illustra l'effettivo movimento fisiologico eseguito dal soggetto, la fusione dei due consente un'analisi complessiva del movimento, considerando sia l'aspetto muscolare che quello cinematico. Con l'eccezione di qualche caso, le disparità tra l'EMG e la tassonomia cinematica dei movimenti della mano sono minime, confermando l'efficacia degli approcci proposti e di conseguenza, la validità di entrambe le tassonomie.

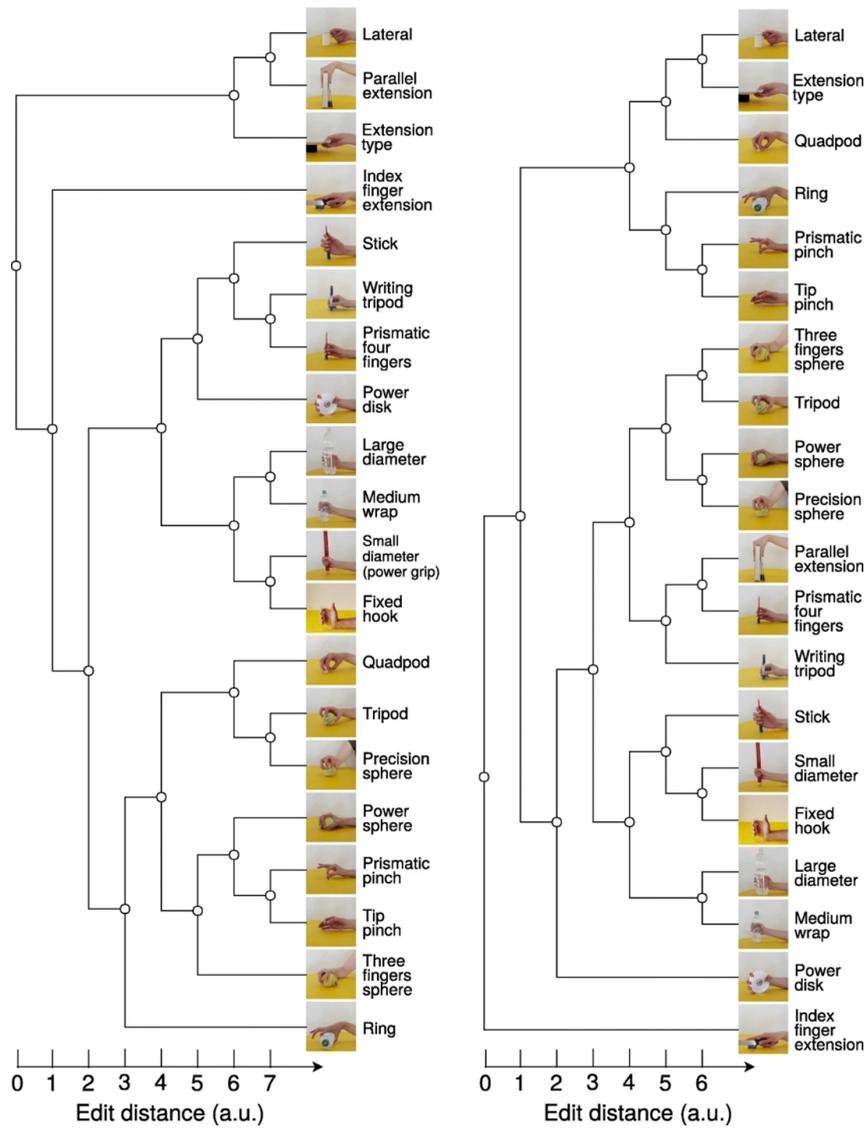


Figura 2.1: Tassonomia cinematica e muscolare quantitativa dei movimenti della mano, *F.stival, et al 2019, Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*

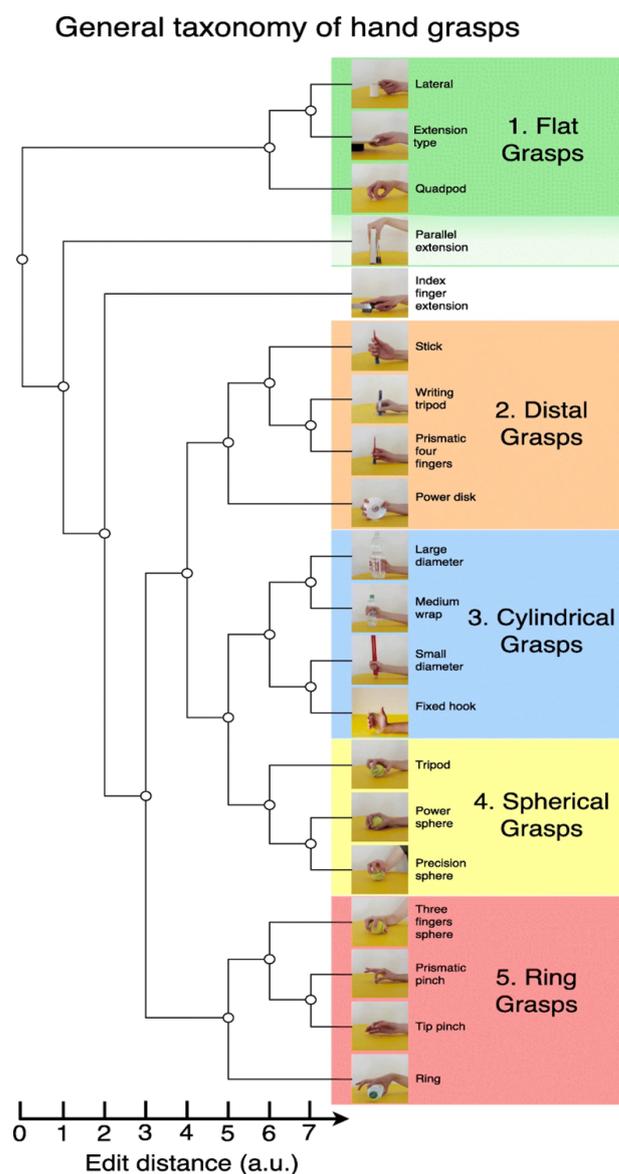


Figura 2.2: Tassonomia generale quantitativa dei movimenti delle mani, *F.stival, et al 2019, Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*

La tassonomia quantitativa generale delle prese delle mani si suddivide in cinque categorie, le quali rappresentano il posizionamento effettivo delle dita e l'attivazione muscolare. Questa suddivisione riflette la conformazione dell'oggetto afferrato e combinazioni equilibrate di parametri, anziché basarsi sulla forza utilizzata o su altri parametri specifici singoli.

Gli autori hanno denominato le categorie in base alle proprietà specifiche di ciascun gruppo:

1. *Flat grasp (prese piatte);*
2. *Distal grasp (prese distali);*
3. *Cylindrical grasp (prese cilindriche);*

4. *Spherical grasp (prese sferiche)*;

5. *Ring grasp (prese ad anello)*.

In particolare:

- *Le prese piatte* risultano ben distanziate da tutte le altre, sono caratterizzate da una posizione allungata del palmo con pollice in abduzione o adduzione.
- *Le prese cilindriche* sono direttamente collegate alla forma dell'oggetto (così come quelle sferiche) e di solito implicano l'opposizione del palmo con pollice in abduzione o adduzione.
- *Le prese sferiche* coinvolgono l'opposizione sia della zona palmare che quella della zona delle dita, definita anche *pad*.
- *Le prese ad anello* invece sono quasi totalmente conformi alla tassonomia GRASP delle prese. Questa categoria inoltre comprende le prese a sfera con 3 dita che è l'unica presa con opposizione del *pad* con dita virtuali 2-3 nella tassonomia GRASP. (2: indice, 3: medio, 4: anulare, 5: mignolo. Nel contesto delle "dita virtuali", si considera che le dita che agiscono insieme in modo sincronizzato siano parte dello stesso "dito virtuale". Questo approccio consente di comprendere meglio come la mano umana affronta la complessità della manipolazione degli oggetti, consentendo una presa efficace e una manipolazione precisa. In sintesi, le "dita virtuali" offrono un modo per analizzare e comprendere la coordinazione delle dita durante la manipolazione, consentendo una migliore comprensione delle abilità motorie della mano umana.)

La presa sferica con tre dita è raggruppata in modo diverso sia nella tassonomia cinematica che muscolare, questa condizione evidenzia che in condizioni di statica il dito medio può avere una funzione accessoria alla presa. Come già menzionato, le disparità tra la tassonomia muscolare e quella cinematica derivano dalle proprietà specifiche dei movimenti che i diversi sensori sono in grado di rilevare. Di conseguenza, la tassonomia complessiva delle prese di mano elaborata dagli autori fornisce una descrizione unificata e globale di tutte le prese.

Successivamente gli autori hanno proposto un confronto tra la tassonomia generale delle prese della mano con le tassonomie precedenti per avere un'interpretazione migliore dei risultati ottenuti. Tra le tassonomie elaborate in precedenza, la tassonomia GRASP [48] (figura 2.3) è in grado di rappresentare bene gli studi pregressi in letteratura e include tutti i movimenti precedentemente considerati nell'articolo: si presta dunque come un ottimo paragone tra modelli di tassonomia.

Gli autori della tassonomia GRASP hanno suddiviso le potenziali prese in gruppi in base a quattro parametri principali:

1. *Tipo di potenza.*
2. *Tipo di opposizione* (cioè la direzione in cui la mano applica la forza sull'oggetto).
3. *Posizione del pollice.*
4. *Assegnazioni del dito virtuale.*

La tassonomia quantitativa delle prese di mano è parzialmente simile alla tassonomia GRASP; tuttavia, se ne differenzia nel fatto che i parametri considerati nella tassonomia GRASP sono rappresentati in maniera differente e solo parziale rispetto alla tassonomia quantitativa.

- *La classificazione in base alle categorie di potenza* (prese di potenza, intermedie o di precisione) non è solidamente supportata dalle tassonomie quantitative complessive e specifiche della modalità dei movimenti della mano. Tale risultato è ulteriormente confermato anche quando si considerano esclusivamente le tassonomie muscolari e cinematiche quantitative, che mostrano una maggiore somiglianza con la tassonomia generale quantitativa.
- *La classificazione in base al tipo di opposizione* (opposizione del pad, opposizione del palmo o opposizione del fianco) è in parte supportata dalla tassonomia generale quantitativa delle prese di mano, dove le prese del palmo e del pad sono spesso distintamente separate.
- *La classificazione in base alla posizione del pollice* (pollice abdotto o addotto) non è completamente supportata dalla tassonomia generale delle prese di mano. Tuttavia, è da notare che la presa in estensione dell'indice è costantemente ben distinta da tutte le altre prese, mentre la presa in estensione laterale e parallela sono raggruppate.
- *La classificazione in base alle assegnazioni delle dita virtuali* è accuratamente supportata dalla tassonomia quantitativa generale delle prese di mano. La presa con estensione del dito indice è costantemente distintamente separata dalle altre prese, in coerenza col fatto che rappresenta l'unica presa con dita virtuali 3-5 nella tassonomia GRASP.

La categoria generale della tassonomia quantitativa, denominata "prese ad anello", mostra una notevole coerenza con i gruppi tassonomici GRASP che coinvolgono il dito virtuale 2. All'interno di questa categoria è inclusa anche la presa a sfera con tre dita, identificata dagli autori come

l'unica presa potente con opposizione del pad coinvolgendo le dita virtuali 2-3 nella tassonomia GRASP.

OPPOSITION TYPE:	Power					Intermediate			Precision						
	Palm		Pad			Side			Pad		Side				
VIRTUAL FINGERS:	3-5	2-5	2	2-3	2-4	2-5	2	3	3-4	2	2-3	2-4	2-5	3	
Thumb Abducted		1. Large diameter 2. Small Diameter 3. Medium Wrap 10. Power Disk 11. Power Sphere	31. Ring	28. Sphere 3 Fingers 18. Extension Type *26. Sphere 4 Fingers		*19. Distal Type	*23. Adduction Grip		*21. Tripod Variation	9. Palmar Pinch 24. Tip Pinch *33. Inferior Pincer	14. Tripod *8. Prismatic 2 Fingers	27. Quadpod *7. Prismatic 3 Fingers	5. Prismatic 4 Fingers 13. Precision Sphere *12. Precision Disk	20. Writing Tripod	
	Thumb Adducted	17. Index Finger Extension 15. Fixed Hook *4. Adducted Thumb *5. Light Tool *30. Palmar						16. Lateral 29. Stick *32. Ventral	*25. Lateral Tripod					22. Parallel Extension	

- Flat Grasps
- Distal Grasps
- Cylindrical Grasps
- Spherical Grasps
- Ring Grasps

* Movements in Feix's taxonomy not included in the quantitative taxonomy

Figura 2.3: Tassonomia GRASP, *F.stival, et al 2019, Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*

Un'indagine ed infine una classificazione quantitativa delle prese della mano è dunque fondamentale ai fini della comprensione non solo dell'elaborato seguente, ma anche per tutta quella che è la sfera della mobilità dell'arto superiore. Infatti, la complessità delle azioni di quest'ultimo derivano sì, dall'incredibile versatilità e varietà dei movimenti delle articolazioni dell'arto superiore, ma anche dalla complessità e molteplicità delle possibili prese che l'essere umano ha sviluppato con la sua evoluzione.

Questo è un aspetto fondamentale, poiché l'evoluzione dell'essere umano e la sua adattabilità è stata fortemente accompagnata da uno sviluppo motorio ed articolare della mano e di tutte le sue possibili applicazioni. Infine, è fondamentale avere uno strumento oggettivo per indagare le differenze che vi sono nell'utilizzo delle prese da parte di un soggetto sano "campione" rispetto ad uno affetto da scompensi motori. La definizione di questa tassonomia getta le basi per un confronto oggettivo e quantitativo per questo aspetto ai fini di garantire un processo riabilitativo mirato ed anche, come citato in precedenza a tutte le possibili applicazioni in ambito protesico e robotico.

2.3 Metodologie di analisi del movimento

L'analisi del movimento è una disciplina che descrive, analizza e definisce il movimento dell'uomo (David Winter)

L'analisi del movimento è una disciplina che si occupa di studiare e valutare i movimenti del corpo umano attraverso approcci scientifici e tecnologici. Questo campo multidisciplinare combina principi provenienti dalla biomeccanica, fisiologia, ingegneria, neuroscienze e altre discipline correlate per comprendere, quantificare e interpretare il movimento umano nei suoi vari contesti. La misurazione del movimento umano è largamente utilizzata sia nel campo clinico che della ricerca sia per valutare movimenti normali che patologici, quantificando il grado di disfunzione al fine di pianificare le strategie di riabilitazione e valutare l'effetto di vari interventi.

L'invenzione della fotografia nel 1826 ha aperto nuove prospettive, consentendo la riproduzione della realtà su una lastra fotografica. Questa innovazione ha ispirato la possibilità di catturare il movimento attraverso una serie di fotografie ravvicinate nel tempo. Edward James Muybridge (1830-1904), inizialmente libraio ed editore, si interessò alle tecniche fotografiche, producendo raccolte di immagini e scatti naturalistici. Nel 1872, su richiesta del governatore della California Leland Stanford, Muybridge si impegnò a confermare l'ipotesi che durante la corsa di un cavallo tutte le zampe fossero sollevate da terra in un preciso istante. Nel 1878, posizionò cinquanta telecamere lungo il percorso del cavallo, ciascuna azionata da un filo colpito dagli zoccoli durante il movimento. Muybridge fu il pioniere nell'utilizzo di un sistema di fotocamere per lo studio del movimento, immortalando così la corsa del cavallo. Etienne-Jules Marey, un fisiologo francese, basandosi sugli studi di Muybridge, sviluppò nel 1888 la cronofotografia. A differenza di Muybridge, Marey utilizzava una singola macchina per ottenere più immagini. Dotando i soggetti di tute nere con bottoni bianchi sulle articolazioni, Marey fu il primo a utilizzare marcatori per analizzare il movimento. Nel 1894, Marey inventò la macchina fotografica a "movimento lento", capace di catturare 700 fotogrammi al secondo. Nel 1895, Otto Fisher, docente di anatomia, e il fisiologo Wilhelm Braune pubblicarono "*Der Gang des Menschen*", basato sul loro studio dell'analisi del cammino umano. Utilizzarono un sistema di quattro telecamere e marcatori luminosi per registrare il movimento delle articolazioni coinvolte nel cammino, rappresentando un importante passo avanti nell'analisi del movimento umano. Nel 1940, il gruppo composto da Sanders, Inmann e Sutherland sviluppò un processo di misurazione con l'uso di tre telecamere rispetto al soggetto, proiettando il movimento su tre piani ortogonali: laterale, trasversale e frontale. Questi progressi hanno contribuito significativamente alla comprensione e all'applicazione pratica dell'analisi del movimento nel tempo.

L'analisi strumentale del movimento si avvale di dispositivi capaci di convertire grandezze cinematiche (come ad esempio: *posizione, velocità e accelerazioni, o forze*, nel caso della dinamica). in grandezze di natura elettrica. Queste ultime comprendono correnti, tensioni, capacità o resistenze che possono essere acquisite, digitalizzate e, successivamente, elaborate mediante un calcolatore. In questo modo si mettono a disposizione una serie di tecniche di indagine confrontabili tra loro e si evidenzia la possibilità di indagare il movimento umano sotto una varietà di forme tale da rendere possibile la comprensione universale del movimento, per poterlo poi applicare nella disciplina più consona.

2.3.1 Sistemi optoelettronici

Nell'analisi del movimento l'utilizzo dei sistemi optoelettronici è considerato il metodo di riferimento (*gold standard*). I sistemi optoelettronici richiedono l'utilizzo di particolari telecamere (almeno due per rendere possibile la triangolazione del movimento nello spazio) in grado di ricostruire l'andamento nel tempo della posizione di particolari marcatori indossati dal soggetto e di ricostruirne la posizione nello spazio tridimensionale. Tipicamente questi sistemi lavorano nel campo dell'infrarosso (luce con lunghezza d'onda tra i 780-820 nm) catturando i riflessi generati dai marcatori posizionati adeguatamente secondo un protocollo ben definito. Questi particolari marcatori consistono solitamente in sfere o semisfere ricoperte con materiale catarifrangente e si basano sul principio della riflessione della luce, poiché una volta colpiti dalla sorgente luminosa infrarossa diventano visibili dal sistema delle telecamere. Altri sistemi di motion capture utilizzano come marcatori dei diodi emettitori di luce a infrarossi attivi (IRED). Le sorgenti di illuminazione esterna, comunemente conosciute come illuminatori, sono di norma posizionate intorno agli obiettivi delle telecamere. L'impiego di marker passivi comporta una fase di identificazione e riconoscimento, nota come tracking, oltre alla necessità di eliminare eventuali artefatti. Questi difetti possono derivare dalla sovrapposizione o dall'interscambio di tracce distinte, nonché dal passaggio dei marker davanti alle sorgenti luminose che causano un disturbo nel segnale noto come *flickering*. I segnali luminosi così generati vengono poi catturati dalle telecamere tramite dei sensori a fotodiodi.

I fotodiodi sono dispositivi costituiti da *giunzioni pn* che quando sono polarizzati in direzione diretta, manifestano un comportamento simile a quello dei normali diodi. Tuttavia, quando sono polarizzati in direzione inversa, generano un campo elettrico che dà luogo a una zona di svuotamento. Quando questa zona è colpita da un fotone avente un'energia sufficiente per superare il band-gap, si verifica la formazione di una coppia di portatori di carica, costituiti da lacune ed elettroni. A causa del campo elettrico presente nella regione di svuotamento, i portatori di carica vengono attratti in direzioni opposte.

Poiché la regione svuotata non è più neutra, la giunzione richiede elettroni e lacune dal genera-

tore di tensione per bilanciare questa carica. Questo processo genera una corrente inversa, che costituisce il segnale elettrico prodotto dall'interazione del fotone con la superficie del fotodiodo. In sintesi, l'illuminazione del fotodiodo provoca la generazione di cariche che, a loro volta, creano una corrente inversa, rappresentando così il segnale elettrico risultante dall'effetto fotovoltaico del fotodiodo. Per una corretta acquisizione dei dati attraverso sistemi optoelettronici è però necessario effettuare una preventiva ed accurata calibrazione, questa deve essere effettuata in maniera corretta e precisa per poter successivamente ottenere un dataset affidabile e stabile.

Il metodo più appropriato per la calibrazione si compone solitamente di due step:

1. Nella fase iniziale, viene posizionato un oggetto, solitamente composto da un insieme di aste che formano almeno due assi coordinati. Questo oggetto è dotato di marker posizionati a distanze note, prestabilite dal costruttore, all'interno del volume di acquisizione. L'oggetto stesso stabilisce il sistema di riferimento di laboratorio nel quale saranno calcolate le posizioni dei marker. Al termine di una fase di acquisizione statica della durata di almeno un paio di secondi, il sistema adotta come riferimento fisso quello definito dall'oggetto. In questo contesto, la configurazione dell'oggetto, le sue dimensioni e la disposizione nota dei marker forniscono una base stabile per il calcolo delle posizioni dei marcatori all'interno del sistema di riferimento di laboratorio. Questo approccio fornisce una fondamentale cornice di riferimento che consente di stabilire in modo accurato le coordinate spaziali dei marker durante il processo di acquisizione delle immagini.
2. La successiva acquisizione dinamica svolge un ruolo cruciale per diversi scopi:
 - Calibrare e correggere il modello ottico delle videocamere, poiché spesso si presentano problemi di distorsione delle immagini.
 - Perfezionare il calcolo delle posizioni delle videocamere nello spazio.
 - Definire le dimensioni precise del volume di acquisizione.

Questo tipo di acquisizione generalmente coinvolge il monitoraggio dei movimenti di un'asta (*wand*) contenente due o più marker posizionati a distanze note. Il sistema stereofotogrammetrico, conoscendo il sistema di riferimento e la geometria di quest'asta, procede a calibrare il sistema in modo che la distanza misurata tra i marcatori coincida con quella conosciuta effettivamente. Questo processo è fondamentale per garantire una corretta interpretazione degli spostamenti rilevati e una precisa ricostruzione tridimensionale degli oggetti nel volume di acquisizione. Inoltre, consente la compensazione delle distorsioni ottiche intrinseche alle videocamere, migliorando così la precisione complessiva del sistema.

Il passo successivo è il riconoscimento, in parte automatico in parte manuale, dei marcatori. Questa operazione prende il nome di *labelling*, ma deve essere opportunamente completata dal tracking, ossia la ricostruzione vera e propria di tutte le traiettorie. Al termine di questa fase è possibile esportare i dati acquisiti in diversi formati elettronici, tutti agilmente importabili da sistemi per il calcolo numerico. Successivamente si svolge la fase di formazione dell'immagine.

La formazione dell'immagine è ottenuta attraverso un procedimento complesso che si compone di 3 fasi distinte:

1. Rilevazione dei marker
2. Stima dei baricentri dei marker
3. Calcolo delle coordinate 3D dei marker.

Queste operazioni richiedono l'utilizzo di un calcolatore, il cui potenziale di calcolo consente l'elaborazione di tutte le informazioni necessarie. La prima fase del processo di formazione dell'immagine implica l'identificazione, per ciascun frame acquisito, delle tracce significative, ovvero dei marker, distinguendoli dal resto dell'ambiente considerato non rilevante. Durante le prove, è essenziale rimuovere oggetti riflettenti dal volume di acquisizione al fine di evitare disturbi derivanti da tali elementi. Per raggiungere questo obiettivo, una strada possibile consiste nella classificazione di ogni pixel come appartenente allo sfondo o a una parte di marker mediante algoritmi di probabilità. A tal fine, è necessario definire una soglia convenzionale, detta "*threshold*", basata sulla quale un pixel viene classificato come appartenente allo sfondo o a un marker. Questa soglia viene determinata dall'operatore dopo aver filtrato l'immagine per possibili gradienti di illuminazione e analizzato le tonalità di grigio di ogni pixel delle videocamere, procedura nota come "*sogliatura*". Un altro metodo di rilevazione dei marker è la cross-correlazione, che consiste nel confronto tra la mappa della forma attesa del marcatore e la matrice di pixel effettivamente acquisita. Questo metodo consente l'identificazione dei marcatori con dimensioni e forma specifiche, eliminando disturbi e falsi marcatori. Questo secondo approccio offre un miglior rapporto segnale/rumore rispetto al primo.

Una volta classificati tutti i pixel dell'immagine, vengono calcolati i baricentri dei marker rilevati. La stima dei baricentri può essere effettuata in diversi modi, tra cui il calcolo del baricentro dei pixel dei marker senza considerare le diverse tonalità di grigio. Un altro metodo più preciso in condizioni di buona visibilità è il *circle fitting*, che stima il baricentro come il centro della circonferenza passante per i pixel del bordo del marcatore individuato.

Conclusa questa fase, i dati disponibili sono le coordinate 2D delle proiezioni dei marcatori nei sistemi di riferimento del piano immagine di ogni videocamera, per ogni frame di acquisizione. È quindi necessario stimare la posizione dei marcatori in termini di coordinate 3D del sistema di riferimento del laboratorio, un'operazione possibile solo se lo stesso marcatore è stato identificato da almeno due videocamere. La posizione del punto nel sistema di riferimento del laboratorio è stimata risolvendo, tramite il metodo dei minimi quadrati, un sistema di equazioni noto come equazioni di collinearità, che rappresentano il modello di trasformazione dell'informazione tra mondo immagine e mondo oggetto. I sistemi optoelettronici costituiscono una pietra miliare nell'evoluzione della tecnologia moderna. La loro continua innovazione ha reso possibile una serie di applicazioni rivoluzionarie, migliorando la nostra vita quotidiana e contribuendo allo sviluppo di tecnologie sempre più sofisticate. È perciò fondamentale la conoscenza di questi ultimi e la loro corretta applicazione.

2.3.2 Sensori Inerziali (IMUs)

Una soluzione potenziale per la cattura dei movimenti funzionali è l'applicazione di unità di misura Inerziali (IMU) sensori indossabili che integrando le informazioni rilevate da diversi sensori triassiali forniscono una descrizione completa del movimento del corpo solidale al sensore stesso.

Generalmente sono composti da:

- giroscopio,
- accelerometro,
- magnetometro.

I giroscopi sono dei trasduttori in grado di convertire la velocità angolare in un segnale elettrico e forniscono, dunque, l'andamento nel tempo della velocità angolare. Esistono giroscopi che sfruttano differenti principi di funzionamento, ma principalmente per una questione legata ai costi di produzione i più utilizzati sono quelli a massa vibrante. Questo tipo di giroscopi è particolarmente idoneo per l'analisi del movimento grazie alle loro caratteristiche di compattezza, economicità e basso consumo energetico. Sono disponibili in diverse configurazioni, ma il principio di funzionamento rimane costantemente basato sull'effetto di Coriolis [53] su una massa vibrante. È poi possibile costruire un giroscopio triassiale associando in maniera opportuna tre giroscopi monoassiali. Il principale inconveniente dei giroscopi è la loro sensibilità ai problemi di integrazione durante la valutazione delle variazioni di orientamento. Piccoli errori nell'offset possono causare derive del segnale e generare errori inaccettabili. Inoltre, quando

è richiesto un orientamento assoluto anziché una semplice variazione, è necessario ottenere almeno una volta durante l'acquisizione un orientamento di riferimento. Per superare queste limitazioni, i giroscopi sono spesso associati a magnetometri. Questa combinazione consente di correggere nel tempo le derivate del segnale, fornendo una soluzione più robusta e precisa nell'analisi del movimento.

Gli accelerometri invece sono trasduttori in grado di misurare l'accelerazione nelle 3 principali dimensioni. Esistono tre tipi comuni di accelerometri [54]:

1. **Piezoelettrici:** Questi accelerometri sfruttano l'effetto piezoelettrico, dove un cristallo di quarzo è impiegato per generare una carica elettrica tra due terminali. La deformazione meccanica del cristallo in risposta all'accelerazione genera una carica elettrica, fornendo così una misura dell'accelerazione.
2. **Piezoresistivi:** Gli accelerometri di tipo piezoresistivo operano misurando la variazione di resistenza in un sottile cavo quando è deformato da una massa di prova. La deformazione meccanica influenza la resistenza del cavo, e questa variazione di resistenza è quindi utilizzata per quantificare l'accelerazione.
3. **A capacità variabile:** In questo tipo di accelerometri, il cambiamento della capacità è proporzionale all'accelerazione. La variazione della distanza tra due piastre conduttive, causata dalla forza dell'accelerazione, modifica la capacità elettrica del dispositivo, consentendo la misurazione dell'accelerazione stessa.

Ed infine per quanto riguarda i magnetometri si tratta di sensori capaci di generare differenze di potenziale in base al campo magnetico a cui sono esposti. Di conseguenza, il segnale elettrico in uscita sarà proporzionale all'intensità rilevata del campo magnetico. In situazioni prive di campi magnetici esterni, questi sensori sono in grado di misurare il vettore del campo magnetico terrestre. Quest'ultimo varia in orientamento e intensità a seconda della posizione sulla Terra, ma può essere considerato come un riferimento costante all'interno dell'ambiente di laboratorio.

Esistono tre tipi di magnetometri:

1. **Sensori ad induzione:** Questi sensori si basano sull'induzione elettromagnetica, dove una bobina viene ruotata o fatta vibrare in modo che il flusso (F) del campo magnetico (B) attraverso la bobina venga modulato. La tensione indotta, proporzionale a $\partial F/\partial t$ e quindi anche a B , viene rettificata e resa disponibile come segnale in uscita. Tuttavia, questi sensori presentano diversi limiti di utilizzo, tra cui ingombro, basso rapporto segnale/rumore e complessità d'uso.

2. *Magnetoresistori*: questi sensori sono composti da materiali la cui resistività varia notevolmente in risposta all'intensità del campo magnetico. La sensibilità delle magnetoresistenze è espressa dal rapporto tra la resistenza in presenza di un campo esterno (R_B) e la resistenza in assenza di campo (R_0), comunemente indicato come $s = R_B/R_0$, con un tipico valore di $s \approx 10$. Tuttavia, un inconveniente significativo di questo tipo di sensori è rappresentato dalla loro scarsa linearità.

3. *Sensori ad effetto Hall*: sono quelli più versatili e con stabilità maggiore ma risentono particolarmente delle variazioni di temperatura che modificano la mobilità degli elettroni nel cristallo semiconduttore.

Una singola unità di misura inerziale è in grado di fornire fino a 6 gradi di libertà (GdL), in particolare: 3 GdL di traslazione lungo ciascun asse, trasversale, longitudinale e verticale e 3 GdL di rotazione attorno a ciascun asse. Attraverso l'impiego di algoritmi di fusione dei sensori spesso integrati con i dispositivi, che elaborano e combinano i dati grezzi provenienti da ciascun sensore, un'IMU consente di ottenere una descrizione completa del movimento, della rotazione e della direzione rispetto al proprio sistema di riferimento [55].

Negli ultimi anni, le Inertial Measurement Unit (IMU) hanno guadagnato notorietà come alternativa valida ai sistemi optoelettronici nell'ambito dell'analisi del movimento [56]. I sensori inerziali possono essere agevolmente fissati ai diversi segmenti corporei del soggetto in modo non invasivo e senza limitarne il movimento, permettendo la determinazione diretta dei parametri cinematici, come gli angoli articolari, e fornendo l'orientamento spaziale dei segmenti corporei. Poiché i sistemi basati sulle IMU non richiedono l'impiego di telecamere né l'intervento di personale specializzato, la loro utilità non è circoscritta all'ambiente di laboratorio e possono pertanto essere utilizzate per la valutazione funzionale del movimento in contesti realistici. L'impiego delle IMU per la valutazione motoria appare promettente in diverse applicazioni [57]. I dati registrati dalle IMU possono essere sfruttati per analizzare varie caratteristiche del movimento umano. In particolare, sono stati sviluppati algoritmi specifici per la rilevazione e la valutazione degli esercizi motori, per l'analisi del cammino e del salto, per la valutazione dell'equilibrio e della postura, nonché per la previsione delle cadute [58].

Le IMU si dimostrano perciò uno strumento molto valido per misurare in modo oggettivo i pattern di movimento durante le attività funzionali e per valutare le abilità motorie dei pazienti affetti da disturbi neurologici e/o ortopedici. Per questo motivo e per gli altri citati in precedenza sono state scelte come principale strumentazione per l'obiettivo dell'elaborato.

2.3.3 Parametri per la caratterizzazione del movimento

La caratterizzazione del movimento dell'arto superiore è fondamentale in molte discipline dalla biomeccanica alla robotica. In particolare, definire correttamente i parametri da estrarre è fondamentale per una corretta caratterizzazione, i parametri devono essere ripetibili inter e intra soggetto, inoltre devono essere quantitativi ed oggettivi. Di seguito verranno elencati alcuni dei parametri fondamentali per la caratterizzazione del movimento dell'arto superiore e della mano estrapolati dalla letteratura [59], [60]. In particolare, verranno distinti parametri di caratterizzazione spazio-temporale e parametri di cinetica.

Parametri di cinetica:

Angoli Articolari: misurano l'ampiezza e la direzione del movimento nelle articolazioni dell'arto superiore, come spalla, gomito e polso. Questi angoli sono essenziali per comprendere la cinematica dell'arto e possono essere ottenuti tramite strumenti di misurazione inerziale:

- ROM spalla: che comprende *angoli di adduzione/abduzione*, ovvero l'angolo tra il braccio ed il piano del corpo quando l'arto si allontana (o avvicina) sul piano coronale dal corpo. *Angoli di flessione/estensione* quando il braccio si solleva anteriormente o posteriormente sul piano sagittale ed infine *rotazione interna o esterna* cioè gli angoli di rotazione intorno all'asse longitudinale del corpo.
- ROM gomito: che prevede anch'esso *angoli di flessione/estensione* tra avambraccio e braccio e *pronazione e supinazione* ovvero l'angolo tra l'avambraccio e l'asse longitudinale del braccio, in particolare quando il palmo della mano si ruota verso il basso si parla di pronazione, viceversa quando ruota portando il palmo verso l'alto si parla di supinazione.
- ROM polso: che si compone di *angoli di flessione estensione*, gli angoli formati tra mano ed avambraccio quando si cerca di avvicinare o allontanare la mano dall'avambraccio. *Angoli di Deviazione radiale/ulnare*, ovvero l'angolo tra l'asse longitudinale del braccio e la linea che intercorre attraverso il polso quando questo si piega lateralmente verso il pollice (deviazione radiale) o verso l'ulna (deviazione ulnare).

Caratterizzazione spazio-temporale

Durata del movimento: il tempo impiegato per compiere il movimento dall'inizio alla fine.

Velocità media del movimento: la velocità media del movimento dall'inizio alla fine.

Numero dei picchi di velocità: il numero di punti in cui si osserva un picco nell'andamento della velocità, che può essere indicativo di cambi di direzione o di accelerazioni/decelerazioni.

Errore di traiettoria: la discrepanza tra la traiettoria desiderata e quella effettivamente compiuta durante il movimento.

Simmetria del movimento: le differenze nella traiettoria di movimento tra arto destro e sinistro che possono essere sintomo di disfunzioni o squilibri muscolari.

Jerk del movimento: ovvero variazione dell'accelerazione rispetto al tempo, rappresenta la derivata terza della posizione nel tempo.

Questi sono alcuni dei parametri fondamentali che caratterizzano al meglio la mobilità dell'arto superiore [60], nelle parti successive si vedranno i parametri selezionati per questo trattato che comprende non solo i parametri di indagine per l'arto superiore, ma anche per la mano.

Capitolo 3

Lo studio Clinico

3.1 L'obiettivo

L'ictus è un disordine cerebrovascolare acuto, che si verifica a seguito di una compromissione della perfusione sanguigna al cervello, provocando la morte cellulare con conseguente sintomatologia a seconda della localizzazione e della causa. In Italia rappresenta la seconda causa di morte, rappresenta il 9-10% di tutti i decessi e la prima causa di invalidità tra la popolazione adulta e la seconda per deficit cognitivi [2].

I danni neurologici conseguenti all'ictus sono spesso la causa di gravi compromissioni delle funzioni sensomotorie. Tali deficit, che permangono generalmente nella fase successiva al periodo acuto di recupero, possono portare alla perdita della propria autonomia e conseguentemente, alla diminuzione della qualità di vita. I deficit motori degli arti superiori e inferiori sono tra le conseguenze post-ictus più comuni e invalidanti (circa l'80% dei casi).

La quantificazione di queste disabilità motorie si basa in gran parte su scale cliniche qualitative standardizzate (ad esempio, la scala di *Fugl-Meyer*, *ARAT test* o *9 hole peg test*), che tuttavia sono caratterizzate da una scarsa affidabilità intra e inter-rater, inoltre, la maggior parte degli studi che valutano il recupero delle funzioni motorie dopo l'ictus non riesce a distinguere tra modello motorio di restituzione comportamentale e compensazione [15]. Pertanto, si è mostrato necessario un cambio di approccio, prediligendo l'uso di tecniche quantitative per caratterizzare il recupero motorio nei pazienti con ictus; tuttavia, questo criterio è ancora scarsamente standardizzato. La ragione per quantificare oggettivamente il modello di recupero motorio dopo l'ictus è strettamente legata alla necessità di definire quali sono le funzioni motorie da riabilitare e in quale misura.

Uno dei possibili approcci a questo problema è quello di focalizzarsi sulla riabilitazione delle primitive motorie.

Se ne individuano 3 differenti tipologie:

1. Primitive dinamiche: basate sul concetto di sinergie muscolari e quindi individuate dalla decomposizione del segnale EMG delle attivazioni muscolari preordinate.
2. Primitive cinematiche: che prevedono per la loro identificazione l'impiego di tecniche statistiche (ICA, FA) per decomporre movimenti complessi in sotto-movimenti.
3. Primitive funzionali: movimenti elementari che non possono essere ulteriormente scomposti da un osservatore umano addestrato [61].

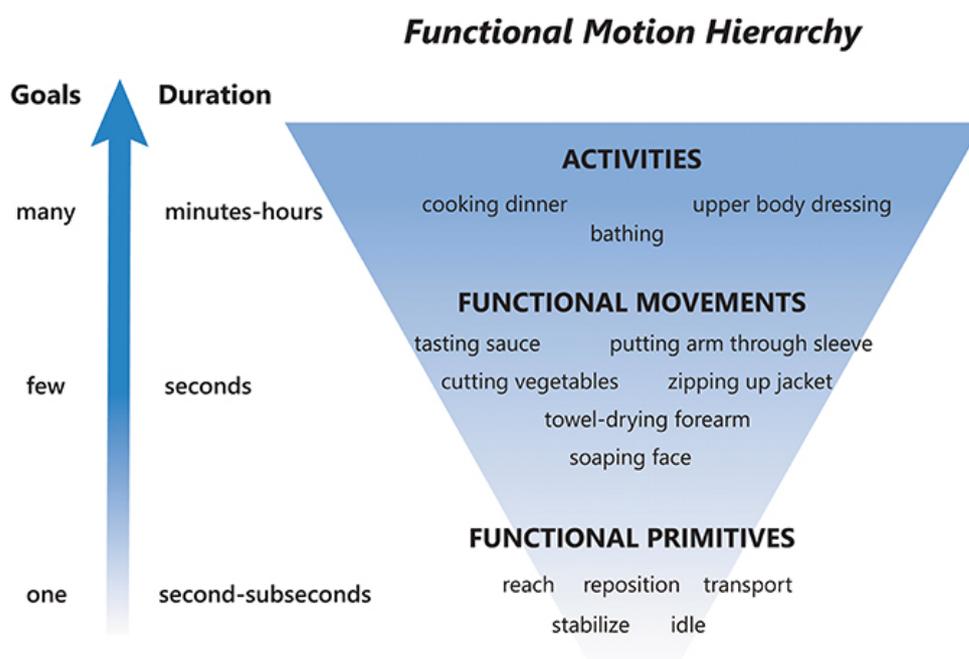


Figura 3.1: Schambra H, Pandit NG, Parnandi A, Uddin J. *A taxonomy of functional upper extremity motion*. Front Neurol Neurorehabil.

Le primitive funzionali possono essere appaiate a loro volta in movimenti funzionali, definiti come i movimenti che consentono agli esseri umani di eseguire tutte quelle attività necessarie nella vita quotidiana (raggiungere per afferrare, raggiungere per toccare, azioni per rilasciare un oggetto target, ecc.).

In particolare, nella letteratura sono state identificate sei primitive motorie funzionali attraverso l'osservazione umana dei movimenti:

1. Mantenimento della posizione statica,
2. stabilizzazione,
3. raggiungimento,

4. spostamento per afferrare,
5. trasporto,
6. riposizionamento [13], [62].

Una definizione di ciascuna di esse è riportata in figura 3.2:

Primitive Motorie	Definizione
Riposo	Mantenere l'arto superiore in una posizione stabile, senza contatto con alcun oggetto
Stabilizzazione	Tenere fermo un oggetto. Viene effettuata la presa su un oggetto durante il minimo movimento.
Spostamento da punto a punto	Raggiungere un punto di destinazione senza contatti con altri oggetti
Spostamento per afferrare	Raggiungere un oggetto di destinazione ed entrare in contatto con esso tramite la presa
Trasporto	Muovere un oggetto nello spazio
Riposizionamento	Allontanarsi dall'oggetto per tornare in posizioni di riposo, senza entrare in contatto con altri oggetti

Figura 3.2: Definizione delle primitive motorie

L'applicazione dell'analisi cinematica delle primitive motorie funzionali potrebbe essere in grado di fornire nuove informazioni per individuare delle strategie mirate ed efficaci per il recupero motorio post ictus per i seguenti motivi:

- Poiché le primitive motorie sono clinicamente non divisibili è ragionevole dedurre che esse siano invarianti tra gli individui.
- I pazienti colpiti da ictus possono non essere in grado di completare un movimento funzionale completo, ma potrebbero essere invece in grado di portare a compimento singole primitive motorie funzionali.
- L'analisi delle primitive motorie potrebbe fornire una visione più adeguata della riorganizzazione neurale dopo l'ictus, poiché si ritiene che queste medino a livello neurale il controllo motorio e l'apprendimento.

Purtroppo i protocolli sono ancora scarsamente standardizzati e non diffusamente applicati nella pratica clinica.

L'obiettivo del seguente studio sarà dunque quello di indagare la mobilità degli arti superiori attraverso metriche cinematiche utilizzando sensori inerziali (IMUs) e segmentando il movimento in primitive motorie funzionali. Per gettare le basi della creazione di uno strumento

di valutazione che possa essere in grado di definire finalmente un approccio quantitativo; facendolo tramite l'utilizzo di tecniche innovative che sono già state presentate e discusse in letteratura ma mai combinate in questa maniera. L'approccio alla caratterizzazione cinematica dell'arto superiore sarà svolto in maniera innovativa scomponendo ogni movimento dell'arto superiore nelle primitive funzionali che lo costituiscono.

Lo studio sarà suddiviso nel seguente modo:

I dati cinematici verranno raccolti utilizzando IMUs sull'arto superiore di un gruppo di partecipanti volontari, per caratterizzare il loro modello di mobilità motoria. In particolare, i sensori inerziali saranno utilizzati per quantificare la componente di raggiungimento del movimento, mentre la tecnologia Manus sarà utilizzata per valutare la componente di presa strettamente legata alla mano. L'introduzione dell'analisi cinematica dei movimenti della mano non rappresenta una vera e propria novità in questo campo, ma la valutazione della mobilità dell'arto superiore compreso di mano è scarsamente discusso e ancora poco chiaro in letteratura, si è cercato dunque di aggiungere questa componente per dare completezza e ulteriore chiarezza all'analisi. I dati cinematici saranno acquisiti durante la somministrazione del test *Action Research Arm Test* (ARAT) uno strumento di valutazione clinica standardizzato dello stato motorio dell'arto superiore dopo l'ictus. I dati raccolti serviranno per definire in futuro un modello di riferimento cinematico, che servirà poi da eventuale confronto con un campione di pazienti post ictus.

Questi soggetti dopo il montaggio dei sensori si sono sottoposti alla valutazione comportamentale tramite ARAT test discusso con maggior precisione nel capitolo successivo.

3.2 Le ipotesi

Le ipotesi dello studio sono state formulate tramite l'analisi della letteratura [60], [61]. Si espongono innanzitutto le ipotesi relative ai risultati del test ARAT:

1. Si ipotizza che i punteggi del test comportamentale evidenzino tutto il campione come normo abile. Inoltre, si ipotizza che non vi siano sostanziali differenze nei punteggi e nei tempi di esecuzione sia inter-soggetto che intra-soggetto.

Passando ora alle ipotesi sui parametri:

2. Si ipotizza che le traiettorie dei soggetti siano simili tra loro in task omologhi, con delle possibili variazioni dovute a differenze interindividuali. Infatti, soggetti diversi

potrebbero utilizzare strategie di presa differenti.

3. In aggiunta, ci si aspetta che le traiettorie fisiologiche siano vicine e quanto più simili a delle traiettorie ideali rettilinee, dunque si prevedono rapporti tra traiettorie ideali e fisiologiche piuttosto bassi, poiché soggetti sani dovrebbero essere in grado di massimizzare l'efficienza del movimento
4. Per quanto riguarda le velocità di esecuzione si è ipotizzato che queste debbano essere simili tra loro, e in un ordine confrontabile tra soggetti. Queste devono presentare un numero di picchi appropriato all'attività proposta per la sottoscala e devono essere paragonabili per le singole primitive motorie inter ed intra-soggetto.

Un' importante considerazione va effettuata per quanto riguarda l'utilizzo della mano dominante e della sua opposta:

5. La traiettoria di movimento della mano dominante dovrebbe presentare similitudini con la traiettoria dell'arto opposto, ci si aspetta però che quest'ultimo risulti più lento nell'esecuzione dei task. È stata ipotizzata infatti, la possibilità che il soggetto, preso atto del fatto di avere meno controllo sulla mano non dominante riduca la velocità di esecuzione per ottenere una maggiore accuratezza del movimento.
6. Si ipotizza inoltre che nonostante l'arto non dominante si possa muovere più lentamente, questo esegua il test con prestazioni migliori rispetto alla sua controparte, dati meccanismi di familiarizzazione con il task.

Per quanto riguarda la presa degli oggetti, le ipotesi effettuate sono le seguenti:

7. Ci si aspetta durante la fase del raggiungimento dell'oggetto, che la massima apertura delle dita sia raggiunta a circa il 60% della distanza tra posizione di partenza e oggetto, e inoltre che ci sia una correlazione lineare tra massima apertura delle dita e dimensione dell'oggetto da afferrare [63].
8. Si ipotizza che la presa per il campione raccolto, sia salda con una buona stabilizzazione dell'oggetto, che i tremolii e le vibrazioni in fase di trasporto siano limitati e soprattutto che il tempo tra la presa dell'oggetto ed il suo sollevamento sia limitato.

Infine, per quanto riguarda i meccanismi compensativi in particolare per quanto riguarda lo spostamento del tronco:

9. È lecito aspettarsi che i partecipanti presi in considerazione non mostrino queste strategie compensative, ovvero che per raggiungere l'oggetto non abbiano bisogno di flettere il busto in modo non fisiologico, ma che l'estensione del braccio sia sufficiente per il compimento del task.

Capitolo 4

Metodi e Strumentazione

4.1 Il campione

Di seguito verranno presentate le caratteristiche demografiche e le informazioni inerenti al campione dello studio. Si discuterà inoltre del processo di reclutamento, delle procedure seguite ed altre considerazioni pertinenti.

I partecipanti allo studio sono stati reclutati da diverse città della regione Veneto. La loro età media è stata di 24.8 anni con deviazione standard di 1.62, con un range di variazione compresa tra i 23 e 29 anni. Le caratteristiche antropometriche e demografiche del campione sono riportate nella tabella sottostante (figura 4.1).

ID soggetto	Genere	Età	Mano dominante	Altezza [cm]	Lunghezza piede [cm]	Altezza spalle [cm]	Larghezza spalle [cm]	Ampiezza gomiti [cm]
01	F	23	Destra	163	26.5	137	37	75
02	F	23	Destra	165	27	139	40	84
03	M	24	Sinistra	176	29	139	41	92
04	M	25	Destra	170	30	146	39	90
05	M	26	Destra	178	29	150	39	91
06	M	24	Destra	182	30	156	41	92
07	M	25	Sinistra	178	30	153	45	92
08	M	25	Destra	175	29	150	43	87
09	M	23	Destra	175	29	150	41	90
10	F	29	Destra	158	26	140	33	73
11	M	25	Destra	170	31	145	42	82
12	F	26	Destra	165	38	141	35	80

Figura 4.1: Dati del campione raccolto

Il campione è stato selezionato sulla base dei seguenti criteri di inclusione ed esclusione:

- Compimento almeno della maggiore età.
- Consenso verbale e firma del consenso informato alla pubblicazione e trasmissione di immagini video (in allegato).
- Nazionalità italiana o comprensione ottima della lingua italiana.
- Assenza di pregresse problematiche ortopediche e/o neurologiche (es. neuropatie) e/o reumatologiche e/o cognitive che possano compromettere l'esecuzione dei test motori.

L'applicazione di questi criteri ha permesso l'acquisizione di un campione rappresentativo e sufficientemente adeguato. I partecipanti sono stati reclutati tramite conoscenza diretta personale o tramite richiesta ai collaboratori presso la struttura universitaria IAS-Lab di Padova. Le tempistiche di reclutamento sono state di circa un mese (settimana del 29 gennaio 2024 fino alla settimana del 26 febbraio 2024). Non sono stati proposti incentivi ai volontari per la loro partecipazione. Inoltre, si è assicurato che la partecipazione allo studio fosse assolutamente volontaria e che i partecipanti avessero la possibilità di interrompere il test e ritirarsi quando lo ritenevano opportuno.

4.2 Action Research Arm Test (ARAT)

Lo studio dell'ictus e il suo trattamento nei pazienti richiedono una valutazione accurata dello stato comportamentale. Uno dei problemi motori più comuni dopo un ictus è il deficit dell'arto superiore. Per valutare quest'ultimo, l'Action Research Arm Test (ARAT) risulta uno strumento affidabile e valido [64].

Questo test, ideato da Lyle [65], valuta diversi aspetti della funzione motoria degli arti superiori, attribuendo a ciascun test un punteggio da 0 a 3. Il punteggio totale è la somma di questi punteggi, con un massimo di 57. L'ARAT è stato utilizzato con successo in studi precedenti su pazienti colpiti da ictus, dimostrando validità e sensibilità ai miglioramenti sia spontanei che conseguenti a un trattamento terapeutico [64], [66]. La sua affidabilità è stata confermata da numerosi trattati, tuttavia, in studi multicentrici sull'ictus, si è riconosciuta l'importanza di ridurre le differenze nei punteggi di valutazione tra diversi centri. Come molte altre valutazioni motorie, l'ARAT richiede un esaminatore umano per assegnare i punteggi, il che può portare a variazioni soggettive nei risultati. Pertanto, è essenziale avere linee guida chiare per la somministrazione e la valutazione del test.

PANORAMICA DEL TEST DI AZIONE E RICERCA DELL'ARTO

Il punteggio finale dell'ARAT è la somma dei punteggi ottenuti in 19 test distribuiti su 4 sottoscale:

1. *Grasp (afferrare)*,
2. *Grip (stringere)*,
3. *Pinch (pizzicare)*,
4. *Gross Movement (movimento ampio)*.

Gli elementi di ciascuna sottoscala sono disposti in un ordine gerarchico di difficoltà, con l'elemento più difficile delle sottoscale generalmente testato per primo, seguito dal più facile. Questo approccio, delineato da Lyle, è in grado di aumentare l'efficienza della valutazione del soggetto, poiché una prestazione normale sull'elemento più difficile implica il successo in tutti gli altri test della stessa sottoscala. Allo stesso modo, il fallimento completo nella prestazione del compito più facile predice il fallimento di tutti gli altri elementi rimanenti. Con questo approccio, l'ARAT richiede circa da 15 ai 20 minuti per essere somministrato.

La qualità del movimento per ciascuno dei 19 test esaminati nell'ARAT è valutata su una scala ordinale a 4 punti:

- 0 = nessun movimento,
- 1 = il compito di movimento è eseguito parzialmente,
- 2 = il compito di movimento è completato ma richiede un tempo anormale,
- 3 = il movimento è eseguito normalmente.

Ogni compito viene eseguito fino al completamento oppure fino ad un limite stabilito di 60 secondi. Questi sono i termini originali di Lyle, il cui chiarimento potrebbe migliorare la standardizzazione del test ARAT.

Un aspetto dell'ARAT che potrebbe essere migliorato è la specificazione della quantità di tempo utilizzata per definire "anormalmente lungo", che distingue un punteggio di 2 rispetto a 3, infatti nel presente studio è stato stabilito che questo sarebbe stato definito per tempi maggiori di 5 secondi. Degli altri aspetti dell'ARAT che richiedono una maggiore standardizzazione sono la fonte, il materiale, il peso e le dimensioni dei materiali utilizzati per esaminare

i soggetti, la variabilità dei quali probabilmente influisce sui punteggi ARAT. Inoltre, molti dettagli della somministrazione del test non sono stati indicati nel rapporto originale e sono aperti a interpretazioni, come la posizione/postura del corpo, la posizione dell'elemento del test e il tempo massimo consentito per completare ciascun elemento del test ARAT. Questo potrebbe essere una fonte aggiuntiva di varianza dei punteggi tra i centri e nel tempo. Questi sono alcuni degli aspetti considerati in questo contesto. Per una maggior standardizzazione e per ottenere dati il più quantitativi possibile si è fatto riferimento alle correzioni effettuate da Nuray Yozbatiran et al. nel 2008 [64]. Partiamo introducendo in primis i materiali utilizzati per l'ARAT.

I materiali di base per il test, come originariamente definiti da Lyle, includono 4.2:

- una sedia senza braccioli,
- un tavolo,
- blocchi di legno di varie dimensioni,
- una palla da cricket,
- una pietra per affilare,
- tubi in lega,
- una rondella,
- 2 bicchieri,
- biglie e sfere di acciaio.

Inoltre, sono necessarie:

- 2 assi per posizionare i tubi in lega,
- 1 asse per posizionare la rondella,
- 2 coperchi di latta per tabacco,
- uno scaffale alto 37 cm.

Table A1. Action Research Arm Test Scoring Sheet

Test Number	Item	Score	
		Left	Right
Grasp subscale			
1	Block, 10 cm ³	0 1 2 3	0 1 2 3
2	Block, 2.5 cm ³	0 1 2 3	0 1 2 3
3	Block, 5 cm ³	0 1 2 3	0 1 2 3
4	Block, 7.5 cm ³	0 1 2 3	0 1 2 3
5	Cricket ball	0 1 2 3	0 1 2 3
6	Sharpening stone	0 1 2 3	0 1 2 3
		Subtotal ____/18	____/18
Grip subscale			
7	Pour water from one glass to another	0 1 2 3	0 1 2 3
8	Displace 2.25-cm alloy tube from one side of table to the other	0 1 2 3	0 1 2 3
9	Displace 1-cm alloy tube from one side of table to the other	0 1 2 3	0 1 2 3
10	Put washer over bolt	0 1 2 3	0 1 2 3
		Subtotal ____/12	____/12
Pinch subscale			
11	Ball bearing, held between ring finger and thumb	0 1 2 3	0 1 2 3
12	Marble, held between index finger and thumb	0 1 2 3	0 1 2 3
13	Ball bearing, held between middle finger and thumb	0 1 2 3	0 1 2 3
14	Ball bearing, held between index finger and thumb	0 1 2 3	0 1 2 3
15	Marble, held between ring finger and thumb	0 1 2 3	0 1 2 3
16	Marble, held between middle finger and thumb	0 1 2 3	0 1 2 3
		Subtotal ____/18	____/18
Gross movement subscale			
17	Hand to behind the head	0 1 2 3	0 1 2 3
18	Hand to top of head	0 1 2 3	0 1 2 3
19	Hand to mouth	0 1 2 3	0 1 2 3
		Subtotal ____/18	____/18
		Total ____/57	____/57

There are 4 subscales. The tests in each are ordered so that if subject scores 3 on the first test, no more tests need to be administered in that subscale, and the subject automatically scores top marks (all 3s) for all tests in that subscale. If subject fails the first test (score 0) and fails the second test (score 0) of the subscale, the subject automatically scores zero for all tests in that subscale, and again no more tests needed to be performed in that subscale; and (3) otherwise the subject needs to complete all tasks within the subtest
 Score: 3 = subject performed the test normally within 5 seconds; 2 = subject could complete the test but took abnormally long (5 to 60 seconds) or had great difficulty; 1 = subject could only partially perform the test within 60 seconds; and 0 = subject could not perform any part of the test within 60 seconds.

Figura 4.2: Caratteristiche degli oggetti utilizzati per il test ARAT, *Yozbatiran et al. nel 2008, Neurorehabilitation and neural repair*

POSIZIONAMENTO:

POSIZIONAMENTO DEL SOGGETTO:

La corretta postura per il test ARAT implica che il soggetto si sieda diritto su una sedia standard con uno schienale rigido e senza braccioli, mentre le gambe devono essere posizionate davanti alla sedia con i piedi appoggiati al pavimento durante tutto il test. Tutte le attività del test ARAT vengono eseguite alternando l'utilizzo del braccio dominante al controlaterale. Le dimensioni consigliate per sedia e tavolo di prova sono specificate nella figura 4.3. È consigliabile che l'altezza del tavolo di prova sia approssimativamente a metà dell'addome del soggetto, con una differenza di altezza tra sedia e tavolo di circa 30 cm, considerata ottimale. Inoltre, nel momento in cui la mano è in posizione prona sul tavolo l'angolo che intercorre tra l'avambraccio ed il braccio dovrebbe essere di circa 90°.

Task Material	Dimensions	Weight of Test Items Lifted During Testing (g)
Table	Height, 75 cm; width, 76 cm; depth, 49 cm	
Chair	Height of seat 46 cm from floor; no arm rests	
Shelf (or box on the table)	37 cm above level of table	
Four wooden blocks	10.0, 7.5, 5, and 2.5 cm ³ , respectively	492, 196, 55, and 6.5, respectively
Large alloy tube	Diameter, 2.5 cm; length, 11.5 cm	38.5
Small alloy tube	Diameter, 1 cm; length, 16 cm	14.2
Cricket ball	Diameter, 7.1 cm	159
Marble	Diameter, 1.6 cm	5.4
Sharpening stone	10.0 × 2.5 × 1 cm	60.3
Ball bearing	6-mm diameter	1.1
Two plastic tumblers	Upper diameter, 7 to 8 cm; lower diameter, 6 to 7 cm; height, 12 to 15 cm	125.4 (empty)
Washer	Outer diameter, 3.5 cm; inner diameter, 1.5 cm	16
Plank for the tubes		
Starting point	1.5 × 8.5 × 8.5 cm	
Target point	3.5 × 8.5 × 34 cm	
Bolt for the large alloy tube		
Starting position	Round wooden peg; diameter, 2.0 cm; height, 13.5 cm	
Target position	Round wooden peg; diameter, 2.0 cm; height, 8.0 cm	
Bolt for the small alloy tube		
Starting position	Round wooden peg; diameter, 0.8 cm; height, 6.0 cm	
Target position	Round wooden peg; diameter, 0.8 cm; height, 6.0 cm	
Plank for the washer	1.5 × 8.5 × 8.5 cm	
Bolt for the washer	Round wooden peg; diameter, 0.8 cm; height, 8.5 cm	
Tin lid	Diameter, 9 cm; rim height, 1 cm	

Figura 4.3: Dimensioni e peso consigliati per gli oggetti del test ARAT, *Yozbatiran et al. nel 2008, Neurorehabilitation and neural repair*

POSIZIONAMENTO DEI MATERIALI PER CIASCUN COMPITO:

Il soggetto è invitato a sedersi vicino al tavolo, mantenendo una distanza di circa 15 cm tra il torace e il bordo anteriore del tavolo. Questa distanza consente una mobilità sufficiente dell'arto per raggiungere la parte superiore dello scaffale, mantenendo al contempo l'attenzione sulla corretta postura durante il test. Seguendo le raccomandazioni dalla letteratura [64] è stato posizionato ed incollato un tappetino antiscivolo sulla superficie del tavolo. Si è trovato particolarmente utile disegnare sul tappetino le posizioni predefinite per ciascun oggetto di test, come mostrato in figura 4.4. Ulteriori indicazioni sul posizionamento dei materiali sono fornite nelle istruzioni specifiche per ciascuna fase del test.

PUNTEGGI:

ISTRUZIONI GENERALI PER IL PUNTEGGIO:

Le istruzioni per ciascun compito vengono comunicate verbalmente al soggetto; tuttavia, in caso di difficoltà nel comprendere le istruzioni, ad esempio a causa di afasia, l'esaminatore può fornire una dimostrazione visiva del compito. Il soggetto ha la possibilità di esercitarsi ripetutamente per garantire una piena comprensione delle istruzioni. Entrambi gli arti superiori



Figura 4.4: Action Research Arm Test

vengono valutati separatamente. Poiché i partecipanti allo studio erano soggetti sani, si è testato prima l'arto dominante e successivamente quello opposto. Quando si testano pazienti si inizia invece con il braccio meno affetto da disturbi per poi passare al braccio più affetto. Pertanto, l'ordine di somministrazione dei test è stato il seguente: Le sottoscale nell'ordine presentato in precedenza eseguite prima con l'arto dominante e successivamente con il suo controlaterale. Questo metodo, combinato con istruzioni verbali e visive, migliora la comprensione del test, soprattutto nei pazienti con afasia lieve o moderata o in caso di neglect. Il test ARAT si basa sempre sulla migliore prestazione. Al soggetto non viene penalizzato se lascia cadere un oggetto di prova e lo solleva nuovamente. Tutte le prestazioni devono essere eseguite con una mano alla volta. Per i soggetti con amputazioni, vi è una considerazione speciale per le sottoscale del pinch, dove l'opposizione di un dito amputato comporta un punteggio di 0.

ISTRUZIONI SPECIFICHE PER IL PUNTEGGIO DELLE SOTTOSCALE DEL GRASP (COMPITI DEL TEST ARAT DA 1 A 6)

Il tappetino antiscivolo viene posizionato sul tavolo, seguito dallo scaffale e dagli oggetti di prova nelle loro posizioni prestabilite (vedi Figura 4.5). Lo scaffale è collocato longitudinalmente a una distanza di 20 ± 5 cm dal bordo prossimale del tavolo sul tappetino. Tuttavia, se il soggetto ha limitazioni di movimento, come contratture o tono aumentato, l'esaminatore può regolare questa distanza secondo necessità.

Gli oggetti vengono posizionati, uno alla volta durante il test appropriato, seguendo le apposite

tracce sul tappetino. La mano testata deve essere pronata, lateralmente all'oggetto utilizzato nella prova, mentre l'altra mano deve essere pronata sulla coscia. Per i blocchi, l'esaminatore non deve stabilizzare l'oggetto, né il soggetto può farlo con la mano non testata. Per la pietra per affilare, questa deve essere posizionata sul suo lato lungo stretto in posizione leggermente diagonale (parallela all'asse delle pieghe palmari) per facilitare l'impugnatura. Se la pietra cade durante il tentativo di presa, può essere riposizionata dall'esaminatore per un massimo di 60 secondi. I due coperchi di latta sono utilizzati come posizioni iniziali e finali per la palla da cricket. La distanza tra il bordo prossimale del coperchio inferiore e il bordo prossimale del tavolo è di 5 cm, mentre il bordo prossimale del coperchio superiore è allineato con il bordo prossimale dello scaffale. Se necessario, il coperchio superiore può essere fissato alla parte superiore dello scaffale utilizzando del velcro per garantire la stabilità, mentre il coperchio inferiore può essere stabilizzato dall'esaminatore secondo necessità durante l'esecuzione del compito.

Le istruzioni impartite al soggetto sono di afferrare, sollevare verticalmente, posizionare e quindi rilasciare ogni oggetto sulla parte superiore dello scaffale. Il punteggio si basa sul completamento del compito entro 5 secondi, utilizzando componenti di movimento della mano e del braccio appropriati, con un punteggio massimo di 3.

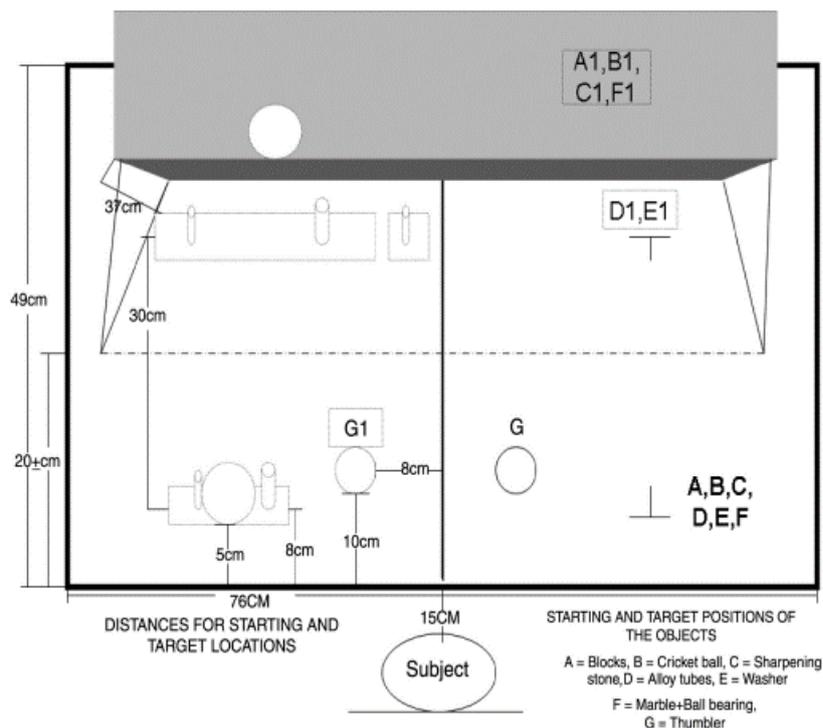


Figura 4.5: Misure del tappetino per il test ARAT, *Yozbatiran et al. nel 2008, Neurorehabilitation and neural repair*

ISTRUZIONI SPECIFICHE PER IL PUNTEGGIO DEL SOTTOSCALE DEL GRIP (COMPITI DEL TEST ARAT DA 7 A 10)

Durante il test, si sistemano gli oggetti sul tappetino come descritto. Per esempio, se si sta cercando di testare il versamento, si dispongono i bicchieri a una certa distanza uno dall'altro e dal bordo del tavolo. Per lo spostamento dei tubi, si viene posizionato un tubo su un piano e l'altro tubo su un altro piano, a una certa distanza l'uno dall'altro. Per il versamento, va riempito un bicchiere con una quantità specifica d'acqua (50 ml).

Si richiede alla persona di versare l'acqua da un bicchiere all'altro, spostare i tubi da un posto all'altro o spostare una rondella.

Per l'attribuzione del punteggio invece si inizia sempre con il compito più difficile, come il versamento. Per ottenere un punteggio alto, deve essere fatto tutto nel modo più rapido e corretto. Se i soggetti presentano qualche difficoltà o impiegano più tempo, il punteggio sarà più basso. Se il partecipante non è stato in grado di eseguire il task, allora il punteggio sarà di zero.

ISTRUZIONI SPECIFICHE PER IL PUNTEGGIO DEL SOTTOSCALE DEL PINCH

(COMPITI DEL TEST ARAT DA 11 A 16)

I due coperchi di latta vanno messi dove indicato in figura 4.5. Si dispone ogni biglia o sfera nel coperchio di latta inferiore e si richiede al soggetto di afferrarle con le dita adeguate, sollevarle fino allo scaffale e rilasciarle nel coperchio di latta di destinazione. Il soggetto dovrà prendere le biglie nel seguente ordine:

- biglia grande con pollice e anulare
- biglia piccola con pollice e medio
- biglia grande con pollice e indice
- biglia grande con pollice e medio
- biglia piccola con pollice e anulare
- biglia piccola con pollice e indice

È necessario muovere le dita in opposizione al pollice in modo indipendente e stabilizzare l'oggetto. Per la fase di valutazione si inizia con il compito più difficile, come sollevare la sfera da 6 mm. Per ottenere un punteggio alto, devono fare tutto nel modo giusto e velocemente. Se si riscontra qualche difficoltà o si impiega più tempo, il punteggio sarà più basso. Se non è stato possibile il compimento del task, il punteggio sarà zero.

ISTRUZIONI SPECIFICHE PER IL PUNTEGGIO DEL SOTTOSCALE DEI MOVIMENTI AMPI (COMPITI DEL TEST ARAT DAL 17 AL 19)

Il soggetto inizia con entrambe le mani appoggiate sulle ginocchia e viene ricordato di mantenere la testa ferma e in posizione eretta neutra. Per il compito numero 17, il soggetto deve toccare la parte posteriore della testa con il palmo della mano in esame; per il 18, deve toccare la parte superiore della testa con il palmo della mano in esame; e per il 19, deve toccare la bocca con il palmo della mano in esame. Se necessario, la mano può essere flessa se il soggetto non può estendere completamente le dita.

Questi compiti richiedono al soggetto di muovere la spalla e il gomito su un'ampia gamma di movimento, con movimento correlato dell'avambraccio. Gli viene detto di "toccare la parte posteriore della tua testa [la parte superiore della tua testa, la bocca] con il palmo della tua mano.

4.3 Setup dell'esperimento

Si descrive di seguito l'allestimento sperimentale.

I 12 partecipanti volontari con generalità nella tabella 4.1 hanno eseguito il test ARAT.

Prima di partire con il montaggio della componente sensoristica ai partecipanti venivano prese le seguenti misure:

- Altezza (con indosso le scarpe): come specificato nel manuale [67]
- Lunghezza del piede (con indosso le scarpe)
- Altezza delle spalle: ovvero l'altezza che intercorre tra il pavimento e la vertebra C7.
- Larghezza delle spalle: la misura che intercorre tra il tubercolo maggiore dell'omero sinistro ed il corrispondente del destro.
- Ampiezza dei gomiti: Al soggetto era richiesto di posizionarsi in T-pose con le braccia alzate trasversalmente lungo la linea delle spalle ed entrambi i palmi pronati. A questo punto veniva misurata la distanza tra l'olecrano dell'osso ulnare sinistro e quello del suo opposto.

Queste misure, insieme ai dati di calibrazione per orientare i sensori, risultano fondamentali per permettere al software Xsens di ricostruire un modello virtuale del nostro soggetto.

Come anticipato in precedenza per l'acquisizione dei dati cinematici abbiamo fatto riferimento a 2 sistemi differenti:

1. Quantum XR metagloves.
2. Xsens Inertial sensors MTw.

Il primo sistema consiste in un guanto indossabile con vari modelli e varie misure, compreso di:

- sensori inerziali posizionati su ogni singola falange distale.
- batterie ricaricabili e sostituibili con una autonomia fino a 3 ore.

I guanti forniscono un ottimo tracciamento delle dita con alta affidabilità, con una latenza del segnale al di sotto dei 7.5 ms e una frequenza di campionamento dei sensori di 120 Hz. Sono in grado di comunicazione wireless bluetooth a basso consumo energetico, tramite una chiavetta USB che fa da ripetitore. Questa non deve però essere in alcun modo posizionata su superfici metalliche, altrimenti si rischia di perdere la qualità del segnale e l'acquisizione dati potrebbe risultare insoddisfacente.

I sensori Mtw invece sono dei sensori inerziali con un'ampia portata wireless di 50 metri e una frequenza di campionamento di 60 Hz, la durata della batteria è di circa 6 ore il che li rende adatti per l'acquisizione di più soggetti per singola seduta, inoltre sono piccoli ed il montaggio risulta rapido e poco invasivo per quanto dichiarato dai partecipanti.

Infatti, per l'acquisizione si richiedevano 11 sensori in totale. Partendo dall'alto verso il basso i sensori venivano montati nella seguente maniera (figura 4.6a):

- Un sensore veniva montato sulla testa tramite fascetta elastica ed andava a posizionarsi in prossimità dell'inion.
- 2 sensori invece erano montati sulla schiena tramite bande elastiche a strappo nella zona della spalla in particolare sopra la spina scapolare su entrambi i lati (1 a destra e 1 a sinistra).
- 1 sensore veniva montato nella zona frontale in corrispondenza della vertebra T8, dunque all'incirca sopra il processo Xifoideo.
- 2 sensori andavano posizionati sulla zona delle braccia, in particolare, sulla traccia dell'inserzione tra bicipite e tricipite sulla linea esterna.
- 1 sensore veniva montato nella zona dorsale all'altezza della cresta mediana sacrale, con l'attenzione di mantenere la luce di segnalazione della carica in basso a destra come specificato dal costruttore.
- 2 sensori venivano montati circa sul collo del radio per permettere al soggetto la libertà del movimento di flessione ed estensione della mano.
- Infine, 2 sensori venivano montati sul guanto tramite l'apposito carrellino di sostegno.

Il montaggio ottimale dei guanti è stato consolidato dopo diversi tentativi.

In principio si utilizzava la struttura in tela rigida fornita dall'azienda produttrice, ma questa risultava difficile da indossare e nell'ottica di utilizzare il setup per valutare pazienti con disfunzionalità motorie le complicazioni sarebbero state eccessive. Si è pensato perciò di smontare il guanto dal sostegno in tela, mantenendo la batteria poggiata sul carpo della mano del soggetto e fissando i sensori alle dita tramite "kinesiology tape". Il fissaggio ed i risultati dell'operazione erano promettenti, ma i tempi di preparazione erano troppo lunghi e si è deciso allora di utilizzare un altro approccio. Si è pensato di utilizzare un guanto sottile in materiale elastico che stesse perfettamente adeso alla pelle e con i carrelli per i sensori direttamente sulle falangi (figura 4.6b

). In questa maniera il montaggio risultava veloce e non invasivo e mostrava anche la possibilità di utilizzarlo con soggetti con mobilità delle dita e della mano ridotte, inoltre erano disponibili 3 differenti taglie in base alle misure del soggetto.



(a) Montaggio sensori Xsens

(b) Quantum XR metaglove

Figura 4.6: Montaggio dei 2 sistemi di sensori inerziali

Il montaggio totale delle 2 tipologie di sensori (figura 4.6) ha richiesto in media dai 10 ai 15 minuti, con tempistiche ridotte se lo si esegue in 2 persone invece che una. I partecipanti, inoltre, hanno dichiarato di non essersi sentiti scomodi o costretti nei movimenti.

Successivamente veniva eseguita la calibrazione dei sensori che richiedevano procedure differenti per i guanti e per i sensori MTw. Si è definito che per la calibrazione si sarebbe iniziato dai guanti e successivamente si sarebbe passati ai sensori MTw. Per i guanti le procedure di calibrazione richieste dal software erano semplici e divise in 3 fasi uguali per entrambe le mani. Si è proceduto sempre calibrando per prima la mano sinistra e successivamente l'inversa, nella seguente maniera:

1. Veniva richiesto al paziente di sedersi sulla sedia e di mantenere la mano appoggiata sulla superficie del tavolo (in assenza di superfici metalliche) con il palmo rivolto verso il basso (pronata), con il pollice rivolto verso l'esterno e le restanti 4 dita unite (figura 4.7).
2. Successivamente si richiedeva di alzare il pugno verso l'altro con il pollice disposto in posizione laterale rispetto alle altre dita (figura 4.8).

3. Infine, si richiedeva di aprire e chiudere la mano facendo attenzione a mantenere il pollice fermo sul lato radiale della mano e cercando di mantenere un ritmo costante e velocità ridotta ((figura 4.9).

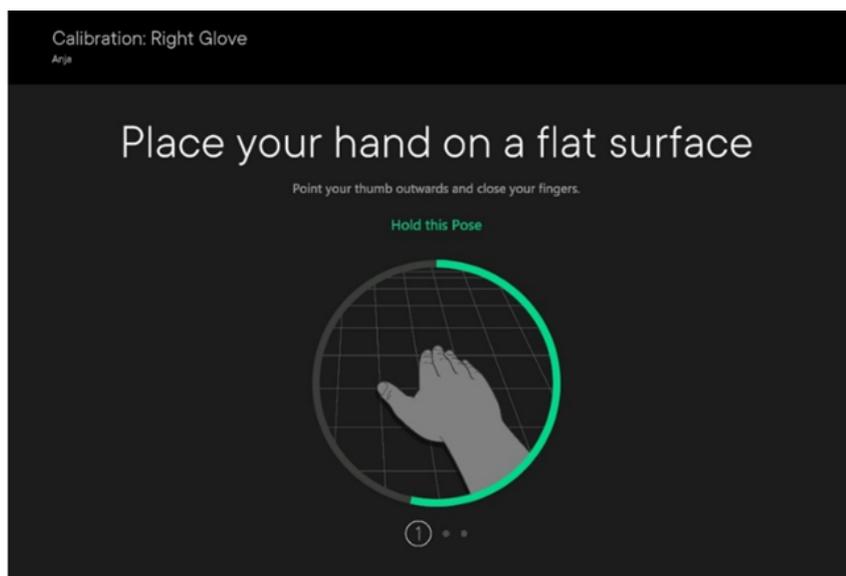


Figura 4.7: Fase 1 della calibrazione del guanto

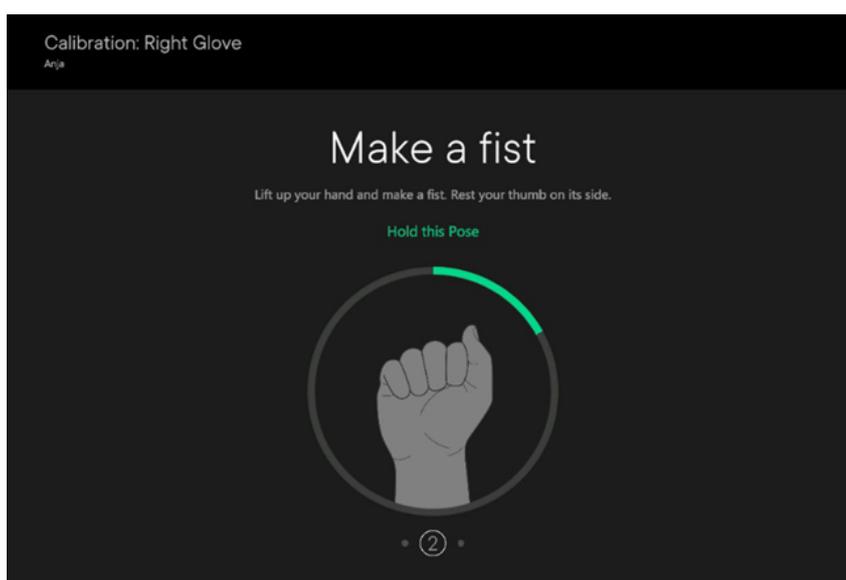


Figura 4.8: Fase 2 della calibrazione del guanto

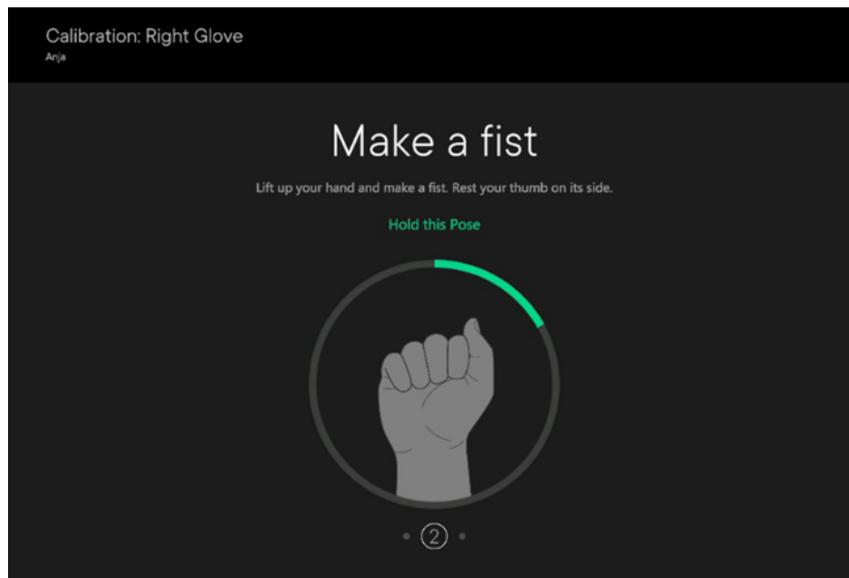


Figura 4.9: Fase 3 della calibrazione del guanto

A questo punto per verificare la qualità della calibrazione veniva richiesto al soggetto di far toccare la falange distale del pollice con le falangi delle altre dita. La verifica era basata sull'osservazione del modello 3D generato dal software, se il modello fosse stato considerato buono si sarebbe proceduto con la calibrazione successiva altrimenti sarebbe stato richiesto al paziente di ripetere la procedura da capo.

Una volta arrivati a questo punto si è proceduto poi con la calibrazione dei sensori MTw:

Il software MVN Analyze/Animate creato da Xsens propone 2 differenti tipologie di calibrazione, che differiscono solamente nel mantenimento della posizione neutra a riposo. Il primo prevede una posizione neutra chiamata N-pose, con il soggetto in piedi le braccia distese lungo i fianchi, la schiena dritta e la testa alta, mentre il secondo prevede sempre il soggetto in piedi, ma questa volta con le braccia posizionate in T-pose. Come suggerito dal software si è deciso di utilizzare la prima metodologia poiché ritenuta più accurata, ma soprattutto poiché nell'ottica di doverla applicare come sviluppo futuro ad un campione di soggetti post ictus è stato ritenuto più opportuno cercare di mettere il partecipante a proprio agio ed evitare eccessivi stress per mantenere le braccia sollevate anche se per pochi secondi.

La procedura consisteva dunque anche questa volta in 3 fasi:

1. Durante la prima era richiesto al soggetto di posizionarsi con i piedi ad uguale distanza da un segno applicato sul pavimento indicato come posizione di partenza della calibrazione.

Al soggetto veniva indicato di mantenere la posizione neutra N-pose per qualche secondo per permettere al software di rilevare la posizione corretta dei sensori.

2. Nella seconda parte al partecipante veniva richiesto di effettuare una camminata cercando di far oscillare le braccia in maniera fisiologica. Questo serviva per permettere al software di regolare l'orientazione e la posizione dei sensori nello spazio tridimensionale e per costruire un modello virtuale appropriato della struttura del soggetto.
3. Infine, al soggetto era richiesto di fermarsi in un punto casuale raggiunto tramite la camminata e di riposizionarsi in N-pose per l'elaborazione finale dei dati.

Arrivati a questo punto il software indicava tramite messaggio sulla schermata dell'applicazione se la calibrazione effettuata fosse di buona qualità oppure da ripetere. Inoltre, nel caso la calibrazione fosse risultata di povera qualità il software indicava con un messaggio quali fossero stati i problemi durante l'acquisizione, come ad esempio: *“arto sinistro in movimento durante l'acquisizione statica a riposo”*. Se la calibrazione fosse risultata di cattiva qualità sarebbe stato necessario ripeterla altrimenti si procedeva facendo accomodare il partecipante in posizione seduta di fronte al tavolo dove era posizionato l'ARAT.

Prima di procedere con la somministrazione del test ARAT al soggetto veniva fatta un'ultima richiesta:

Partendo con la mano dominante appoggiata sul tappetino con il medio allineato sulla linea mediana tracciata veniva richiesto di seguire con l'indice la traccia dei bordi del tappetino, soffermandosi 2 secondi prima sul lato destro, poi al centro ed infine sul lato sinistro per poi tornare nella posizione iniziale. Questa operazione serviva per verificare che gli assi dei sensori fossero effettivamente allineati con quelli del test ARAT. Durante la somministrazione del test ARAT si è deciso di utilizzare inoltre un sistema a 2 telecamere per l'acquisizione video della prova, in modo da poter avere un riscontro visivo in caso di eventuali problematiche riguardanti i dati. Per fare ciò si è utilizzato un set composto da 2 telecamere Intel RealSense L515, montate su 2 sostegni a treppiedi, posizionate ad una altezza di 150 cm rispettivamente su entrambi i lati del tavolo per il test ARAT. Le telecamere così erano in grado di fornire una visuale bilaterale del soggetto per avere una visione per intero dei movimenti svolti, con particolare attenzione sulle prese. Le telecamere sono state inoltre impostate per far partire la registrazione video nel momento in cui veniva fatto partire il recording dei dati cinematici tramite Xsens. Con un semplice click del tasto sinistro, infatti, contemporaneamente è stato possibile avviare la registrazione del movimento dei sensori e quello della registrazione video. Sia i dati della prova video che quelli derivanti dai sensori cinematici sono stati salvati in file

“.bag” per la successiva analisi tramite software MATLAB. Questo è un ambiente di calcolo e di programmazione ampiamente utilizzato in vari settori, dall’ingegneria alla finanza, dalle scienze computazionali fino alla matematica. Offre una serie di potenti strumenti per risolvere problemi numerici ed analitici. Presenta un linguaggio di programmazione ad alto livello che è in grado di semplificare lo sviluppo di codici per risolvere problemi complessi. Possiede un ambiente interattivo che permette di eseguire le istruzioni direttamente nella riga di comando in modo da visualizzare i risultati immediatamente. Eccelle nella manipolazione delle matrici e dei vettori, rendendo accessibili operazioni su grandi set di dati. Offre una vasta gamma di funzioni incorporate dell’algebra lineare, alla statistica, alla matematica, permettendo di integrare operazioni complesse senza doverle implementare manualmente. MATLAB dispone di strumenti avanzati per la creazione e rappresentazione di grafici complessi che permettono agli utenti di rappresentare i dati in modo chiaro ed efficace. MATLAB è spesso utilizzato insieme al *Simulink*, un ambiente di modellazione e progettazione per la simulazione di sistemi dinamici anche molto complessi. Infine, esso supporta la possibile integrazione con altri linguaggi di programmazione, consentendo agli utenti di usufruire delle librerie e delle funzionalità esterne. Complessivamente MATLAB è uno strumento molto potente e di facile accessibilità, grazie alle sue numerose funzionalità e per i motivi elencati in precedenza è stato selezionato come ambiente di calcolo per l’analisi dei dati dei vari partecipanti.

4.4 Data Processing

4.4.1 Scelta e descrizione dei parametri di interesse

La scelta dei parametri di interesse è stata eseguita attraverso una revisione della letteratura [60], [61] ed un confronto con professionisti del settore quali fisioterapisti e neurologi.

I parametri sono stati successivamente suddivisi in 5 categorie:

1. *Efficienza ed Efficacia (Efficiency and Efficacy)*: permettono di osservare se i soggetti sono stati in grado di portare a termine i singoli compiti o se hanno avuto la capacità di ottimizzare i movimenti o i tempi, insomma questi parametri permettono di valutare le prestazioni complessive del campione.
2. *Fluidità del movimento e velocità (Movement smoothness and velocity)*: queste 2 categorie sono fondamentali per l’analisi del movimento e sono spesso utilizzate per valutare la qualità e le caratteristiche dei movimenti.
3. *Parametri di somiglianza delle traiettorie (Trajectory similarity parameters)*: questa categoria di parametri ci permette di trarre considerazioni sulle similitudini o differenze

nell'utilizzo dell'arto dominante o del suo opposto, sulle prestazioni di entrambi e sulla capacità di ottimizzare i movimenti.

4. *Compensazione (Compensation)*: questi parametri ci permettono di distinguere un compito realizzato con movimenti fisiologici ed uno realizzato invece tramite l'uso di strategie compensative.
5. *Grasp/Grip/Pinch*: queste categorie di parametri ci permettono di analizzare le prese dei soggetti, in particolare l'ottimizzazione della presa e la sua stabilizzazione.

La scelta di tali parametri permette di definire in maniera oggettiva quantitativa il movimento eseguito e ne permette una comprensione diffusa e completa.

Efficienza ed Efficacia:

Per la categoria di efficienza ed efficacia del movimento sono stati selezionati 6 parametri di caratterizzazione spazio-temporale, quali:

- *Tempo totale di movimento [s]*: questo parametro fornisce dati importanti per poter confrontare l'efficienza del movimento e per aprire un confronto sia nelle relazioni inter-soggetto che intra-soggetto.
- *Tempo di movimento per ogni specifica primitiva [s]*: Ovvero il tempo impiegato per eseguire il movimento suddiviso nelle primitive motorie individuate. Come già anticipato è importante considerare non solo gli aspetti che riguardano il movimento totale, ma anche la scomposizione nelle sue primitive funzionali.
- *Traiettoria totale percorsa dal polso [cm]*: La lunghezza della traiettoria percorsa dal polso durante l'esecuzione dei vari task. Si è scelto di utilizzare il polso come sensore di riferimento per questo parametro poiché individua traiettorie ben definite e perché consente l'acquisizione di dati robusti e stabili.
- *Traiettoria percorsa dal polso nelle diverse primitive [cm]*: La misura delle traiettorie percorse dal polso suddivisa però nelle primitive funzionali.
- *Rapporto tra traiettoria ideale e traiettoria fisiologica*: Ovvero il rapporto tra la traiettoria rettilinea e quindi minore possibile (traiettoria ideale) descritta dal polso e la traiettoria realmente descritta dal polso nel corso della prova (traiettoria reale o fisiologica).
- *Rapporto tra le traiettorie ideali e quelle fisiologiche per ogni specifica primitiva*: Ovvero il rapporto tra la traiettoria rettilinea individuata per ogni specifica fase e la traiettoria fisiologica tracciata dal polso nello spazio.

Fluidità del movimento e velocità:

Per la seguente categoria sono stati invece stabiliti ed estratti 7 differenti parametri:

- *Numero totale dei picchi di velocità*: Ovvero il numero di punti in cui si osserva un picco nell'andamento della norma della velocità, che può essere indicativo di cambi di direzione o di accelerazioni/decelerazioni.
- *Numero dei picchi di velocità per ogni specifica fase*: Il numero dei punti di picco osservato per ogni specifica primitiva motoria. Questo parametro indica se i movimenti erano stati eseguiti correttamente o se vi era stato bisogno di aggiustamenti o di ripetuti tentativi di presa nel movimento. Nei pazienti ictus molto spesso non vi è fluidità nel movimento, ma anzi questi tendono ad essere più frammentati e scattosi; perciò, evidenzieranno profili di velocità ben distanti da quelli fisiologici.
- *Velocità media del movimento [m/s]*: questo parametro indica se il soggetto aveva confidenza con il proprio stato di mobilità rispetto al task, pazienti con problematiche dovute alla coordinazione o mobilità evidenzieranno indubbiamente profili di velocità differenti e di conseguenza la velocità media potrebbe essere differente;
- *Picco di velocità per ogni specifica fase di movimento [m/s]*: ovvero la massima velocità raggiunta dal soggetto nelle fasi compositive del movimento.
- *Jerk del movimento totale [m/s³]*: Ovvero la derivata terza della posizione, ci dà informazioni sul tremolio del polso e quindi se un movimento è stato eseguito con una buona fase di stabilizzazione da parte del soggetto o se vi sono difficoltà nella gestione di quest'ultima.
- *Jerk per ogni specifica primitiva di movimento [m/s³]*: L'indagine per essere più precisa possibile è stata effettuata anche su ogni primitiva singolarmente, con lo scopo di evidenziare se vi fossero problemi più legati alla fase di stabilizzazione e gestione di un oggetto da parte del soggetto oppure se fossero legati alla natura del movimento. Questo in particolare è un parametro di grande interesse per i pazienti post ictus poiché la fase di stabilizzazione potrebbe richiedere molto tempo ed essere perciò evidenziata da forti oscillazioni del jerk. Inoltre, i tremori alle mani sono disturbi che possono permanere anche nelle successive fasi del movimento e necessitano di essere correttamente individuati e corretti per garantire al paziente un ritorno alla funzionalità fisiologica quanto migliore possibile.

Parametri di somiglianza delle traiettorie:

- *Similarity of hand trajectory*: Questo parametro analizza la similarità delle traiettorie eseguite dal polso sia della mano dominante che dalla mano controlaterale, durante l'esecuzione della stessa tipologia di task (ad esempio: presa e spostamento su un piano definito di un cubo in legno da 10 centimetri). Questo parametro permette di individuare se vi sono strategie differenti utilizzando l'arto dominante o meno

Compensazione:

Questa categoria di parametri cinematici è fondamentale poiché a differenza delle già esistenti e già citate scale di valutazione va ad indagare proprio le strategie di compensazione che possono essere applicate da un soggetto per completare il task anche se in maniera non fisiologica:

- *Stabilità del tronco [cm]*: Rapporto tra il massimo spostamento lungo l'asse sagittale della mano con cui si sta eseguendo il task e del tronco. Questo parametro è fondamentale poiché una delle strategie compensative più utilizzate dai pazienti con ictus è quella dello spostamento del tronco per aiutare il raggiungimento di un oggetto, in particolare, quando un paziente non presenta una completa mobilità dell'arto superiore e la sua capacità di flessione-estensione del gomito è compromessa ai fini di raggiungere un oggetto tenderà a spostare il tronco in avanti per completare il movimento. Nelle scale cliniche attuali questa strategia di compensazione non è ben individuata, con questo parametro si va a sopperire a questa mancanza.
- *Rotazione della spalla*: L'individuazione degli angoli di rotazione della spalla intorno ai 3 assi principali (sagittale, verticale e trasversale) per dare completezza all'analisi si individuano i principali angoli di rotazione della spalla per verificare se vi è corrispondenza intra ed inter-soggetto.
- *Coordinazione spalla gomito*: Ovvero gli angoli di rotazione del gomito intorno ai 3 assi principali per verificare la completa mobilità articolare.

Grasp/Grip/pinch:

Un'altra novità dell'elaborato è il focus sui movimenti della mano, in particolare durante la fase di presa dei vari oggetti. Per questa categoria sono stati selezionati i parametri che

siano in grado di valutare la mobilità della mano ed i tempi di stabilizzazione della presa. In particolare:

- *Apertura massima [cm]*: La massima apertura tra le dita pollice e indice durante la primitiva di “reach to grasp”. È stato deciso di selezionare l’indice poiché nelle prese è stato identificato come il dito di maggior interesse analizzando i video dei task e i dati cinem
- *Scalatura della massima apertura*: Il rapporto tra massima apertura delle dita e dimensioni dell’oggetto, poiché secondo dati di letteratura [63] vi dovrebbe essere una correlazione tra la massima apertura delle dita prima della presa e le dimensioni dell’oggetto da afferrare, in particolare per oggetti più piccoli l’apertura sarà più piccola, per oggetti di dimensioni maggiori l’apertura tenderà ad essere crescente.
- *Tempo alla quale si manifesta la massima apertura [s]*: Il tempo alla quale si verifica la massima apertura delle dita, rispetto alla fase di raggiungimento, ovvero dall’istante in cui il movimento parte.
- *Percentuale di tempo alla quale si manifesta la massima apertura [s]*: La percentuale di tempo alla quale si riscontra la massima apertura rispetto al tempo successivo nel quale si manifesta la chiusura delle dita intorno all’oggetto stesso. Secondo la letteratura [63], infatti, a circa il 60% della distanza dall’oggetto la mano si dovrebbe trovare in massima apertura delle dita. Questo dato è sensibile poiché in pazienti post ictus questa correlazione potrebbe non essere corretta infatti spesso si notano fasi di aggiustamento della presa in fasi successive al raggiungimento dell’oggetto.
- *Grip to lift [s]*: Ovvero il tempo che intercorre tra la presa dell’oggetto ed il suo successivo sollevamento per la fase di trasporto. Questo parametro è di interesse poiché nei pazienti post ictus queste tempistiche risulteranno prolungate data la difficoltà di stabilizzare correttamente la presa e la difficoltà nel commisurare la forza della presa con il peso dell’oggetto.

Questo è in completo il set di parametri che è stato individuato per poter caratterizzare nel migliore dei modi la mobilità dell’arto superiore compreso di mano e per porre le basi per la creazione di un campione di riferimento (costituito da partecipanti sani), per il confronto con soggetti che manifestano problematiche motorie in seguito ad un ictus.

4.4.2 Suddivisione in primitive motorie funzionali

La suddivisione in primitive funzionali motorie è stata eseguita tramite l’utilizzo del software di programmazione MATLAB.

La suddivisione in primitive motorie è stata un processo a vari step poiché prima di trovare un metodo funzionale sono stati eseguiti diversi tentativi. Dapprima si è tentato di caratterizzarle sulla base delle accelerazioni e posizioni del polso, in particolare si è tentato di definire delle soglie oltre la quale considerare il movimento come iniziato o finito, ma questo tentativo si è rivelato poco preciso e dunque fallimentare, poiché nel momento di transizione tra presa e spostamento, le accelerazioni non arrivavano a zero e definire delle soglie universali risultava impossibile. A seguire si è tentato di utilizzare le posizioni lungo gli assi principali, come ad esempio la posizione lungo l'asse Z per identificare la fine della primitiva di trasporto, ma anche questa strategia non permetteva una segmentazione definita e precisa. Infine, si è deciso di guardare l'andamento delle velocità del polso lungo gli assi principali e si è iniziato ad intuire quella che sarebbe stata la strategia finale, ovvero di considerare la norma del vettore velocità della mano, poiché questa identificava dei profili caratteristici stabili e ben suddivisibili, che andavano ad indentificare proprio le nostre primitive funzionali.

Una volta creata la matrice delle velocità della mano, contenente un numero variabile di righe, corrispondente al numero di dati per ogni singola prova e 3 colonne, corrispondenti alle velocità lungo la terna di assi; se ne è calcolata la norma. Si è eseguito un plot per mostrare l'andamento della funzione (figura 4.7).

In particolare, si evidenziavano 3 o 4 picchi di velocità in base alla tipologia dei task, ognuno corrispondente a metà di un movimento. Prendiamo per esempio il task di presa e spostamento di un cubo da 5 centimetri (figure 4.10):

- Il primo picco si riferiva a metà della primitiva “spostamento per afferrare”.
- Il secondo picco si riferiva a metà della primitiva di “trasporto” dell'oggetto.
- Il terzo picco si riferiva a metà della primitiva di “riposizionamento”, ovvero a metà del movimento di ritorno alla posizione di partenza.

Per l'estrazione dei picchi si ha fatto affidamento alla funzione “findpeaks” di MATLAB, un costrutto creato apposta per trovare i picchi di un determinato vettore. In particolare, la funzione era richiamata nella seguente maniera:

```
findpeaks(norm_matrix,time, 'MinPeakProminence',0.35);
```

Questo costrutto in particolare trova i picchi associati alla matrice “norm.matrix” (contenente la norma delle velocità della mano) utilizzando i tempi associate nel vettore “time” e considera solo i picchi che superano una certa prominente, in questo caso, almeno il 35% più alti dei picchi circostanti. La soglia del 35% è stata selezionata sulla base di tentativi ripetuti ed è stata individuata come la migliore per individuare in maniera distinta i picchi caratteristici discriminando

invece i picchi derivanti dal rumore o da tremolii indesiderati. In questo modo si sono estratti i 3 picchi descritti in precedenza.

Era necessario però individuare anche i punti di valle della funzione corrispondenti all'inizio o al termine di una primitiva. Per fare ciò si è calcolato l'opposto della funzione norma, si è creato un grafico nel tempo e si sono cercati anche questa volta i picchi corrispondenti, questa volta però con una altezza molto ridotta (2%) in modo da poter individuare un numero di picchi molto maggiore (figura 4.10):

```

1 findpeaks(-norm_matrix,time, 'MinPeakHeight',-0.02);
2 title('opposto Norma della velocità della mano')
3 xlabel('Tempo [s]')
4 ylabel(' -(norma delle velocità)')

```

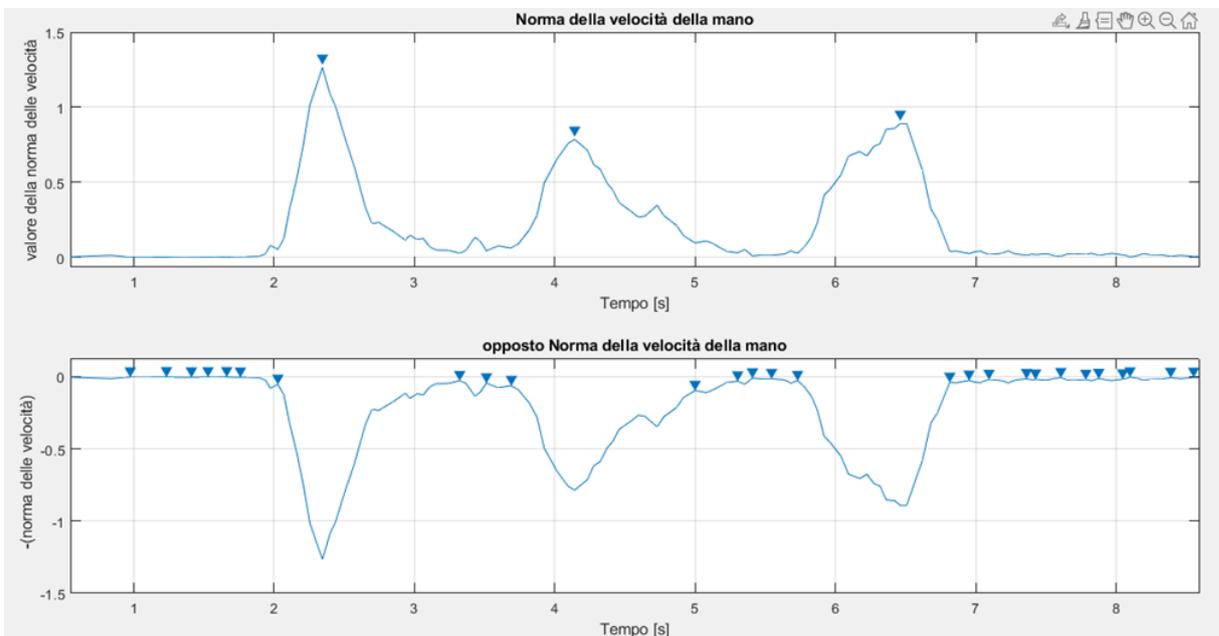


Figura 4.10: Norma della velocità e la sua opposta

Una volta trovati tutti i picchi ed i relativi istanti temporali si sono creati 2 vettori:

1. (pks.h , t.pks.h): contenente i 3 picchi positivi ed i relativi istanti temporali
2. (pks.tot, t.pks.tot): contenente tutti i picchi estratti e tutti i relativi tempi ordinati in ordine crescente.

A questo punto siamo stati in gradi di trovare (figura 4.11) :

- Il punto di valle precedente al primo picco che rappresenta il punto di inizio del movimento e di fine del mantenimento della posizione statica.

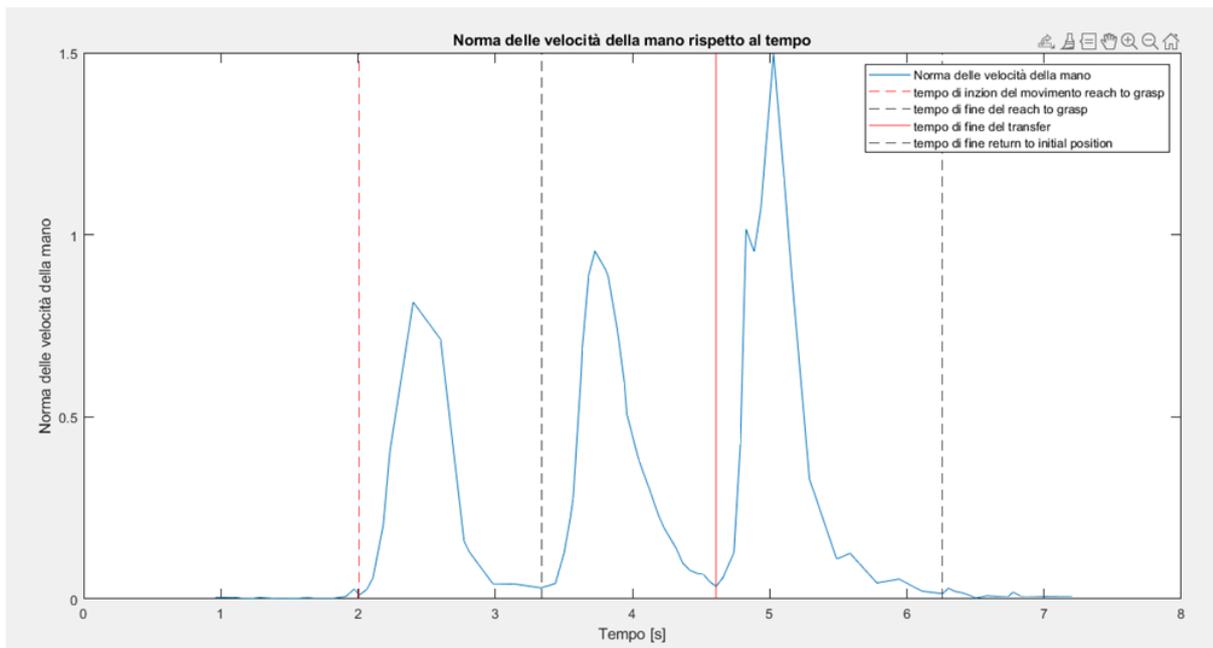


Figura 4.11: Norma della velocità con classificazione in primitive motorie

- Il punto di valle precedente al secondo picco che rappresenta la fine del movimento di spostamento per afferrare e l'inizio del movimento di trasferimento.
- Il punto di valle precedente al terzo picco che rappresenta la fine del trasferimento dell'oggetto.
- Il punto di valle successivo al terzo picco che rappresenta il riposizionamento nella posizione di partenza.

Una volta ricavati questi punti si estraggono i relativi tempi e si costruiscono così le finestre temporali corrispondenti alle primitive motorie funzionali. Per il task che prevede l'utilizzo dei bicchieri nella sottoscala del grip si presenta una piccola ma considerevole differenza:

I picchi identificativi del movimento non sono più 3, ma bensì 4, poiché dopo il primo picco di raggiungimento del bicchiere si trova il secondo corrispondente al versamento dell'acqua nell'altro bicchiere. Una volta completata questa fase, la spalla ed il gomito ruotano per appoggiare il bicchiere sul tappetino e qui si può ritrovare il terzo picco. Il picco finale invece corrisponde al movimento di ritorno della mano in posizione di partenza. Anche per la sottoscala del movimento ampio i picchi caratteristici non sono più 3, ma 2 (movimento di raggiungimento di nuca o bocca e movimento di ritorno). Per questa differenza il task dello svuotamento dei bicchieri ed il task del movimento ampio hanno richiesto un codice a parte. (In particolare, nei task di movimento ampio non sono presenti prese di alcun tipo,

quindi hanno richiesto una analisi ridotta) In questo modo siamo stati in grado di individuare le primitive motorie legate al movimento dell'arto, da questo punto in poi è iniziata la ricerca per la primitiva della presa e per l'estrazione dei parametri di interesse. Le modalità di indagine ed il codice saranno esposti e commentati nel prossimo paragrafo.

4.4.3 Analisi cinematica del movimento entro le finestre temporali individuate dalla suddivisione in primitive

Una volta definite le 3 principali primitive motorie dell'arto si è passato all'indagine cinematica riguardante la presa e l'estrazione dei parametri di interesse. Prima di partire con l'identificazione della presa è opportuno introdurre alcuni aspetti fondamentali riguardanti il codice, che avevano l'obiettivo di ottimizzare la ricerca dei parametri. Non è stato possibile realizzare un codice unico per l'automatizzazione dell'estrazione, ma 3 differenti a causa delle differenze e delle complessità tra le differenti tipologie di task. In particolare, è stato realizzato:

1. un codice che analizza la sottoscala del grasp, grip e del pinch.
2. un codice che analizzasse il task dello svuotamento dei bicchieri nella sottoscala del grip.
3. un codice che analizzasse la sottoscala del "movimento ampio".

I 3 codici presentano comunque molte similitudini soprattutto nella impostazione del sistema: Si è partiti caricando e creando le strutture necessarie che contenevano i dati del modello cinematico della calibrazione. Si è creato il vettore dei tempi specifico per la fase di calibrazione estraendolo dal TimeStamp e la matrice contenente le posizioni della falange distale dell'indice. La matrice presenta un numero di righe variabile, ma un numero di colonne fisso, ovvero tre, che indica le posizioni nei vari istanti temporali rispetto alle dimensioni principali X, Y e Z. Una volta identificata la matrice si passa ad una visualizzazione del task di calibrazione nello spazio 3D per verificare l'allineamento dei sensori (figura 4.12). Nel caso i sensori non fossero stati correttamente allineati si sarebbe proceduto con la trasformazione tramite matrice di rotazione per riportare i sensori in asse. Per questa trasformazione è stata creata una funzione speciale "rotate.data" che prendeva come dati di input le posizioni lungo l'asse X e Y dei dati e applicava una matrice di rotazione di un angolo theta (con valore variabile da soggetto a soggetto e trovato tramite ripetuti tentativi).

```
1 function [x_rotated, y_rotated] = rotate_data(x, y, theta)
2     % Creazione della matrice dei dati
3     matrix = [x y];
4
5     % Creazione della matrice di rotazione per l'angolo specificato
```

```

6   theta_rad = deg2rad(theta); % Converto l'angolo in radianti
7   rotation_matrix = [cos(theta_rad), -sin(theta_rad); sin(theta_rad)
8                       ), cos(theta_rad)];
9
9   % Applicazione della rotazione ai dati
10  rotated_data = matrix * rotation_matrix ;
11
12  % Estrazione delle coordinate ruotate
13  x_rotated = rotated_data(:, 1);
14  y_rotated = rotated_data(:, 2);
15  end

```

Una volta trasformata la matrice veniva eseguito un plot per verificare che i dati fossero effettivamente allineati (figura 4.13).

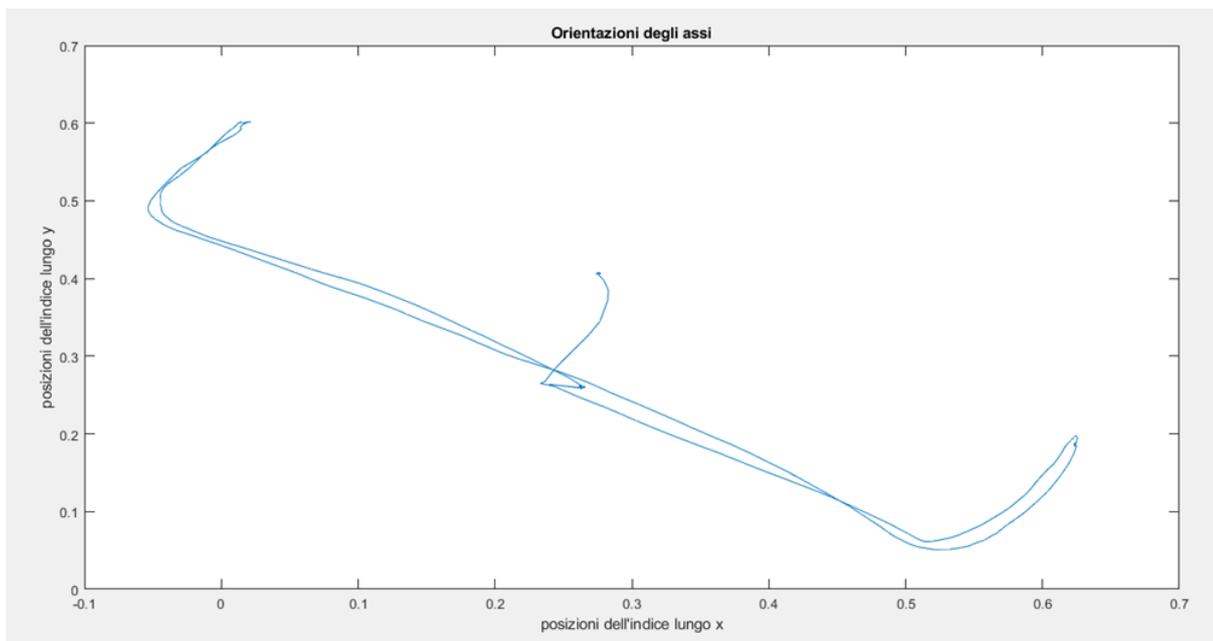


Figura 4.12: Visuale dall'alto delle traiettorie tracciate dall'indice in fase di calibrazione

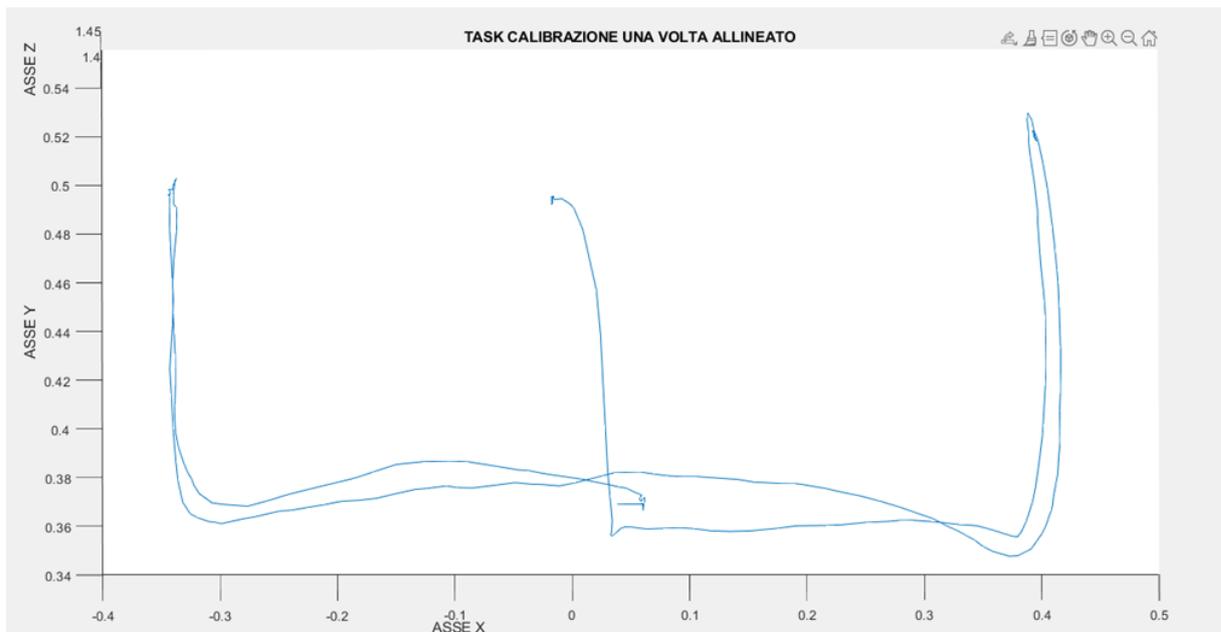


Figura 4.13: Grafico post calibrazione

Una volta riallineato il sistema Si procede con il caricamento delle strutture dei dati cinematici dei sensori come :

```
1 xsens = select(bag, 'Topic', '/xsens/skeletons_markers')
```

struttura contenente i dati dei marker dello scheletro rilevati da Xsens. Questi dati includono informazioni come le coordinate tridimensionali dei marker, l'identificatore del marker il Timestamp di acquisizione ed altre informazioni del sistema di motion capture.

```
1 xsens1 = select(bag, 'Topic', '/xsens/skeletons_linKin')
```

struttura contenente i dati relativi al movimento lineare e cinematico dell'oggetto scheletro provenienti sempre da Xsens. Questi dati includono informazioni riguardanti posizioni, velocità, accelerazioni ed altri dati relativi al movimento dello scheletro.

```
1 xsens2 = select(bag, "Topic", '/xsens/skeletons_com')
```

contiene i dati relativi al centro di massa dell'oggetto scheletro. Questi dati includono informazioni riguardanti la posizione del centro di massa dello scheletro in uno spazio tridimensionale, nonché informazioni aggiuntive come la velocità o l'accelerazione del centro di massa.

```
1 xsens3 = select(bag, 'Topic', '/xsens/skeletons_jointAngles')
```

la struttura contiene i dati relativi agli angoli delle articolazioni dell'oggetto scheletro. Questi dati potrebbero includere informazioni sugli angoli di flessione, estensione, rotazione e altri movimenti delle articolazioni dello scheletro.

A seguire si calcola il vettore tempo di ogni prova estraendo e combinando i tempi dalla struttura corretta. Calcoliamo successivamente la matrice delle norme delle velocità della mano nella seguente maniera

```
1 %calcolo della norma delle velocità della mano
2 norm_matrix = [];
3 for i = 1 : size(matrix,1)
4     norm_matrix(i) = norm(matrix(i,:));
```

A questo punto si passava all'estrazione dei picchi e la segmentazione delle finestre temporali descritta nel paragrafo precedente.

Una volta definite le finestre temporali si è ricercato il momento della presa, che si è suddiviso in due fasi ben distinte:

1. Il momento di massima apertura delle dita, che dovrebbe corrispondere a circa il 60% della distanza dell'oggetto target della prova [63].
2. Il momento di massima chiusura delle dita, ovvero il momento della presa vera e propria.

Per identificare questi 2 momenti si è utilizzata la norma delle posizioni tra le dita, corrispondente al segmento tra falange distale del pollice e falange distale del dito coinvolto nella presa, che può variare da prova a prova.

Vengono create 4 matrici distinte

```
1 (matrix_poll, matrix_ind, matrix_med, matrix_anul)
```

corrispondenti a 4 delle 5 dita della nostra mano. Ogni matrice presentava 3 colonne corrispondenti alle posizioni nel tempo del sensore lungo le direzioni principali (X, Y e Z). Si calcolava successivamente la norma delle posizioni tra il pollice e il dito che era necessario considerare, per esempio nel task del grasp si considerava solo ed esclusivamente l'indice, nel task del grip dei bicchieri viene considerato il medio e invece nei task del pinch si variava a seconda del dito utilizzato per la prova.

```
1 % calcolo della norma delle distanze tra pollice e medio
2 norma_distanze_dita = [];
3 for i = 1:size(matrix_med_rotated,1)
4     norma_distanze_dita(i) = norm(abs(matrix_poll_rotated(i,:))-abs(
5         matrix_med_rotated(i,:)));
6 end
```

Una volta calcolata la matrice norma delle posizioni questa veniva rappresentata graficamente con un plot nel tempo di esecuzione ed in particolare si ricercava entro la finestra temporale della primitiva di raggiungimento il punto di picco che corrispondeva alla massima apertura delle dita. Una volta trovato questo punto ed il suo corrispettivo istante temporale si cercava la massima chiusura delle dita, corrispondente proprio all'avvicinamento delle dita per la presa. Una volta individuati questi 2 punti se ne estraevano anche i corrispettivi istanti temporali.

A questo punto si erano trovate non solo le finestre temporali corrispondenti ai primitivi funzionali, ma anche i punti ed i relativi tempi della presa, si passava perciò all'estrazione dei parametri di interesse.

Efficienza ed efficacia:

Tempo totale di movimento: per calcolare il tempo totale di movimento è bastato calcolare la differenza tra il tempo di ritorno alla posizione ed il tempo di partenza del movimento già precedentemente calcolati.

```
1 t_tot_mov = t_return_to_position - t_start_reach_to_grasp;
```

Tempi di movimento per ogni fase: per il calcolo di ogni fase si è calcolata la differenza tra tempo iniziale e finale delle finestre temporali identificate in precedenza.

Traiettoria percorsa per ogni fase di movimento: si sono calcolati per primi i dati temporali lungo le direzioni principali per ogni fase, successivamente si sono calcolate le loro derivate rispetto al tempo, poi l'integrale definito tra gli istanti temporali ed infine utilizzando la funzione "trapz" che sfrutta il metodo dei trapezi si è calcolata la traiettoria per ogni singola fase del movimento.

```
1 % REACH
2 % Dati della traiettoria
3 x_reach = hand_position(index_start_reach_to_grasp :
   index_end_reach_to_grasp, 1);
4 y_reach = hand_position(index_start_reach_to_grasp :
   index_end_reach_to_grasp, 2);
5 z_reach = hand_position(index_start_reach_to_grasp :
   index_end_reach_to_grasp, 3);
6 time_reach = time(index_start_reach_to_grasp :
   index_end_reach_to_grasp);
7
8 % Derivate rispetto al tempo
```

```

9 dx_dt_reach = gradient(x_reach, time_reach);
10 dy_dt_reach = gradient(y_reach, time_reach);
11 dz_dt_reach = gradient(z_reach, time_reach);
12
13 % Costruisci l'integrando
14 integrand_reach = sqrt(dx_dt_reach.^2 + dy_dt_reach.^2 + dz_dt_reach
    .^2);
15
16 % Calcola l'integrale definito
17 lunghezza_trajettoria_reach = trapz(time_reach, integrand_reach)*100;
    % centimetri

```

Traiettoria totale percorsa: per questa misura è bastata calcolare la somma di tutte le traiettorie per le singole primitive.

Rapporto tra traiettoria fisiologica e ideale per ogni fase del movimento: Per questo parametro prima di tutto è stato necessario calcolare le traiettorie ideali definite come la norma tra i punti di partenza e di arrivo delle fasi del movimento, in particolare si è cercata la posizione nello spazio del polso all'indice indicato dall'istante temporale di interesse. Una volta ricavate queste misure si è effettuato il rapporto tra misure fisiologiche e misure ideali.

```

1 % Coordinate del punto iniziale
2 start_point = [hand_position(1,1),hand_position(1,2),hand_position
    (1,3)];
3
4 % Coordinate del punto di reach
5 reach_point = [hand_position(index_end_reach_to_grasp,1),
    hand_position(index_end_reach_to_grasp,2),hand_position(
    index_end_reach_to_grasp,3)];
6
7 % Calcola la distanza tra i 2 punti utilizzando la norma euclidea
8 traj_ide_start_reach = norm(reach_point - start_point)*100; %
    centimetri
9
10 disp(['La lunghezza IDEALE della traiettoria di "reach to grasp" è: ',
    num2str(traj_ide_start_reach), ' centimetri. ']);

```

Rapporto tra traiettoria fisiologica totale e ideale: è stato necessario sommare le singole traiettorie ideali e calcolare il rapporto esattamente come per il parametro precedente, considerando però la traiettoria totale.

```

1 disp([' TOTAL PATH LENGHT RATIO : il rapporto tra la traiettoria
      realmente percorsa dal polso del soggetto e quella della ideale è :
      ', num2str(traj_real_tot/traj_id_tot) , ' . '])

```

Fluidità del movimento e velocità:

Numero totale dei picchi di velocità: per questo parametro il procedimento è stato simile a quello descritto in precedenza, in particolare si è effettuata una ricerca tramite funzione “findpeaks” alla norma della velocità del polso, con prominenza al 35% come in precedenza e successivamente calcolare le dimensioni del vettore che salvava i dati dei picchi.

Numero dei picchi di velocità per ogni istante del movimento: si è effettuata una ricerca sempre utilizzando la funzione findpeaks entro le singole finestre temporali, quindi in un intervallo di indici ben definito e ridotto.

Velocità media del movimento totale: attraverso la funzione mean si è calcolata la media del vettore norma delle velocità, altrimenti sarebbe stato possibile calcolare anche la velocità media lungo ogni direzione principale.

Velocità media per ogni fase del movimento: Come nel caso precedente il calcolo della media è stato limitato alle singole finestre temporali una per volta, quindi in un numero ridotto di indici.

Jerk per ogni specifica primitiva: questo parametro ha richiesto un calcolo più lungo ed accurato, in particolare si è iniziato calcolando la matrice delle accelerazioni del polso lungo le direzioni di interesse. Successivamente si è calcolata la derivata delle accelerazioni rispetto al tempo, ottenendo così il jerk (derivata terza della posizione) per ogni singola fase del movimento.

```

1 acc_polso = zeros(size(xsens1_struct,1),3);
2
3 for i = 1:size(acc_polso,1)
4     acc_polso(i,1) = xsens1_struct{i, 1}.Skeleton(10).Acceleration.X;
5     acc_polso(i,2) = xsens1_struct{i, 1}.Skeleton(10).Acceleration.Y;
6     acc_polso(i,3) = xsens1_struct{i, 1}.Skeleton(10).Acceleration.Z;
7 end
8
9 reach_v = diff(acc_polso(index_start_reach_to_grasp :
      index_end_reach_to_grasp, 1)) ./ diff(time(

```

```

    index_start_reach_to_grasp : index_end_reach_to_grasp));
10 reach_jerk = diff(reach_v) ./ diff(time(1, index_start_reach_to_grasp
    : index_end_reach_to_grasp));

```

Jerk totale: Il total jerk è stato calcolato non come somma delle singole parti, ma come derivata totale dell'accelerazione lungo l'asse longitudinale.

Parametri di similarità tra le traiettorie:

Similarità tra le traiettorie delle mani: per questo parametro in particolare è stato necessario caricare e creare le strutture anche per l'arto controlaterale. Creando un ulteriore vettore tempo specifico per il task con mano non dominante. Si è calcolata la matrice delle posizioni per la mano opposta e si sono proiettate le traiettorie in un grafico 3D, traslando le traiettorie verso l'origine in modo da poterle esaminare con maggior cura.

Compensazione:

Stabilità del tronco: Per i parametri relativi ai meccanismi di compensazione si è creato un grafico che ponesse in prospettiva gli spostamenti del tronco e della mano lungo l'asse longitudinale, in modo da avere un riscontro visivo del meccanismo (figura 4.14). Successivamente si è calcolata la distanza raggiunta dalla mano e dal tronco nell'istante di fine del trasporto dell'oggetto, che dovrebbe corrispondere al momento di massima estensione del braccio.

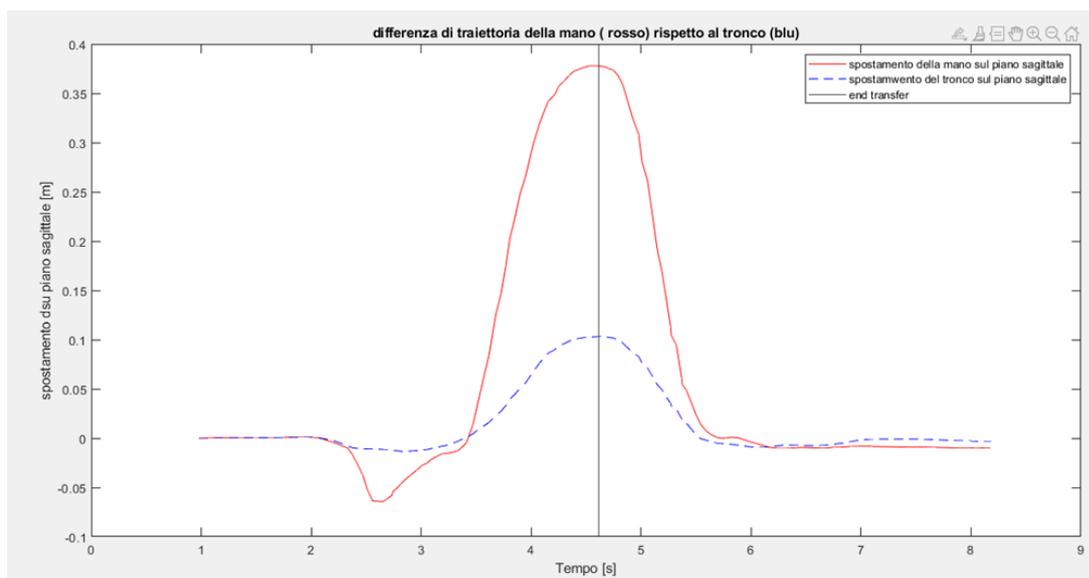


Figura 4.14: Grafico che mostra la differenza tra spostamento della mano e del tronco, lungo l'asse y

```

1 hand_disp = hand_position(index_end_transfer,2)-hand_position(1,2);
2 trunk_disp = abs(position_tronco(index_end_transfer,2)-
   position_tronco(1,2));
3 disp(['lo spostamento massimo della mano sul piano sagittale è :' ,
   num2str(hand_disp*100), ' centimetri .'])
4 disp(['lo spostamento massimo del tronco sul piano sagittale è :' ,
   num2str(trunk_disp*100), ' centimetri .'])
5 disp(['TRUNK STABILITY: la differenza tra lo spostamento della mano e
   del tronco è :' , num2str((hand_disp - trunk_disp)*100), '
   centimetri .'])

```

Angoli di rotazione delle spalle e di estensione del gomito: Per queste misure si sono rappresentati gli angoli nel tempo lungo le direzioni principali; quindi, si ottenevano per ogni segmento 3 angoli distinti.

Graps/Grip/Pinch:

Max grip aperture: il parametro è stato identificato prendendo il valore della norma delle posizioni tra le dita corrispondente al tempo di massima apertura delle dita identificato in precedenza.

Scaling of maximum grip aperture: lo “scaling” delle prese è stata calcolata come rapporto tra la massima apertura calcolata precedentemente e le dimensioni dell’oggetto inserite manualmente di volta in volta. *Time of maximum grip aperture:* calcolato come differenza tra il tempo di massima apertura ed il tempo di inizio del movimento.

Time of maximum grip aperture %: calcolato come semplice percentuale del valore precedente. *Grip to lift duration:* Questo parametro è calcolato come la differenza tra il tempo in cui comincia il trasferimento dell’oggetto e il tempo in cui abbiamo la massima chiusura delle dita ovvero la presa sull’oggetto.

Capitolo 5

Risultati e Discussione

Utilizzando gli strumenti della statistica in questo paragrafo si andrà a svolgere l'analisi e la discussione dei risultati ottenuti. L'obiettivo è quello di verificare la coerenza dei risultati acquisiti sia dal test comportamentale ARAT sia dai sensori inerziali, tramite l'estrazione dei parametri introdotti nei capitoli precedenti.

Come prima cosa si è andata ad analizzare la prestazione di identificazione del programma delle varie primitive motorie. Questo ha mostrato elevate prestazioni di classificazione riuscendo a suddividere con chiarezza i singoli primitivi motori. In figura 5.1 si possono notare 3 grafici che mostrano la suddivisione temporale nelle varie primitive, in particolare possiamo notare:

- Nel grafico in alto si osservano le accelerazioni della mano lungo le direzioni principali:
 - In rosso lungo l'asse X orientato dall'arto sinistro al destro del soggetto, trasversalmente.
 - In verde lungo l'asse Y, asse sagittale orientato dalla regione dorsale verso quella addominale.
 - In blu lungo l'asse Z, asse verticale orientato verso l'alto.

Le linee verticali invece rappresentano gli istanti temporali a cui avvengono gli eventi che determineranno poi i primitivi funzionali:

- La prima linea continua in nero rappresenta il momento di inizio della raccolta dei dati e l'inizio della primitiva di mantenimento della posizione statica.
- La seconda linea continua in nero rappresenta il momento di partenza del movimento e dunque l'inizio della primitiva dello spostamento per afferrare e allo stesso tempo la fine della primitiva di mantenimento della posizione.

- La terza linea, tratteggiata in blu, rappresenta il momento di massima apertura delle dita in preparazione alla presa.
- La quarta linea, in blu con un tratteggio più fitto, rappresenta il momento di chiusura delle dita intorno all'oggetto e identifica la fine della primitiva di presa.
- La quinta linea continua in rosso identifica invece l'inizio della fase di trasporto.
- La penultima linea, continua in nero, identifica la fine della primitiva di trasporto e l'inizio della primitiva di riposizionamento nella posizione iniziale.
- L'ultima linea infine, in verde, rappresenta la fine della primitiva di riposizionamento e la fine del movimento.

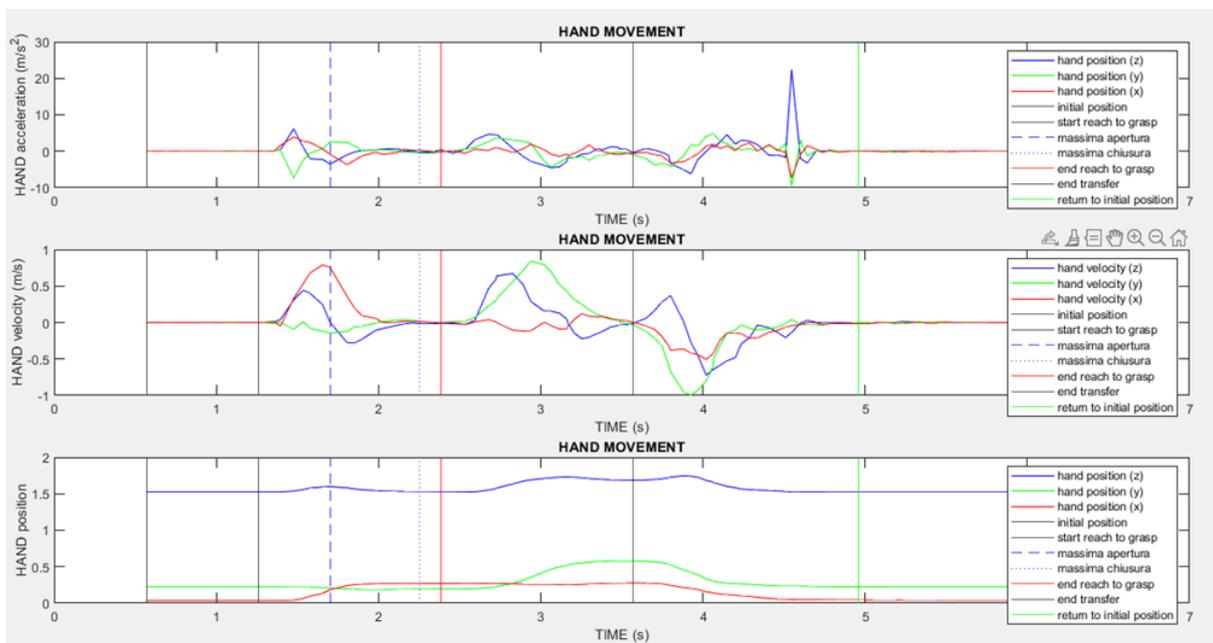


Figura 5.1: Analisi dei dati del partecipante ID:01 durante il task 25, presa e trasporto di una biglia da 1.5 cm utilizzando solamente il primo ed il secondo dito virtuale. Si possono notare i grafici di accelerazioni, velocità e posizioni della mano destra e le suddivisioni in primitivi motori.

Risultati test ARAT:

Si sono successivamente analizzati i risultati derivanti dal test comportamentale ARAT: Si è potuto constatare che questi si allineano perfettamente con le ipotesi precedentemente formulate.

Nella tabella 5.1 e 5.2 si possono vedere i risultati per ogni soggetto, con l'utilizzo rispettivamente di arto dominante e controlaterale. Come correttamente ipotizzato in precedenza, si può

osservare che ogni soggetto è largamente rientrato nel punteggio per la norma abilità, poiché il campione consiste in partecipanti privi di disturbi motori o neurologici. Inoltre, una parte dei soggetti è stata in grado di realizzare il punteggio massimo per il test.

ID soggetto	Arto dominante	Sottoscala grasp	Sottoscala grip	Sottoscala pinch	Sottoscala gross movement	Risultato finale
01	Destro	18	12	17	9	56
02	Destro	18	12	18	9	57
03	Sinistro	18	12	18	9	57
04	Destro	18	12	18	9	57
05	Destro	18	11	16	9	54
06	Destro	18	12	18	9	57
07	Sinistro	18	11	16	9	54
08	Destro	18	12	18	9	57
09	Destro	18	11	17	9	55
10	Destro	18	12	18	9	57
11	Destro	18	12	18	9	57
12	Destro	18	12	17	9	56

Figura 5.2: Risultati ARAT per l'arto dominante

ID soggetto	Arto NON dominante	Sottoscala grasp	Sottoscala grip	Sottoscala pinch	Sottoscala gross movement	Risultato finale
01	Sinistro	18	12	17	9	56
02	Sinistro	18	12	17	9	56
03	Destro	18	12	18	9	57
04	Sinistro	18	11	18	9	56
05	Sinistro	18	12	16	9	57
06	Sinistro	18	12	18	9	57
07	Destro	18	10	16	9	55
08	Sinistro	18	12	18	9	57
09	Sinistro	18	11	18	9	56
10	Sinistro	18	12	17	9	56
11	Sinistro	18	12	15	9	54
12	Sinistro	18	11	17	9	55

Figura 5.3: Risultati ARAT per l'arto non dominante

Vi sono però delle importanti considerazioni da fare:

È possibile notare come nei task relativi al sottoscala del grasp, tutti i soggetti abbiano realizzato il punteggio massimo così come nella sottoscala del gross movement, mentre per quanto riguarda le sottoscale del grip e del pinch diversi soggetti non sono stati in grado di portare a termine il task nei tempi minimi prestabiliti (5 secondi), senza ottenere dunque il

massimo punteggio.

Questo può essere spiegato in vari modi:

Innanzitutto, le sottoscale del grip e del pinch rappresentavano compiti più difficili rispetto alle altre e necessitavano di una maggior manualità e mobilità. Richiedevano una buona destrezza per afferrare l'oggetto e collocarlo con precisione nel punto richiesto. Oltre a questa difficoltà si aggiunge la possibilità di un ingombro dato dal guanto. Infatti, durante la somministrazione del test gli operatori si sono accorti che alcuni partecipanti mostravano difficoltà nelle prese degli oggetti di piccole dimensioni e si è ipotizzato che queste difficoltà potessero essere in qualche modo legate all'ingombro causato dai sensori posizionati sulle falangi distali del guanto. È necessario specificare però che la maggior parte dei soggetti non ha presentato questa problematica, afferrando gli oggetti senza mostrare alcuna difficoltà. Infine, un'altra cosa interessante da notare, in contraddizione con le aspettative, è come alcuni soggetti abbiano ottenuto un miglior punteggio con la mano non dominante, questo può essere dovuto a diversi fattori che verranno descritti con maggior dettaglio in seguito.

Per l'analisi dei dati relativa ai parametri, si è partiti innanzitutto eseguendo il test di Shapiro-Wilk per ogni sottoscala di ogni parametro, considerando in maniera distinta arto dominante e controlaterale.

Il test di Shapiro-Wilk è un test statistico utilizzato per determinare se un campione di dati segua o meno una distribuzione normale (gaussiana). L'ipotesi nulla del test è che i dati seguano da una distribuzione normale. Il risultato del test è generalmente riportato come un valore p (p.value). Un valore p basso (inferiore al livello di significatività scelto di 0.05) suggerisce che i dati non seguono una distribuzione normale e l'ipotesi nulla viene rifiutata. Al contrario, un valore p alto indica che non ci sono evidenze sufficienti per rifiutare l'ipotesi nulla e quindi i dati possono essere considerati come provenienti da una distribuzione normale. Il test ha evidenziato in tutti le analisi un p.value inferiore al 5%, con una statistica $swstat = 1.0 \pm 0.3$.

Una volta verificato che i dati non rappresentassero delle distribuzioni gaussiane si è eseguito il test di Wilcoxon Mann Whitney (WMW test), sia sul parametro totale, sempre distinguendo arto dominante e controlaterale, sia sulle singole sottoscale. Il test di Wilcoxon Mann Whitney è un metodo statistico non parametrico utilizzato per confrontare due gruppi indipendenti, è anche chiamato test U di Mann Whitney. Questo test è applicabile quando i dati non provengono da una distribuzione normale. L'ipotesi nulla formulata è che tra le

distribuzioni dei 2 gruppi non vi siano differenze significative. L'ipotesi nulla viene rifiutata quando il valore p calcolato risulta inferiore rispetto al livello di significatività prestabilito 0.05. I risultati e le osservazioni ottenuti da questo test sono esposti di seguito.

Tempi del test ARAT:

Per quanto riguarda i tempi è necessario analizzare i risultati con cura per poter fare le opportune considerazioni:

A differenza di quanto ipotizzato, il test WMW inter-soggetto ha evidenziato differenze significative nelle distribuzioni di arto dominante e controlaterale (figura 5.4); infatti, il p.value ha valore inferiore a 0.01 e la statistica ha valore: $wstat = 3.5075$. Gli outlier eliminati dalla distribuzione sono stati 10:

- 2 per l'arto dominante che ha mostrato dunque valori meno diffusi
- 8 per l'arto dominante che ha presentato degli outlier elevati e addirittura un outlier di 48 secondi.

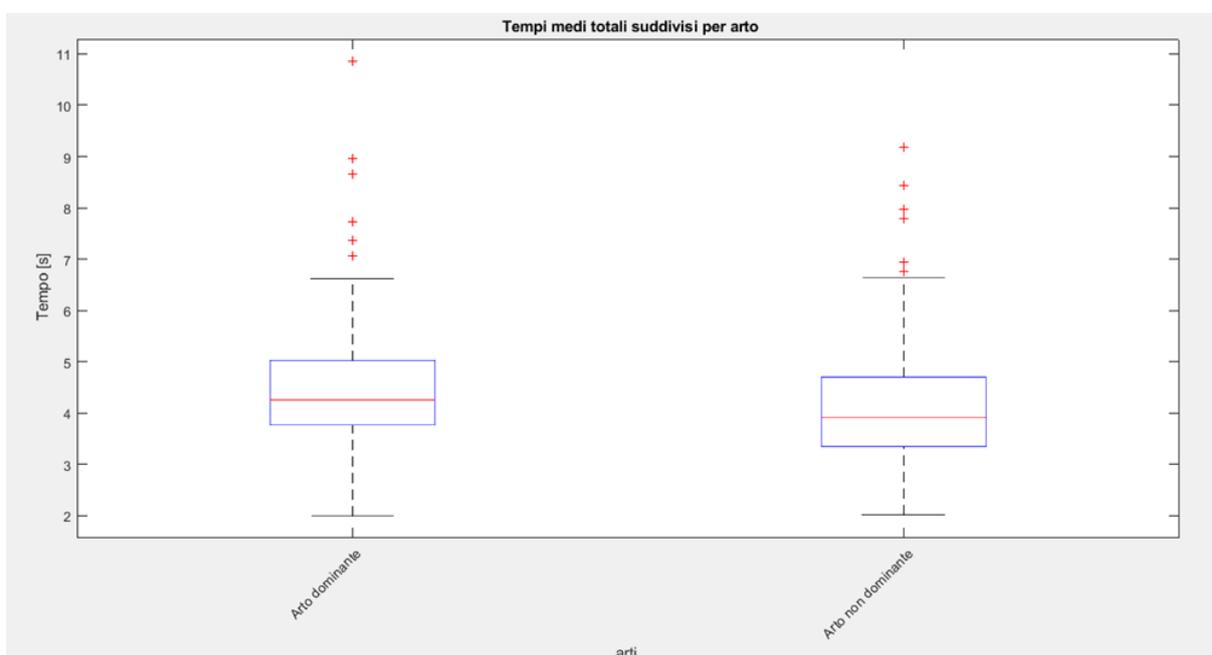


Figura 5.4: Boxplot della Media del tempo totale impiegato per completare i task, suddiviso per arto dominante e controlaterale

Analizzando le medie inter-soggetto (figura 5.5), si osserva una variabilità anche di 3 secondi, non in linea con le ipotesi formulate. L'indagine è proseguita nel dettaglio, andando a porre il focus sulle singole sottoscale e considerando inoltre le differenze intra-soggetto.

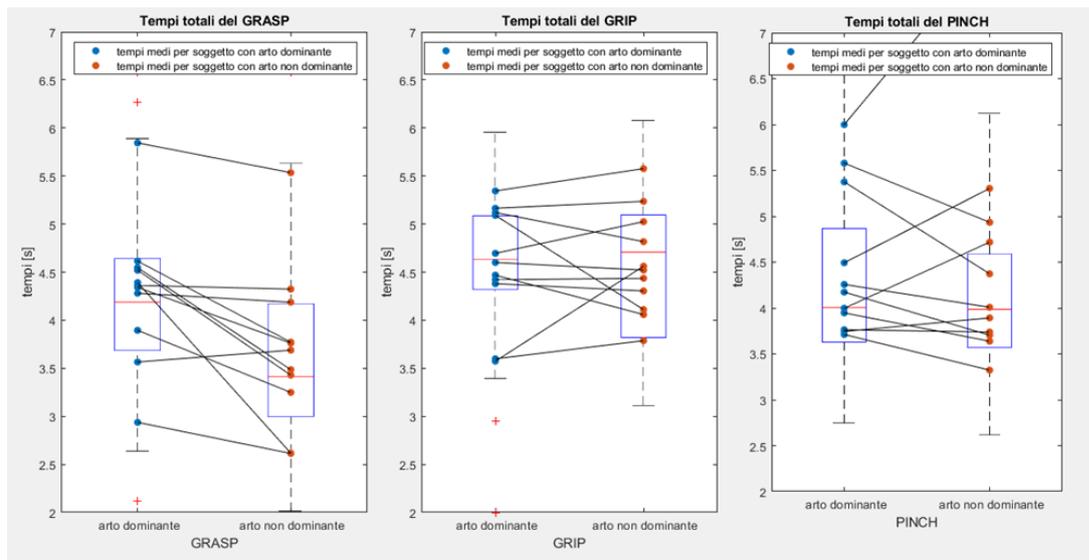


Figura 5.5: Boxplot della Media del tempo per le singole sottoscale, suddiviso per arto dominante e controlaterale. In blu possiamo notare il tempo medio per ogni singolo soggetto con arto dominante ed in rosso notare il tempo medio per ogni singolo soggetto con arto non dominante. I boxplot mostrano le relazioni inter-soggetto, le linee di collegamento in nero mostrano invece le relazioni intra-soggetto

In figura è possibile notare che i tempi medi impiegati i task della sottoscala del GRASP sono stati maggiori con l'arto dominante rispetto a quello controlaterale. Questa differenza è probabilmente dovuta ad un meccanismo di familiarizzazione con il task, poiché il soggetto esegue le sottoscale sempre partendo con la mano dominante, nel momento in cui si va a ripetere i task con la mano opposta si ha già avuto esperienza delle dimensioni, del peso e del materiale dell'oggetto da afferrare, per questo si sarà già preparati a come effettuare la presa ed il trasporto in maniera ottima. In figura 5.6 si può riscontrare questa inclinazione dal grafico, che mostra come il primissimo task eseguito evidenzi tempi maggiori che andranno poi via via a diminuire per i successivi test della sottoscala. Un'altra spiegazione sta nel fatto che la consapevolezza da parte del soggetto di avere meno controllo sull'arto lo porta a concentrarsi maggiormente, portando a termine il task in maniera più efficiente. Si osserva questo tipo di disposizione anche nelle distribuzioni intra-soggetto, infatti, a parte poche eccezioni le linee nere di collegamento tra i boxplot mostrano un andamento distinto, dall'alto a sinistra verso la destra in basso, indicando ancora una volta una diminuzione dei tempi per l'arto controlaterale.

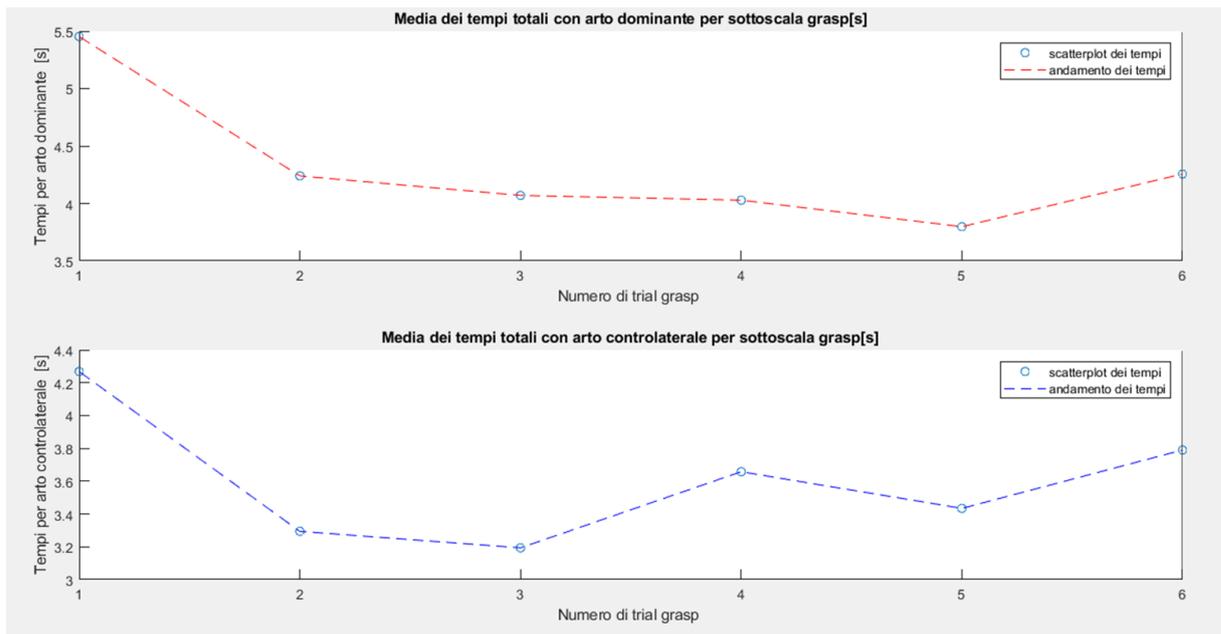


Figura 5.6: Grafico degli andamenti dei tempi medi per tutti i soggetti , nella sottoscala del grasp

Si nota anche però che la sottoscala del grasp è l'unica a mostrare distribuzioni significativamente differenti:

- Sottoscala grasp: p.value < 0.01, w = 3.543.
Outlier eliminati per arto dominante = 0, per controlaterale = 0.
- Sottoscala grip: p.value > 0.05, w = 0.262.
Outlier eliminati per arto dominante = 6, per controlaterale = 11.
- Sottoscala pinch: p.value < 0.03, w = 2,191.
Outlier eliminati per arto dominante = 3, per controlaterale = 7.

La sottoscala del grasp è quella che presenta i task più semplici, il riposizionamento di oggetti di grandi dimensioni non richiede grande destrezza, mentre questa è richiesta nelle sottoscale del grip e del pinch dove gli oggetti sono invece più piccoli. Quindi nonostante l'ipotesi di familiarizzazione con il task, la minor destrezza dell'arto controlaterale ha fatto sì, che non solo le 2 distribuzioni nelle 2 sottoscale non risultino significativamente differenti inter-soggetto. È possibile notare inoltre un'attitudine intra-soggetto nel compiere i task in tempi minori con l'arto dominante.

Per quanto riguarda i tempi un'ultima considerazione viene posta sui tempi relativi alle singole sottoscale:

Come evidenziato già in precedenza le sottoscale relative al grip ed al pinch presentano livelli di difficoltà maggiore; infatti, a queste sono associati non solo i punteggi più bassi, ma anche i tempi maggiori.

Traiettorie:

Nel caso delle traiettorie totali percorse, le ipotesi di partenza sono state confermate, con eccezione per le traiettorie inerenti alla sottoscala del grasp.

Si possono notare infatti in figura 5.7 come le distribuzioni dei dati mostrino che la lunghezza delle traiettorie è stata simile per task omologhi, con delle differenze interindividuali.

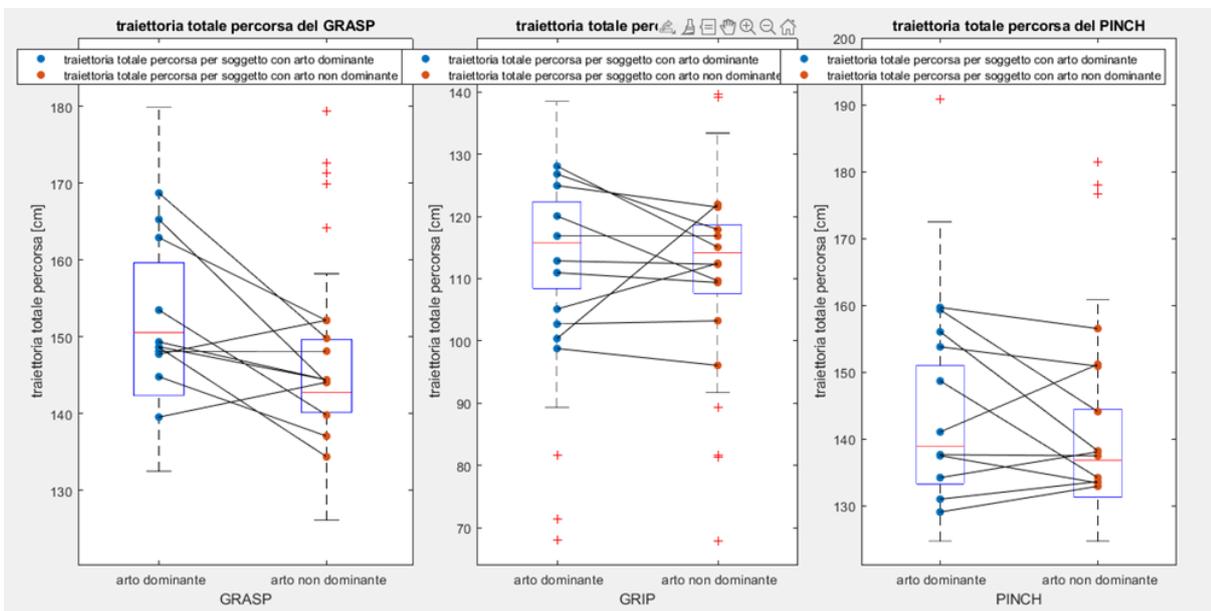


Figura 5.7: Boxplot della Media delle traiettorie percorse per le singole sottoscale, suddiviso per arto dominante e controlaterale

In particolare, è interessante notare come le distribuzioni tra arto dominante e opposto, mostrino delle differenze significative, un'altra volta, solamente per la sottoscala del grasp ($p.value < 0.01$, $wstat = 3.718$, con 3 outlier eliminati per entrambi gli arti) ed in particolare, un risultato inaspettato è che per questa sottoscala le traiettorie siano risultate mediamente minori per l'arto controlaterale. Infatti, come si può notare nel boxplot del grasp, non solo le differenze inter-soggetto indicano una riduzione delle lunghezze, ma anche per i dati intra-soggetto è possibile apprezzare la stessa attitudine. Per le sottoscale del grasp e del pinch questa inclinazione non si mostra, in particolare, si può notare come invece le traiettorie risultino maggiori per l'arto non dominante, sia inter che intra soggetto.

Proseguendo con l'analisi, si è riscontrato che i soggetti sono stati in grado di massimizzare l'efficienza del movimento. Infatti, per il parametro path length ratio, ovvero il rapporto tra traiettorie fisiologiche e traiettorie ideali si riscontrano valori relativamente bassi (media del path length ratio = 1.423, deviazione standard = 0.3006). Si può notare come all'interno delle singole primitive i valori di path length ratio maggiori siano osservabili per la primitiva del trasporto dell'oggetto (media del path length ratio per la primitiva del trasporto = 1.762 con deviazione standard = 0.941).

Questo è dovuto principalmente ad un fattore:

Durante il task di svuotamento dei bicchieri il codice elaborato non è stato in grado di calcolare con precisione le traiettorie ideali rendendole molto più brevi. Come risultato i rapporti per questo specifico task hanno dei valori molto elevati. Se si andasse ad eliminare questa componente si noterebbe invece che la primitiva con i rapporti maggiori sarebbe lo spostamento per afferrare (media del path length ratio per la primitiva di spostamento per afferrare = 1.502 con deviazione standard = 0.452).

Questo risulta piuttosto naturale una volta analizzate le traiettorie 3D dei vari soggetti; infatti, per il raggiungimento dell'oggetto è necessario effettuare una traiettoria ad arco e questa va a discostarsi considerevolmente dall'ideale rettilinea. Inoltre, un altro fattore è stato influente nel determinare questa differenza nei rapporti, ovvero le difficoltà nella presa degli oggetti. Oggetti piccoli come biglie in qualche caso hanno determinato una traiettoria molto più lunga del previsto. In figura 5.8 ne possiamo vedere un esempio. Il task in questione è il task di presa e riposizionamento di una biglia di diametro di 0.5 cm, utilizzando unicamente pollice e indice della mano controlaterale. In basso a sinistra in blu possiamo notare le problematiche nell'afferrare la biglia. Questa era posizionata in un contenitore cilindrico, per questo i continui tentativi risultano limitati in uno spazio molto piccolo.

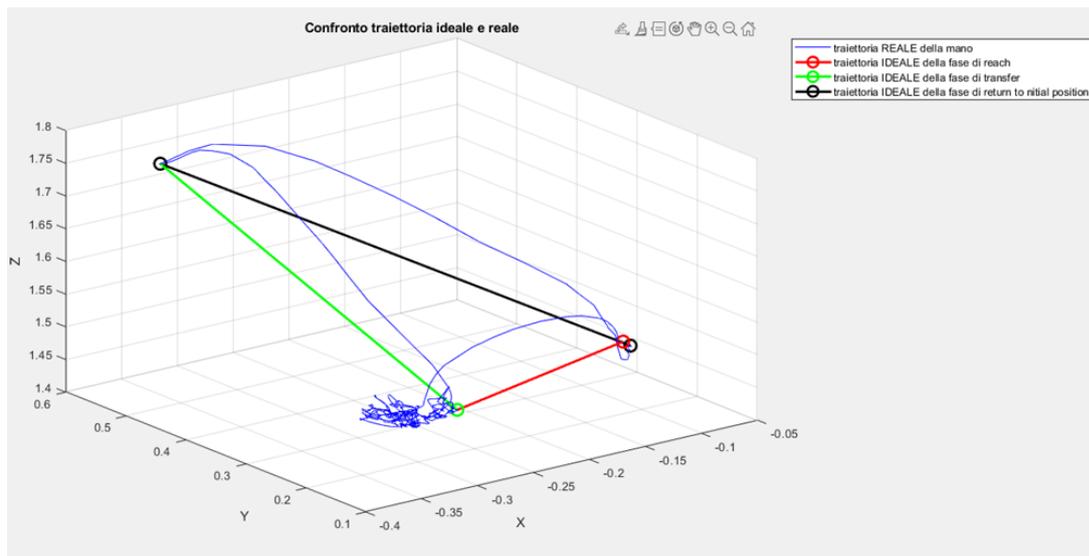


Figura 5.8: Traiettoria 3D compiuta dal soggetto ID 12 nel tentativo di presa e riposizionamento di una biglia di 0.5 centimetri con l'arto sinistro (non dominante). In blu possiamo notare le traiettorie fisiologiche compiute dal soggetto, in rosso la traiettoria ideale per la primitiva di spostamento per afferrare, in verde la traiettoria ideale della primitiva di trasporto ed in nero la traiettoria ideale per la primitiva di riposizionamento.

Velocità:

Anche in questo caso le analisi sui dati hanno confermato le ipotesi di partenza, infatti, anche se con lievi variazioni, le velocità sia inter che intra-soggetto giacciono su scale di valori confrontabili.

Analizzando la figura 5.9 si possono fare le seguenti osservazioni: Innanzitutto, è possibile notare come in nessuna delle 3 sottoscale vi siano significative differenze nella distribuzione, infatti i valori risultanti dal test di WMW sono stati:

- Per la sottoscala del grasp: $p.value = 0.364$, $wstat = 0.9074$.
- Per la sottoscala del grip: $p.value = 0.207$, $wstat = 1.206$.
- Per la sottoscala del pinch: $p.value = 0.09$, $wstat = 1.770$.

(In questo caso gli outlier eliminati per la sottoscala del grasp sono stati 2 per l'arto dominante e 6 per l'opposto, nella sottoscala del grip invece, 1 per il dominante e 0 per il suo opposto ed infine per la sottoscala del pinch sono stati 2 per l'arto dominante e 0 per l'opposto.)

Ulteriori osservazioni da fare riguardano le differenze di velocità tra arto dominante e controlaterale:

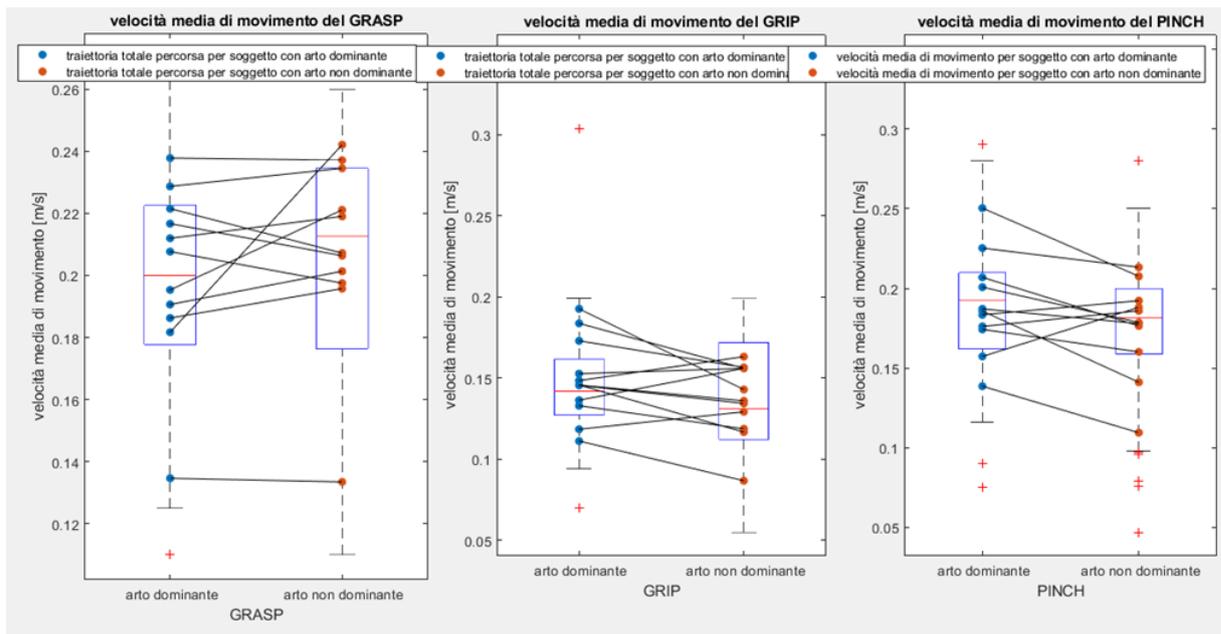


Figura 5.9: Boxplot delle velocità medie della mano per le singole sottoscale, suddiviso per arto dominante e controlaterale

A sostegno dei risultati trovati sui tempi è possibile osservare come le velocità per arto dominante nella sottoscala del grasp risultino inferiori, anche se di poco, rispetto al suo opposto. Si nota inoltre una discreta tendenza intra-soggetto per questa scala. Difatti la maggior parte delle rette è orientata dalla sinistra verso destra puntando verso l'alto, segno che lo stesso partecipante ha eseguito i task con velocità maggiori per l'arto non dominante. Di nuovo a conferma dei risultati sui tempi, questa tendenza si trova, ma all'opposto, nelle sottoscale del grip e del pinch, sia nelle analisi inter-soggetto che intra-soggetto, dove è possibile notare quindi una diminuzione delle velocità medie di esecuzione per l'arto non dominante.

Si analizzano ora i picchi della norma della velocità del polso, relativi al numero variazioni di velocità per ogni singolo task (figura 5.10).

In figura si possono osservare 2 grafici, uno per l'arto dominante e uno per il suo controlaterale:

- Le barre in blu si riferiscono ai 6 task della sottoscala del grasp (task dall'1 al 6), il numero ottimale delle variazioni di velocità dovrebbe corrispondere a 3 (come evidenziato dalla retta rossa orizzontale), uno per la primitiva di spostamento per afferrare, uno per la primitiva di trasporto ed infine uno per la primitiva di riposizionamento.
- Le barre in verde si riferiscono ai task della sottoscala del grip (task dal 7 al 10). In questo caso per il task numero 7 (svuotamento dei bicchieri) il numero delle variazioni di velocità ottimo corrisponde a 4: uno per la primitiva di spostamento per afferrare,

uno per il versamento del bicchiere, uno per riportare il bicchiere svuotato in posizione e un picco per la primitiva di riposizionamento. Quindi è normale aspettarsi che queste barre abbiano altezza maggiore, mentre i task 8-9 e 10 dovrebbero mediamente avere 3 variazioni trattandosi pur sempre di presa e riposizionamento di oggetti.

- Le barre in rosso si riferiscono alla sottoscala del pinch (task dall'11 al 16). Anche per questa tipologia di task il numero ottimo di variazioni corrisponde a 3.

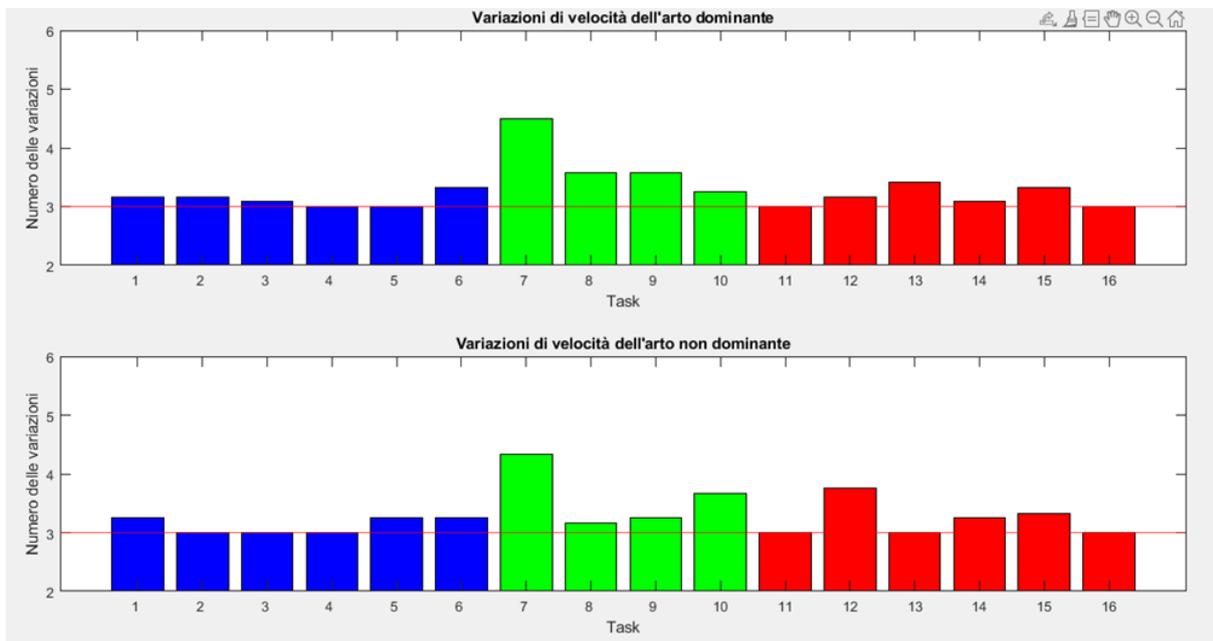


Figura 5.10: Numero delle variazioni di velocità per singolo task, suddivisi in arto dominante e controlaterale. In blu i task relativi alla sottoscala del GRASP, in verde quelli della sottoscala GRIP ed in rosso quelli relativi al PINCH.

Si osserva come mediamente per entrambi gli arti nella sottoscala del grasp il numero delle variazioni sia coerente con l'aspettativa, indicando che i movimenti eseguiti sono stati fluidi e precisi. Non è possibile traslare il discorso per le successive 2 sottoscale dove il numero delle variazioni risulta mediamente maggiore. Questo perché nell'eseguire compiti più complessi i partecipanti hanno spesso perso la fluidità del movimento, sostituendola con movimenti più frammentati. Un'altra spiegazione sta nel fatto che i tentativi ripetuti di presa per gli oggetti più piccoli hanno evidenziato molteplici variazioni di velocità, aumentandone la media per la sottoscala. Se ne può osservare un esempio in figura 5.11, dove si può vedere la norma della velocità della mano per il task di presa e riposizionamento di una biglia da 0.5 centimetri, lo stesso mostrato in figura 5.8

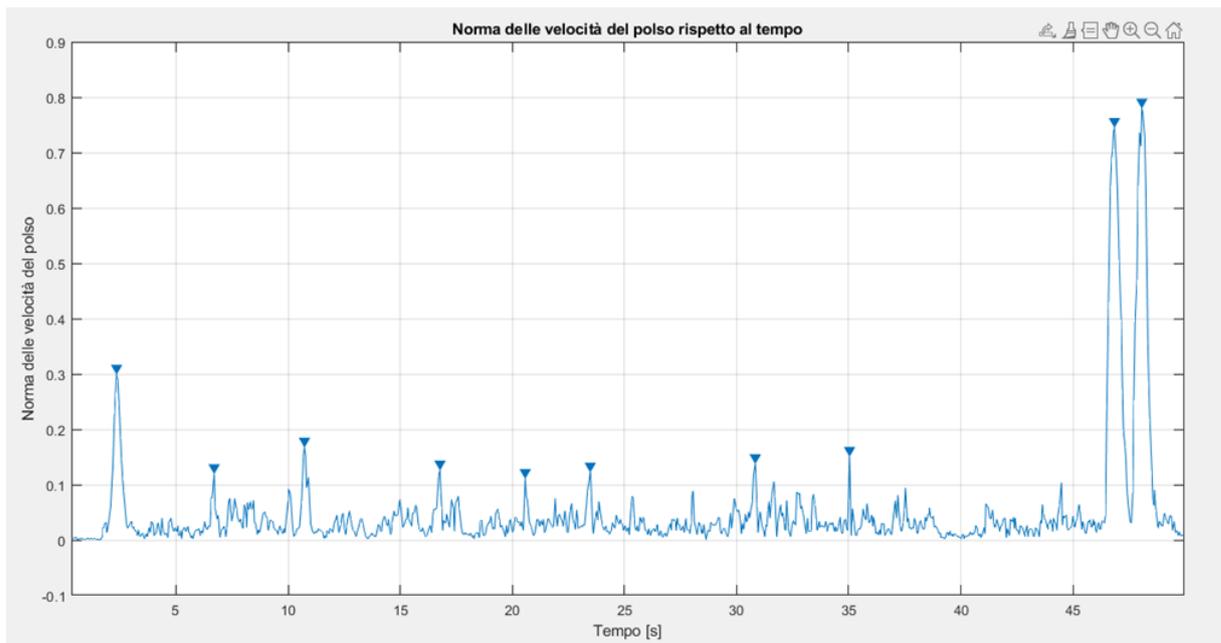


Figura 5.11: Numero dei picchi della norma della velocità del polso, corrispondenti alle variazioni di velocità. In particolare, è possibile osservare come i primi 8 picchi siano i tentativi di presa della biglia, mentre gli ultimi 2 corrispondano alle primitive di trasporto e riposizionamento.

Fase di presa:

Si è passati in seguito alla analisi dei dati inerenti alla fase di presa dell'oggetto. Partendo dalla percentuale di massima apertura delle dita possiamo constatare che i risultati si allineano perfettamente con le ipotesi precedentemente formulate. Questo conferma la solidità delle nostre supposizioni e fornisce una base solida per le nostre conclusioni. In particolare, in figura 5.12 possiamo notare i boxplot, sempre suddivisi nelle 3 sottoscale e con distinzione tra gli arti. Si osserva come le mediane delle distribuzioni siano valori sempre vicini al 60%, come ipotizzato in precedenza, con variazioni per quanto riguarda le sottoscale del grip e del pinch dove si riscontra che le medie siano leggermente superiori. Questo perché per oggetti di dimensioni ridotte è lecito aspettarsi un ritardo nella fase di massima apertura [63]. I valori delle medie e delle deviazioni standard nel dettaglio sono:

- Media e deviazione standard della percentuale sulla sottoscala grasp con arto dominante:
Mean = 61.2188; std = 12.364.
- Media e deviazione standard della percentuale sulla sottoscala grasp con arto non dominante:
Mean = 61.2188; std = 12.065.

- Media e deviazione standard della percentuale sulla sottoscala grip con arto dominante:
Mean = 56.200; std = 14.117.
- Media e deviazione standard della percentuale sulla sottoscala grip con arto non dominante:
Mean = 68.305; std = 10.865.
- Media e deviazione standard della percentuale sulla sottoscala pinch con arto dominante:
Mean = 68.477; std = 18.928.
- Media e deviazione standard della percentuale sulla sottoscala pinch con arto non dominante:
Mean = 57,8109; std = 18.134 .

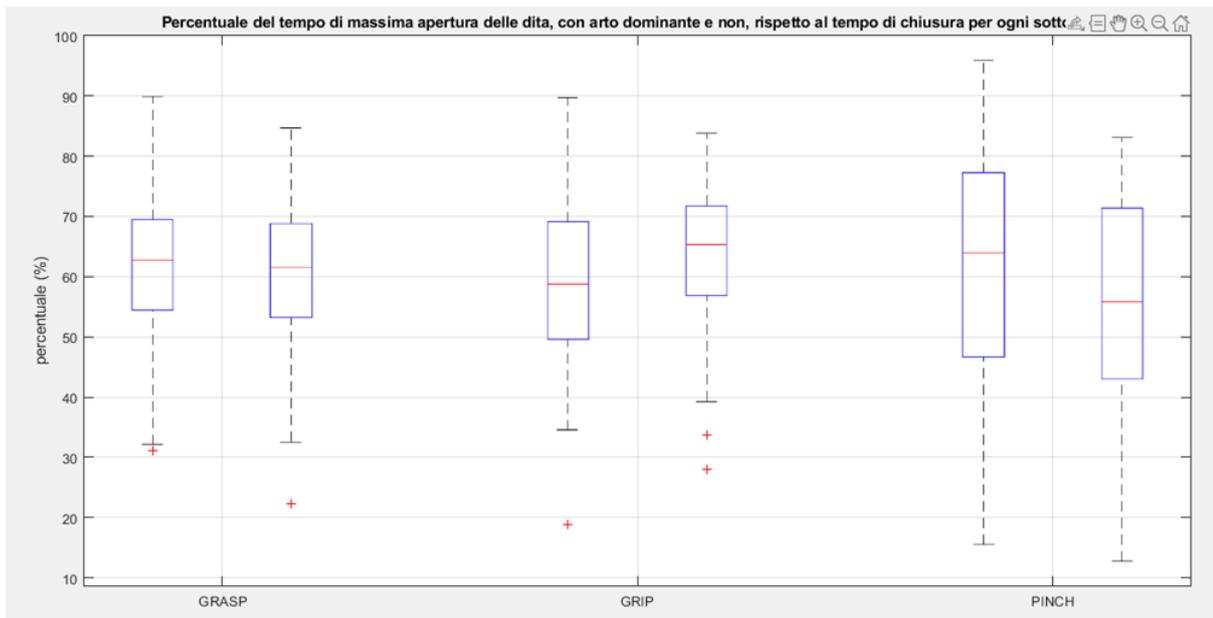


Figura 5.12: Boxplot rappresentanti le percentuali di massima apertura delle dita rispetto al tempo di presa. Suddivisi nelle 4 sottoscale e distinguendo arto dominante e non

Un altro parametro di grande interesse per l'analisi è il parametro di “*scaling of max grip aperture*” ovvero la capacità del soggetto di adattare la massima apertura delle dita in base alle dimensioni dell'oggetto.

Per questo specifico parametro si è andati ad eseguire uno studio di correlazione tra la media della massima apertura eseguita dai partecipanti e le dimensioni effettive dell'oggetto (figura 5.13).

Dal grafico di correlazione è possibile evincere che le distribuzioni di punti hanno seguito con

discreta fedeltà l'andamento della retta, infatti, con l'estrazione dei coefficienti di correlazione di Pearson (coeff. di correlazione di Pearson per arto dominante: $R^2 = 0.811$; coeff. di correlazione di Pearson per arto non dominante: $R^2 = 0.753$) si è evidenziata una forte correlazione positiva tra i 2 parametri, cioè quando una variabile aumenta, anche l'altra tende ad aumentare.

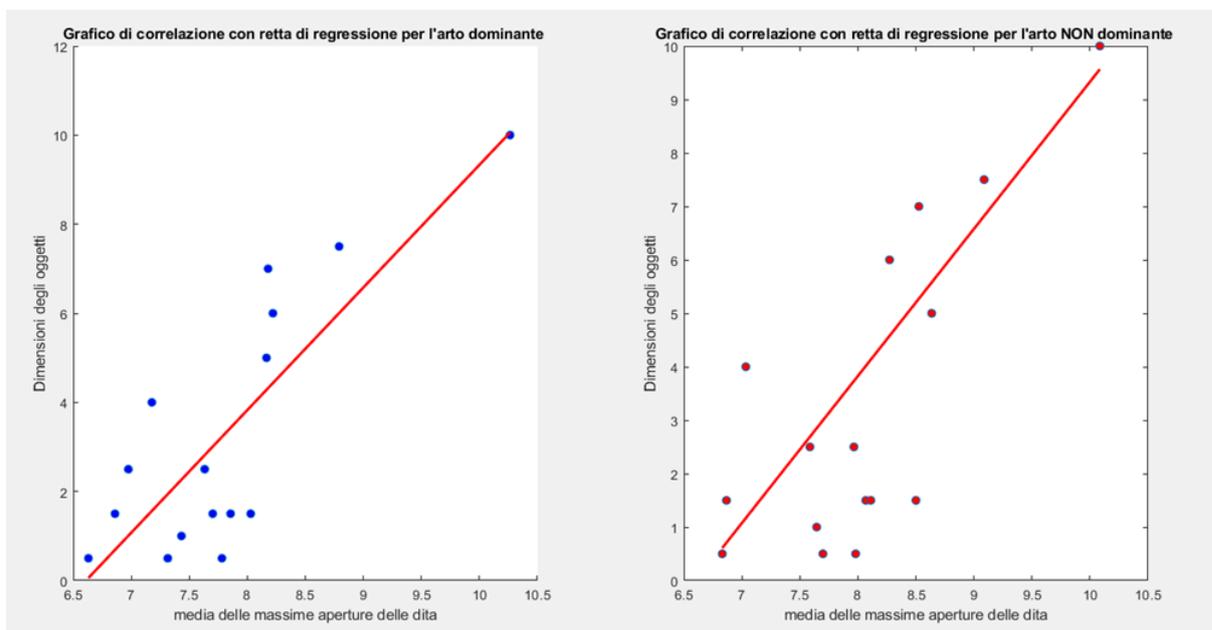


Figura 5.13: Grafico di correlazione tra massima apertura delle dita e dimensioni effettive dell'oggetto, separati per arto dominante e controlaterale

Si è deciso però di portare l'analisi nel dettaglio, andando ad investigare separatamente le varie sottoscale, vista la marcata differenza di dimensioni degli oggetti inter-scala. I risultati ottenuti da questa indagine sono rappresentati in figura 5.14. In particolare:

- Coeff. Di Pearson tra le medie della massima apertura della sottoscala grasp con arto dominante $R^2 = 0.933$;
- Coeff. Di Pearson tra le medie della massima apertura della sottoscala grasp con arto non dominante $R^2 = 0.946$;
- Coeff. Di Pearson tra le medie della massima apertura della sottoscala del grip con arto dominante $R^2 = 0.422$;
- Coeff. Di Pearson tra le medie della massima apertura della sottoscala del grip con arto NON dominante $R^2 = 0.157$;
- Coeff di Pearson tra le medie della massima apertura della sottoscala del pinch con arto dominante $R^2 = 0.285$;

- Coeff di pearson tra le medie della massima apertura della sottoscala del pinch con arto NON dominante $R^2 = 0.258$.

Da questi dati possiamo evincere che nella sottoscala del grasp vi sia un'ottima correlazione positiva tra i parametri, per entrambi gli arti. Per le 2 successive sottoscale invece, la correlazione è molto debole o quasi assente.

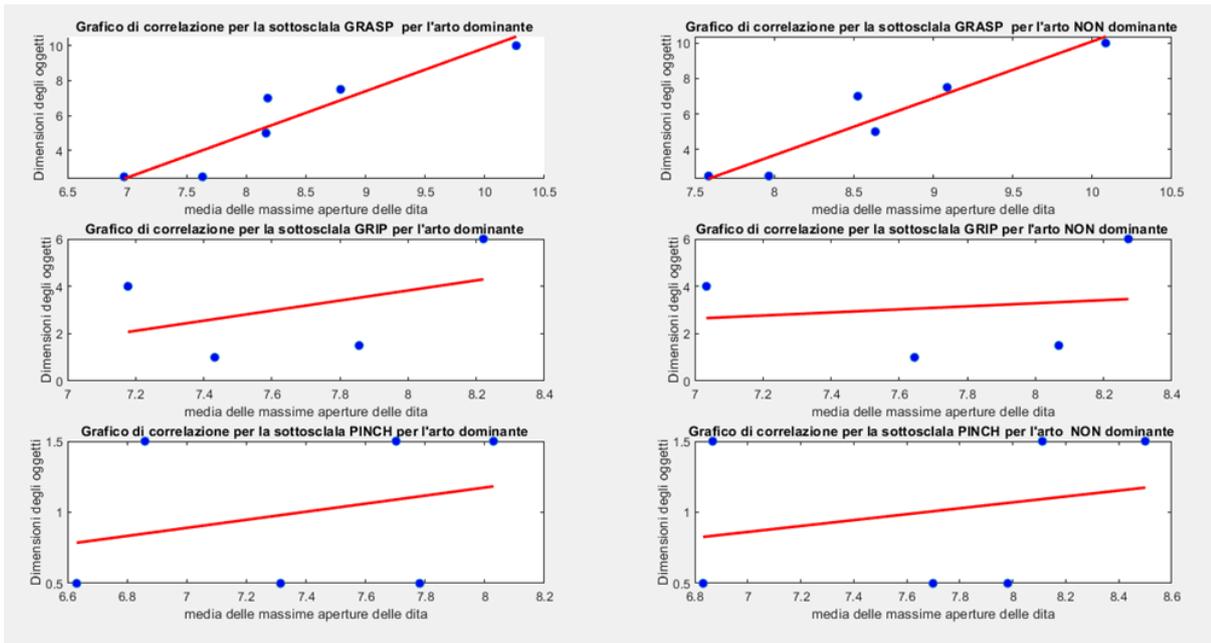


Figura 5.14: Grafico di correlazione tra massima apertura delle dita e dimensioni effettive dell'oggetto, separati per arto dominante e controlaterale, suddivise nelle varie sottoscale

Questo è dovuto al fatto che nella prima sottoscala gli oggetti hanno grandi dimensioni e ben distinte tra loro, quindi, è più evidente un riadattamento della presa, mentre nelle successive sottoscale la differenza di dimensione tra gli oggetti è molto ridotta. Quindi si evidenzia una spiccata tendenza ad adattare la presa per oggetti di dimensioni maggiori, mentre non si evince questo comportamento per oggetti piccoli, come nel caso delle biglie.

In seguito, si sono analizzati i dati inerenti alla stabilizzazione dell'oggetto, in particolare si è analizzata la differenza di tempo tra la presa dell'oggetto ed il successivo sollevamento (parametro *grip to lift duration*), per verificare se i partecipanti fossero in grado di stabilizzare a dovere l'oggetto senza bisogno di riaggiustamenti. Come correttamente ipotizzato è possibile constatare che i valori medi per soggetto rimangono limitati a scale temporali molto basse. Questo vuol dire che i partecipanti sono stati in grado di commisurare rapidamente la forza necessaria a stabilizzare l'oggetto e a sollevarlo quindi, senza difficoltà.

Non vi sono differenze inter-soggetto nelle distribuzioni delle 3 sottoscale (figura 5.15):

- Sottoscala del grasp: p.value = 0.551; wstat = 0595.
- Sottoscala del grip: p.value = 0.359; wstat = 0.916.
- Sottoscala del pinch: p.value = 0.093; wstat = 1.85.

Si notano delle tendenze differenti invece intra-soggetto:

La maggior parte dei partecipanti mostra una stabilizzazione della presa più rapida con l'arto dominante, evidenzia delle eccezioni la sottoscala del pinch dove più partecipanti hanno mostrato tempi minori con il controlaterale.

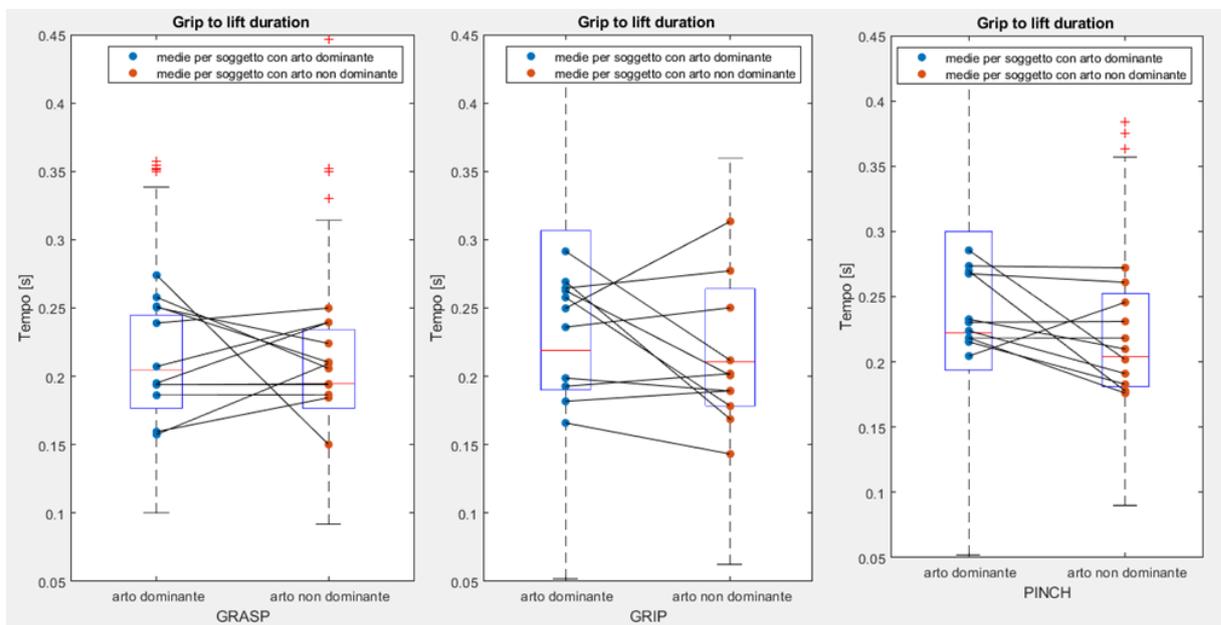


Figura 5.15: Boxplot rappresentante il parametro grip to lift suddiviso nelle 3 sottoscale distinguendo arto dominante da controlaterale

Compensazione:

Si è passati successivamente all'analisi dei dati inerenti ai meccanismi di compensazione del tronco. Per ogni soggetto si è misurato il parametro chiamato *trunk stability*, che calcolava la differenza tra il massimo spostamento della mano e del tronco lungo l'asse sagittale (asse Y). I risultati ottenuti sono visualizzati in figura 5.16.

Si può osservare innanzitutto come non vi siano differenze significative nelle distribuzioni, difatti i valori calcolati dal test WMW sono i seguenti:

- Sottoscala del grasp: p.value = 0.474; wstat = 0.715.
- Sottoscala del grip: p.value = 0.576; wstat = 0.5643.
- Sottoscala del pinch: p.value = 0.555; wstat = 0.589.

È possibile notare delle differenze di valore inter-soggetto, poiché soggetti di statura minore sono costretti a sporgere di più il busto per trasportare correttamente l'oggetto, rispetto a soggetti con statura più elevata. Si nota inoltre, come mediamente i valori minori siano associati alla sottoscala del grip. Questo perché il punto da raggiungere per gli oggetti era più vicino rispetto alle altre sottoscale, dunque, il valore di spostamento della mano e di conseguenza il parametro risultano ridotti.

I valori rientrano perfettamente nelle aspettative e mostrano dunque come i partecipanti non siano ricorsi a strategie di compensazione con il tronco, come correttamente ipotizzato nei capitoli precedenti.

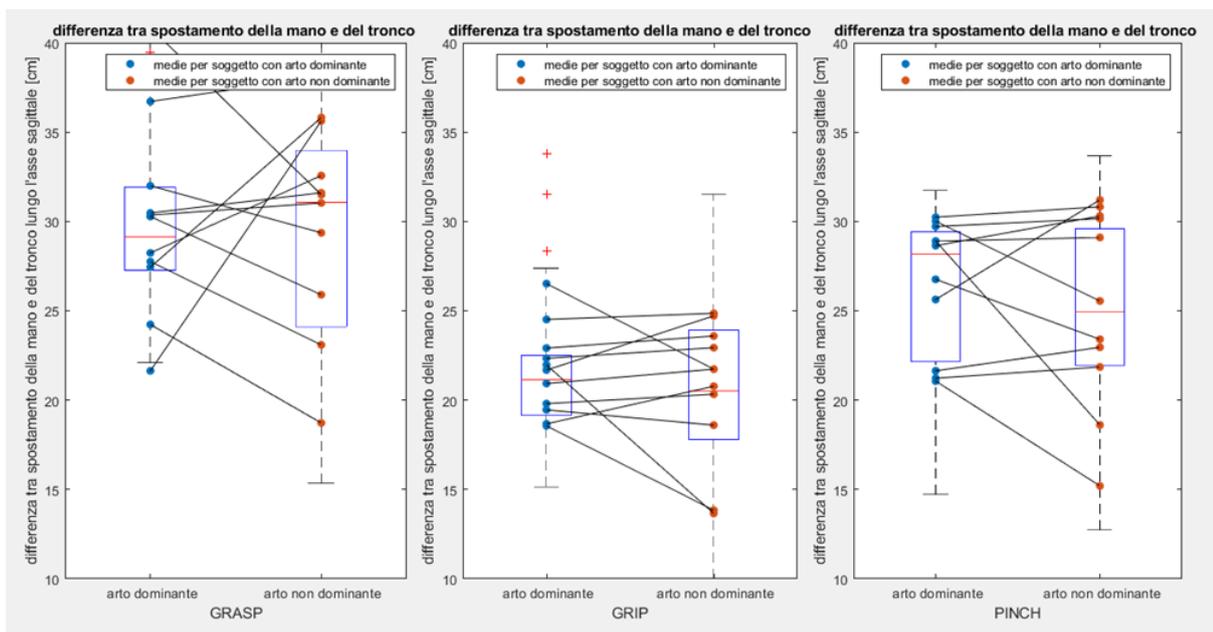


Figura 5.16: Boxplot rappresentante il parametro trunk stability suddiviso nelle 3 sottoscale distinguendo arto dominante da controlaterale

Angoli di spalle e gomiti:

Al fine di approfondire ulteriormente la caratterizzazione della cinematica, è stato condotto un esame delle medie degli angoli articolari relativa alle giunture delle spalle (figura 5.17) e dei gomiti (figura 5.18) all'interno del contesto delle primitive funzionali. Tale

analisi è stata mirata a ottenere un campione di movimento rappresentativo, che possa servire da base per lo sviluppo di futuri studi e applicazioni. La determinazione delle medie degli angoli articolari offre una preziosa comprensione della dinamica del movimento umano, consentendo una valutazione accurata delle prestazioni motorie e della qualità del movimento. Questi dati costituiscono un fondamento empirico essenziale per l'elaborazione di metodologie di valutazione e intervento più efficaci nel campo della biomeccanica e della fisioterapia, contribuendo così alla promozione della salute e del benessere fisico attraverso approcci basati sull'evidenza scientifica.

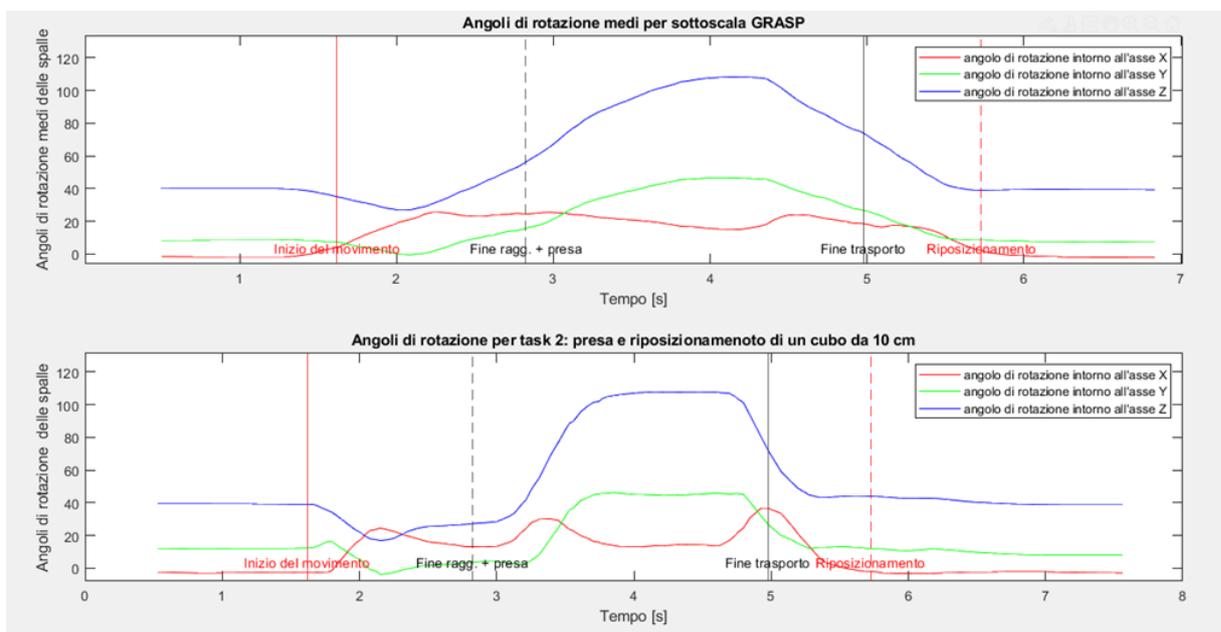


Figura 5.17: Grafico in alto: media degli angoli di rotazione delle spalle per la sottoscala grasp, in basso : angoli medi per un singolo task della sottoscala

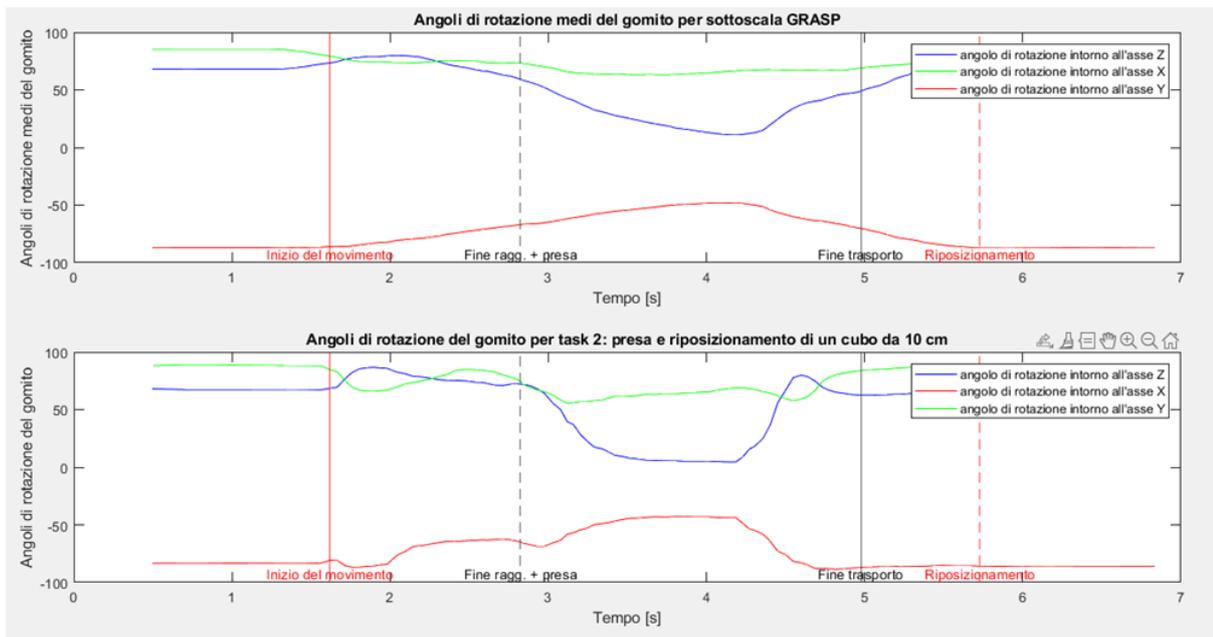


Figura 5.18: Grafico in alto: media degli angoli di rotazione del gomito per la sottoscala grasp, in basso : angoli medi per un singolo task della sottoscala

Capitolo 6

Conclusioni e sviluppi futuri

Questo trattato costituisce un fondamentale punto di partenza per l'elaborazione di un innovativo metodo finalizzato alla valutazione della mobilità degli arti superiori. La metodologia delineata qui non solo fornisce una discreta base concettuale, ma anche un'importante premessa per lo sviluppo di un nuovo standard nel campo della valutazione della funzionalità degli arti superiori. L'identificazione e la segmentazione in primitive motorie ha reso possibile un'analisi più dettagliata dei dati cinematici, evidenziando eventuali carenze o difficoltà nei singoli sotto movimenti, portando dunque ad una identificazione più precisa delle problematiche. Questo approccio riveste un'importanza cruciale in quanto servirà da fondamentale pilastro per la creazione di un campione di riferimento, rappresentativo di una popolazione sana, con cui confrontare i pazienti post-ictus. La comparazione di tali campioni consentirà di acquisire una comprensione più approfondita delle alterazioni nella mobilità degli arti superiori a seguito di un evento ictale. Tale conoscenza sarà essenziale per informare e guidare lo sviluppo di interventi terapeutici mirati e personalizzati per i pazienti affetti da ictus, con l'obiettivo ultimo di ottimizzare il loro recupero funzionale e migliorare la loro qualità di vita. Dai risultati si possono evincere delle importanti considerazioni per una popolazione sana:

coerentemente con le ipotesi di partenza si è riscontrata una variabilità non solo interindividuale, ma anche intra-individuale, specialmente in determinati parametri, quali per esempio il tempo medio di movimento per i task, in cui per la sottoscala del grasp si sono registrati tempi minori con l'utilizzo dell'arto non dominante. Anche l'ottimizzazione delle traiettorie ha evidenziato risultati anomali rispetto al sistema di ipotesi formulato in partenza, evidenziando che nella sottoscala del grasp l'arto controlaterale è riuscito a massimizzare l'efficienza della traiettoria, meglio del dominante. Altri parametri invece hanno perfettamente rispettato le aspettative iniziali, consolidando il sistema di ipotesi iniziale di partenza.

Lo spostamento del tronco è risultato perfettamente in linea con le aspettative per un campione di popolazione sana, così come il tempo intercorso tra la presa ed il sollevamento dell'oggetto. Dando prova che partecipanti sani riescono perfettamente a stabilizzare oggetti di forme e dimensioni differenti, anche con l'arto controlaterale. Questo parametro può risultare fondamentale per un confronto con pazienti a seguito di un evento ictale. Questi, infatti, presentano spesso problematiche nella stabilizzazione e hanno bisogno di effettuare accorgimenti e aggiustamenti nella presa. Il numero delle variazioni di velocità ha evidenziato come nonostante l'assenza di disturbi motori, anche alcuni soggetti del campione hanno mostrato movimenti meno fluidi e più frammentati, forse dovuti all'ingombro dato dalla strumentazione. Di fondamentale importanza questo aspetto dell'analisi poiché nei pazienti post ictus i movimenti generalmente appaiono molto più frammentati e sconnessi, con numerosi picchi corrispondenti alle variazioni di velocità.

Il riadattamento delle prese ha evidenziato che si osservano forti correlazioni per oggetti di dimensioni maggiori in cui la differenza tra questi è apprezzabile, mentre per oggetti più piccoli il riadattamento e l'ottimizzazione tende a perdersi.

Infine, si è creato un campione di angoli rappresentativo con la suddivisione nelle varie primitive motorie per poter concentrare l'indagine sui singoli sotto movimenti. Questo specialmente nella sfera degli angoli articolari è di cruciale importanza per analizzare quanto un paziente con disabilità si discosta da un modello di paragone, per capire e per lavorare in modo mirato al problema. La scomposizione del movimento in singole primitive funzionali può portare ad individuare un problema specifico per quel sotto movimento, massimizzando l'efficienza del percorso riabilitativo, offrendo così una miglior prestazione.

Nonostante gli sforzi volti a garantire una modellazione più dettagliata e precisa possibile lo studio presenta comunque dei limiti:

Il campione a causa delle tempistiche ristrette presenta una dimensione ridotta; infatti, si ritiene necessario proseguire questo studio sulla mobilità dell'arto superiore raccogliendo un campione di dimensioni maggiori. Un'ulteriore limitazione dello studio sta nella presenza di partecipanti esclusivamente con un range di età compreso tra [23-29 anni]. Si potrebbe ampliare il campione con una variazione di età maggiore. Infatti per definire un campione di riferimento e/o di paragone per eventuali soggetti post ictus la scelta, migliore ricadrebbe su di un campione di partecipanti con età maggiore di 55 anni, ovvero gli anni in cui il rischio di andare incontro ad episodi di ictus aumenta. Purtroppo per questo studio gli strumenti e le

possibilità non sono stati favorevoli alla costruzione del campione più ottimale, ma rimane comunque un'ottima base di partenza con prospettive di sviluppo.

Una ulteriore miglioria e sviluppo per il trattato potrebbe essere l'integrazione dell'elettromiografia, per analizzare le sinergie muscolari delle varie primitive e fornire informazioni dettagliate sull'attività elettrica muscolare, consentendo una valutazione diretta della funzionalità residua nei pazienti colpiti da ictus. Questo è cruciale data la varietà di deficit motori che possono verificarsi dopo un ictus. L'analisi dell'attività muscolare, inoltre, guida la pianificazione della riabilitazione, identificando i muscoli affetti dall'ictus e progettando esercizi mirati per migliorare la forza, il controllo e la coordinazione muscolare. Inoltre, gli EMG aiutano a prevenire complicazioni muscolari e articolari identificando precocemente anomalie nell'attività muscolare, come spasmi o contratture.

In aggiunta sarebbe opportuno integrare un sistema di acquisizione EEG. Gli EEG forniscono informazioni cruciali sia per la diagnosi che per il monitoraggio nel periodo post-ictus. Consentono ai medici di identificare l'evento ictale, valutare l'estensione del danno cerebrale e monitorare l'evoluzione della condizione del paziente nel tempo. Inoltre, gli EEG sono essenziali per rilevare precocemente eventuali complicazioni, come le crisi epilettiche, che possono insorgere dopo un ictus. Oltre alla diagnosi e al monitoraggio, gli EEG offrono preziose informazioni sulla funzionalità cerebrale residua dei pazienti post-ictus. Queste informazioni guidano la pianificazione della riabilitazione, consentendo agli operatori sanitari di identificare le aree cerebrali ancora funzionali e di progettare interventi mirati per ottimizzare il recupero funzionale del paziente. Infine, gli studi hanno dimostrato che le caratteristiche degli EEG possono essere correlate alla prognosi a lungo termine dei pazienti post-ictus. Questo permette una previsione più accurata del loro recupero funzionale e orienta la gestione clinica e la pianificazione della riabilitazione.

Bibliografia

- [1] G. Micieli e A. Cavallini, *L'ictus, curare e prendere cura. Un manuale per pazienti e familiari*. Ercules Comunicazioni, 2017.
- [2] C. Gandolfo, G. Micieli, A. Consoli e A. Nucera, *CONOSCERE L'ICTUS: Pensa al tuo cervello: l'ictus cerebrale si può prevenire e curare per le persone colpite, per i loro familiari e per coloro che li assistono*. Federazione A.L.I.Ce. Italia Onlus, 2014.
- [3] «Ictus e malattie cerebrovascolari,» *ministero della salute Italiano*, 2022.
- [4] «O.M.S,» *Organizzazione Mondiale Della Sanità*, 2023.
- [5] «S.I.N,» *Società italiana Neurologia*, 2022.
- [6] R. Alex e F. M. et al., «THE POST STROKE EMIPLEGIC PATIENT: A method for evaluation of physical performance,» *Institute of Neuroscience and Physiology*, 1975.
- [7] N. Normdin e S. X. et al, «Assessment of movement quality in robot- assisted upper limb rehabilitation after stroke: a review.,» *J Neuroeng Rehabil.*, 2014.
- [8] L. Ferrucci e J. G. et al, «The Functional Independence Measure (FIM) is one widely accepted outcome measure developed to assess the skills acquired during inpatient rehabilitation.,» *Nerves and Nerve Injuries*, 2015.
- [9] Roby-Brami e M. F. et al, «Motor compensation and recovery for reaching in stroke patients,» *Acta Neurologica Scandinavica*, 2015.
- [10] C. an J.M.Wagner et al., «Measurement of upper-extremity function early after stroke: properties of the Action Research Arm Test,» *Arch Phys Med Rehabil*, 2006.
- [11] G. B. Prange-Lasonder e e. a. Margit Alt Murphy, «European evidence-based recommendations for clinical assessment of upper limb in neurorehabilitation (CAULIN): data synthesis from systematic reviews, clinical practice guidelines and expert consensus,» *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation volume*, 2021.
- [12] C. D. AUSENDA, R. PAGANI, V. ALBERTINO e A. M. PREVITERA, «Nuovi approcci per la riabilitazione dell'arto superiore paretico dopo ictus cerebri,» *SIMFER Società Italiana di Medicina Fisica e Riabilitativa*, 2019.

- [13] V. Longatelli¹, D. Torricelli², J. Tornero et al., «A unified scheme for the benchmarking of upper limb functions in neurological disorders,» *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2022.
- [14] H. rodgers, H. Krebs, F. V. Wijck, D. Howel e N. wilson et al., «Robot assisted training for the upper limb after stroke (RATULS): a multicentre randomised controlled trial.,» *The Lancet*, 2019.
- [15] A. Schwartz, A. Averta e et al., «A functional analysis-based approach to quantify upper limb impairment level in chronic stroke patients: a pilot study,» *Int Conf IEEE Eng Med Biol*, 2019.
- [16] G. Thrane, K. Sunnerhagen e et al, «Kinematic upper extremity performance in people with near or fully recovered sensorimotor function after stroke,» *Physiother Theory Pract*, 2019.
- [17] J. Biernaskie, G. Chernenko, e D. Corbett, «Efficacy of rehabilitative experience declines with time after focal ischemic brain injury,» *Neurosci*, 2004.
- [18] J. A. Bell, M. L. Wolke, T. A. J. R. C. Ortez e A. L. Kerr, «Training Intensity Affects Motor Rehabilitation Efficacy Following Unilateral Ischemic Insult of the Sensorimotor Cortex in C57BL/6 Mice,» *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 2015.
- [19] C. Bregler, «Learning and recognizing human dynamics in video sequences,» *IEEE Computer Society Conference*, 1997.
- [20] T. Flash e B. Hochner, «Motor primitives in vertebrates and invertebrates,» *Current Opinion in Neurobiology*, 2005.
- [21] C. E. Lang, D. F. Edwards, R. L. Birkenmeier e A. W. Dromerick, «Estimating minimal clinically important differences of upper-extremity measures early after stroke,» *Arch Phys Med Rehabil*, 2008.
- [22] «The free Dictionary,»
- [23] S. F. Giszter, «Motor primitives — new data and future questions,» *Current Opinion in Neurobiology*, 2015.
- [24] M. Arbib, «Teoria degli schemi,» *The Encyclopedia of Artificial Intelligence*, 1992.
- [25] M. Jeannerod, M. Arbib, G. Rizzolatti e H. Sakata, «Afferrare gli oggetti: il meccanismo corticale della trasformazione biomotoria,» *Neuroscience*, 1995.
- [26] S. Schaal, A. Ijspeert e A. Billard, «Approcci computazionali all'apprendimento motorio per imitazione,» *Philos Trans R Soc Lond B Biol Sci*, 2003.

- [27] B. Rohrer, S. Fasoli, H. Krebs et al., «La fluidità del movimento cambia durante il recupero dell'ictus,» *Neuroscience*, 2002.
- [28] Grinyagin, E. Biryukova e M. Maier, «Sinergie cinematiche e dinamiche dei movimenti umani di presa di precisione,» *Neurophysiology*, 2008.
- [29] P. Viviani, «Esistono davvero le unità di azione motoria?» *Generazione e modulazione di modelli di azione*, 1986.
- [30] C. Hart e S. Giszter, «Azionamenti premotori modulari e scoppi di unità come primitivi per i comportamenti motori delle rane,» *Journal of neuroscience*, 2004.
- [31] L. Ting e J. Macpherson, «Un insieme limitato di sinergie muscolari per il controllo della forza durante un compito posturale,» *Journal of Neurophysiology*, 2005.
- [32] Y. Ivanenko, G. Cappellini, N. Dominici, R. Poppele e F. Lacquaniti, «Coordinazione della locomozione con i movimenti volontari nell'uomo,» *journal of neuroscience*, 2005.
- [33] M. Tresch, P. Saltiel, A. d'Avella e E. Bizzi, «Coordination and localization in spinal motor systems,» *Brain Res Brain Res Rev*, 2002.
- [34] B. Averbeck, M. Chafee, D. Crowe e A. Georgopoulos, «Parallel processing of serial movements in prefrontal cortex.,» *Proc Natl Acad Sci*, 2002.
- [35] N. Dominici, Y. P. Ivanenko, G. Cappellini et al., «Locomotor Primitives in Newborn Babies and Their Development,» *Science*, 2011.
- [36] L. from observation e practice using primitives, «Parallel processing of serial movements in prefrontal cortex.,» *Symp. Real Life Reinforcement Learn*, 2004.
- [37] C. Gumbsch, M. V. Butz e G. Martius, «Autonomous Identification and Goal-Directed Invocation of Event-Predictive Behavioral Primitives,» *Cornell University*, 2019.
- [38] N. Hogan e D. Sternad, «Dynamic primitives of motor behavior,» *Biol Cybern*, 2012.
- [39] F. Stival, S. Michieletto, M. Cognolato, E. Pagello, H. Müller e M. Atzori, «A quantitative taxonomy of human hand grasp,» *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2019.
- [40] «Ninapro Database,»
- [41] a. A. G. M Atzori, C Castellini, a. A.-G. H. B Caputo et al., «Dati elettromiografici per protesi di mano robotica non invasive a controllo naturale,» *Scientific Data*, 2014.
- [42] M Atzori, A Gijssberts, S Heynen, A.-G. Hager, a. C. C. a. B. C. O Deriaz and P Van Der Smagt e H Müller, «Costruire il database Ninapro: una risorsa per la comunità della biorobotica,» *conferenza internazionale IEEE RAS EMBS sulla robotica biomedica e la biomeccatronica*, 2012.

- [43] C. D. Luca, «The Use of Surface Electromyography in Biomechanics,» *Journal appl Biomech.*, 1997.
- [44] a. K. I. H Tsuji and H Ichinobe e M Nagamachi, «Discrimination of forearm motions from emg signals by error back propagation typed neural network using entropy,» *IEEE Trans Soc Instrum Control Eng.*, 1993.
- [45] O Fukuda, T Tsuji, M Kaneko e A Otsuka, «human-assisting manipulator teleoperated by EMG signals and arm motions.,» *IEEE Trans Robot Autom.*, 2003.
- [46] S Cutkosky, «Sulla scelta della presa, sui modelli e sulla progettazione delle mani per le attività di produzione,» *IEEE Trans Robot Autom.*, 1989.
- [47] N Namakura, M Matsuo, H Ishii, F Mitsuboshi e Y Miura, «Modelli di prensione statica in mani normali,» 1980.
- [48] T Feix, J Romero, H. Schmiedmayer, A. Dollar e D Kragic, «La tassonomia dei tipi di presa umana,» *IEEE Trans Hum-Mach Syst.*, 2016.
- [49] S. Edwards, D. Buckland e J McCoy-Powlen, «Maniglie funzionali e di sviluppo,» *SLACK Incorporata*, 2002.
- [50] a. B. H. K Englehart, «Uno schema di controllo robusto e in tempo reale per il controllo mioelettrico multifunzione,» *Trans Biomed Ing.*, 2003.
- [51] a. C. C. a. H. M. a. B. C. A Gijssberts and M Atzori, «Tasso di errore di movimento per la valutazione dei metodi di apprendimento automatico per la classificazione del movimento della mano basata su sEMG.,» *Trans Neural Syst Rehabil Ing.*, 2014.
- [52] a. R. B. C Whidden and N Zeh, «Superalberi basati sulla distanza di potatura e reinnesto del sottoalbero,» *Sistema Biol.*, 2014.
- [53] S. N. Delta, «La forza di Coriolis,» *Delta*, 2023.
- [54] a. H. H. H Zhou H, «Inertial sensors for motion detection of human upper limbs.,» *Sens Rev*, 2007.
- [55] N. constant e et al, «Data analytics for wearable IoT-based telemedicine,» *Wearable Sensors*, 2021.
- [56] B. Hindle e et al, «alidation of spatiotemporal and kinematic measures in functional exercises using a minimal modeling inertial sensor methodology,» *Sensors*, 2016.
- [57] a. H. L. Robert-Lachaine and X. Mecheri e A. Plamondon, «Validation of inertial measurement units with an optoelectronic system for whole-body motion analysis,» *Medical biological engineering computing*, 2017.

- [58] B. Milosevich e et al, «Kinect and wearable inertial sensors for motor rehabilitation programs at home: state of the art and an experimental comparison.,» *Biomedical Engineering online*, 2020.
- [59] a. A. V. Claire Villepinte, C. Dimeglio, X. D. Boissezon e D. Gasq, «attività delle misure cinematiche e cliniche della funzione motoria dell'arto superiore dopo l'ictus: una revisione sistematica e una meta-analisi I collegamenti dell'autore aprono il pannello in sovrapposizione.,» *Annali di medicina fisica e riabilitativa*, 2021.
- [60] a. B. J. F. v. B. a. J. B. J. B. M Saes and M I Mohamed Refai, a. P. H. V. E P Jansma e J. H. B. et al, «Quantifying Quality of Reaching Movements Longitudinally Post-Stroke: A Systematic Review.,» *Neurorehabilitation and neural repair*, 2022.
- [61] P. N. G. U. J. A. W. H. M. Schambra A. Parnandi e D. M. Nilsen, «A Taxonomy of Functional Upper Extremity Motion.,» *Front. Neurol.*, vol. 10, 2019.
- [62] G. J. et al, «Capture, learning, and classification of upper extremity movement primitives in healthy controls and stroke patients.,» *International Conference on Rehabilitation Robotics*, 2017.
- [63] V. Pisu, «“Afferrare l'illusione di Uznadze: effetti sul contesto di percezione ed azione.,» *Università di Parma*, 2017.
- [64] D.-Y. L. Yozbatiran N., «A standardized approach to performing the action research arm test. Neurorehabilitation and neural repair.,» *Neurorehabilitation and neural repair*, 2008.
- [65] R. Lyle, «A performance test for assessment of upper limb function in physical rehabilitation treatment and research.,» *Rehabil Res*, 1981.
- [66] D. F. E. Catherine E. Lang Alexander W., «Measurement of Upper-Extremity Function Early After Stroke: Properties of the Action Research Arm Test.,» *Università di Parma*, 2017.
- [67] «MTw Awinda User Manual.,»

Allegati

Codice MATLAB

```
1 % CODICE PER SEGMENTAZIONE DELLE PRIMITIVE ED ESTRAZIONE DEI
  PARAMETRI
2 %iniziamo con una pulizia dei dati
3 clc
4 clear all
5 close all
6
7 %% FILE ROSBAG
8 rosbag info Session_1-1.bag % % task della calibrazione
9 bag = rosbag('Session_1-1.bag')
10
11 %% CREAZIONE DELLE STRUTTURE CALIBRAZIONE:
12
13 xsens0 = select(bag, 'Topic', '/xsens/skeletons_linKin')
14 xsens0_struct = readMessages(xsens0, 'DataFormat', 'struct');
15
16 %% calcoliamo per prima cosa il vettore tempo :
17 time_c = zeros(1, length(xsens0_struct)); % Inizializza l'array dei
  tempi
18 base_sec = xsens0_struct{1, 1}.Header.Stamp.Sec; % Salva il tempo di
  base
19
20 for i = 1:length(xsens0_struct)
21     sec_diff = double(xsens0_struct{i, 1}.Header.Stamp.Sec - base_sec
  );
22     nsec = double(xsens0_struct{i, 1}.Header.Stamp.Nsec);
23
```

```

24     time_c(i) = sec_diff + (10^-9 * nsec);
25 end
26
27 %% Matrice delle posizioni di INDICE per la calibrazione:
28 matrix_ind_cal = zeros(size(xsens0_struct,1),3);
29
30 for i = 1:size(matrix_ind_cal,1)
31     matrix_ind_cal(i,1) = xsens0_struct{i, 1}.Skeleton(50).Position.X
32     ;
33     matrix_ind_cal(i,2) = xsens0_struct{i, 1}.Skeleton(50).Position.Y
34     ;
35     matrix_ind_cal(i,3) = xsens0_struct{i, 1}.Skeleton(50).Position.Z
36     ;
37 end
38
39 figure(1)
40 plot(matrix_ind_cal(:,1),matrix_ind_cal(:,2))
41 xlabel('posizioni dell''indice lungo x')
42 ylabel('posizioni dell''indice lungo y')
43 title('Orientamento degli assi')
44
45
46 %% Dati di input
47 x = matrix_ind_cal(:,1);
48 y = matrix_ind_cal(:,2);
49
50 %% Angolo di rotazione
51 % theta = -0; % Angolo di rotazione in gradi ID_01
52 % theta = -33; % Angolo di rotazione in gradi ID_02
53 % theta = 10; % Angolo di rotazione in gradi ID_03
54 % theta = -36; % Angolo di rotazione in gradi ID_04
55 % theta = -78 ;% Angolo di rotazione in gradi ID_05
56 % theta = -180; % Angolo di rotazione in gradi ID_06
57 % theta = 3; % Angolo di rotazione in gradi ID_07
58 % theta = -16; % Angolo di rotazione in gradi ID_08
59 % theta = -75; % Angolo di rotazione in gradi ID_09
60 % theta = -85; % Angolo di rotazione in gradi ID_10
61 % theta = -85; % Angolo di rotazione in gradi ID_11
62 % theta = -80; % Angolo di rotazione in gradi ID_12

```

```

60 % Applicazione della funzione per ottenere le coordinate ruotate
61 [x_rotated, y_rotated] = rotate_data(x, y, theta);
62 matrix_ind_rotated_cal = [x_rotated, y_rotated, matrix_ind_cal(:,3)];
63
64 figure(2)
65 plot3(matrix_ind_rotated_cal(:,1), matrix_ind_rotated_cal(:,2),
        matrix_ind_rotated_cal(:,3))
66 xlabel('ASSE X')
67 ylabel('ASSE Y')
68 zlabel('ASSE Z')
69 title('TASK CALIBRAZIONE UNA VOLTA ALLINEATO')
70 % FINE DELLA CALIBRAZIONE
71
72
73 %% FILE ROSBAG:
74
75 %% TRIAL GRASP:
76 %
77 rosbag info Session_1-2.bag % cubo da 10 cm
78 bag = rosbag('Session_1-2.bag')
79
80 % rosbag info Session_1-3.bag % cubo da 2.5 cm
81 % bag = rosbag('Session_1-3.bag')
82 %
83 % rosbag info Session_1-4.bag % cubo da 5 cm
84 % bag = rosbag('Session_1-4.bag')
85
86 % rosbag info Session_1-5.bag % cubo da 7.5 cm
87 % bag = rosbag('Session_1-5.bag')
88
89 % rosbag info Session_1-6.bag % sfera da 7 cm
90 % bag = rosbag('Session_1-6.bag')
91
92 % rosbag info Session_1-7.bag % pietra da 2.5 cm
93 % bag = rosbag('Session_1-7.bag')
94
95
96
97 % rosbag info Session_1-8.bag % cubo da 10 cm

```

```

98 % bag = rosbag('Session_1-8.bag')
99
100 % rosbag info Session_1-9.bag % cubo da 2.5 cm
101 % bag = rosbag('Session_1-9.bag')
102
103 % rosbag info Session_1-10.bag % cubo da 5 cm
104 % bag = rosbag('Session_1-10.bag')
105
106 % rosbag info Session_1-11.bag % cubo da 7.5 cm
107 % bag = rosbag('Session_1-11.bag')
108
109 % rosbag info Session_1-12.bag % sfera da 7 cm
110 % bag = rosbag('Session_1-12.bag')
111
112 % rosbag info Session_1-13.bag % pietra da 2.5 cm
113 % bag = rosbag('Session_1-13.bag')
114
115 %% TRIAL GRIP:
116
117 % rosbag info Session_1-15.bag % tubo gr
118 % bag = rosbag('Session_1-15.bag')
119
120 % rosbag info Session_1-16.bag % tubo picc
121 % bag = rosbag('Session_1-16.bag')
122
123 % rosbag info Session_1-17.bag % rondella
124 % bag = rosbag('Session_1-17.bag')
125
126
127 % rosbag info Session_1-19.bag % tubo gr
128 % bag = rosbag('Session_1-19.bag')
129
130 % rosbag info Session_1-20.bag % tubo picc
131 % bag = rosbag('Session_1-20.bag')
132
133 % rosbag info Session_1-21.bag % rondella
134 % bag = rosbag('Session_1-21.bag')
135
136

```

```
137 %% TRIAL PINCH
138
139 % rosbag info Session_1-22.bag % biglia grande presa con anulare
140 % bag = rosbag('Session_1-22.bag')
141
142 % rosbag info Session_1-23.bag % biglia piccola presa con indice
143 % bag = rosbag('Session_1-23.bag')
144
145 % rosbag info Session_1-24.bag % biglia grande presa con medio
146 % bag = rosbag('Session_1-24.bag')
147
148 % rosbag info Session_1-025.bag % biglia grande presa con indice
149 % bag = rosbag('Session_1-025.bag')
150
151 % rosbag info Session_1-26.bag % biglia piccola presa con anulare
152 % bag = rosbag('Session_1-26.bag')
153
154 % rosbag info Session_1-27.bag % biglia piccola presa con medio
155 % bag = rosbag('Session_1-27.bag')
156
157
158
159 % rosbag info Session_1-28.bag % biglia grande presa con anulare
160 % bag = rosbag('Session_1-28.bag')
161
162 % rosbag info Session_1-29.bag % biglia piccola presa con indice
163 % bag = rosbag('Session_1-29.bag')
164
165 % rosbag info Session_1-30.bag % biglia grande presa con medio
166 % bag = rosbag('Session_1-30.bag')
167
168 % rosbag info Session_1-31.bag % biglia grande presa con indice
169 % bag = rosbag('Session_1-31.bag')
170
171 % rosbag info Session_1-32.bag % biglia piccola presa con anulare
172 % bag = rosbag('Session_1-32.bag')
173
174 % rosbag info Session_1-33.bag % biglia piccola presa con medio
175 % bag = rosbag('Session_1-33.bag')
```

```

176
177
178
179 %% CREAZIONE DELLE STRUTTURE:
180
181
182 % Dati dei marker dello scheletro:
183 xsens = select(bag, 'Topic', '/xsens/skeletons_markers')
184 xsens_struct = readMessages(xsens, 'DataFormat', 'struct');
185
186 %dati dei sensori linKn:
187 xsens1 = select(bag, 'Topic', '/xsens/skeletons_linKin')
188 xsens1_struct = readMessages(xsens1, 'DataFormat', 'struct');
189
190 %dati dello scheletro:
191 xsens2 = select(bag, "Topic", '/xsens/skeletons_com')
192 xsens2_struct = readMessages(xsens2, 'DataFormat', 'struct');
193
194 % dati degli angoli anatomici:
195 xsens3 = select(bag, 'Topic', '/xsens/skeletons_jointAngles')
196 xsens3_struct = readMessages(xsens3, 'DataFormat', 'struct');
197
198
199 %% calcoliamo il vettore tempo:
200 time = zeros(1, length(xsens1_struct)); % Inizializza l'array dei
    tempi
201
202 base_sec = xsens1_struct{1, 1}.Header.Stamp.Sec; % Salva il tempo di
    base
203
204 for i = 1:length(xsens1_struct)
205     sec_diff = double(xsens1_struct{i, 1}.Header.Stamp.Sec - base_sec
        );
206     nsec = double(xsens1_struct{i, 1}.Header.Stamp.Nsec);
207
208     time(i) = sec_diff + (10^-9 * nsec);
209 end
210
211 %% CALCOLO DELLA NORMA DELLE VELOCITA' DELLA MANO:

```

```

212
213 % matrice delle velocità della mano:
214 matrix = zeros(size(xsens1_struct,1),3);
215 for i = 1:size(matrix,1)
216     matrix(i,1) = xsens1_struct{i, 1}.Skeleton(11).Velocity.X;
217     matrix(i,2) = xsens1_struct{i, 1}.Skeleton(11).Velocity.Y;
218     matrix(i,3) = xsens1_struct{i, 1}.Skeleton(11).Velocity.Z;
219 end
220
221 %calcolo della norma delle velocità della mano:
222 norm_matrix = [];
223 for i = 1 : size(matrix,1)
224     norm_matrix(i) = norm(matrix(i,:));
225 end
226
227 % posso identificare le macroaree dove cercare i movimenti attraverso
    i picchi
228
229 figure(3)
230 subplot(2,1,1)
231 plot(time, norm_matrix)
232 findpeaks(norm_matrix,time, 'MinPeakProminence',0.35);
233 title('Norma della velocità della mano')
234 xlabel('Tempo [s]')
235 ylabel('valore della norma delle velocità')
236 subplot(3,1,2)
237 findpeaks(-norm_matrix,time, 'MinPeakProminence',0.1);
238 title('opposto Norma della velocità della mano')
239 xlabel('Tempo [s]')
240 ylabel(' -(norma delle velocità)')
241 subplot(3,1,3)
242 findpeaks(-norm_matrix,time, 'MinPeakHeight',-0.1);
243 title('opposto Norma della velocità della mano')
244 xlabel('Tempo [s]')
245 ylabel(' -(norma delle velocità)')
246
247 [pks_h,t_peaks_h] = findpeaks(norm_matrix,time, 'MinPeakProminence'
    ,0.35);

```

```

248 [min_pks_1,t_min_1] = findpeaks(-norm_matrix,time, 'MinPeakProminence
    ',0.1);
249 [min_pks_2,t_min_2] = findpeaks(-norm_matrix,time, 'MinPeakHeight'
    ,-0.1);
250
251 % creo un vettore con tutti i tempi dei picchi in ordine crescente
252 t_peaks_tot_unsorted = [t_peaks_h,t_min_1,t_min_2];
253 t_peaks_tot = sort(t_peaks_tot_unsorted);
254
255 %% INITIAL POSITION:
256
257 initial_position = time(1,1);
258 % La posizione iniziale coincide con l'inizio dell'acquisizione
259 % poichè il paziente viene già preparato nella posizione corretta
260
261 %% STARTING REACH TO GRASP:
262
263 for i = 1 : size(t_peaks_tot,2)
264     if t_peaks_tot(1,i) == t_peaks_h(1,1)
265         i_start_reach_to_grasp = i-1;
266         t_start_reach_to_grasp = t_peaks_tot(1,i-1);
267     else
268         end
269 end
270 % trovo l'indice di inizio del movimento di reach to grasp
271 for i = 1 : size(time,2)
272     if time(1,i) == t_start_reach_to_grasp
273         index_start_reach_to_grasp = i;
274     else
275         end
276 end
277
278
279 %% ENDING REACH TO GRASP
280
281 for i = 1 : size(t_peaks_tot,2)
282     if t_peaks_tot(1,i) == t_peaks_h(1,2)
283         i_end_reach_to_grasp = i-1;
284         t_end_reach_to_grasp = t_peaks_tot(1,i-1);

```

```

285     else
286     end
287 end
288 %trovo l'indice di fine del movimento di reach to grasp
289 for i = 1 : size(time,2)
290     if time(1,i) == t_end_reach_to_grasp
291         index_end_reach_to_grasp = i;
292     else
293     end
294 end
295
296
297 %% GRASP
298
299
300 % POLLICE
301 matrix_poll = zeros(size(xsens1_struct,1),3);
302 for i = 1:size(matrix_poll,1)
303     matrix_poll(i,1) = xsens1_struct{i, 1}.Skeleton(46).Position.X; %
304     matrix_poll(i,2) = xsens1_struct{i, 1}.Skeleton(46).Position.Y;
305     matrix_poll(i,3) = xsens1_struct{i, 1}.Skeleton(46).Position.Z;
306 end
307
308 %rotazione della matrice
309 % Dati di input
310 x = matrix_poll(:,1);
311 y = matrix_poll(:,2);
312 % Applicazione della funzione per ottenere le coordinate ruotate
313 [x_rotated, y_rotated] = rotate_data(x, y, theta);
314 matrix_poll_rotated = [x_rotated, y_rotated, matrix_poll(:,3)];
315
316 % INDICE
317 matrix_ind = zeros(size(xsens1_struct,1),3);
318 for i = 1:size(matrix_ind,1)
319     matrix_ind(i,1) = xsens1_struct{i, 1}.Skeleton(50).Position.X;
320     matrix_ind(i,2) = xsens1_struct{i, 1}.Skeleton(50).Position.Y;
321     matrix_ind(i,3) = xsens1_struct{i, 1}.Skeleton(50).Position.Z;
322 end
323 %rotazione della matrice

```

```

324 % Dati di input
325 x = matrix_ind(:,1);
326 y = matrix_ind(:,2);
327 % Applicazione della funzione per ottenere le coordinate ruotate
328 [x_rotated, y_rotated] = rotate_data(x, y, theta);
329 matrix_ind_rotated = [x_rotated, y_rotated, matrix_ind(:,3)];
330
331 % MIGNOLO
332 matrix_mign = zeros(size(xsens1_struct,1),3);
333 for i = 1:size(matrix_mign,1)
334     matrix_mign(i,1) = xsens1_struct{i, 1}.Skeleton(62).Position.X;
335     matrix_mign(i,2) = xsens1_struct{i, 1}.Skeleton(62).Position.Y;
336     matrix_mign(i,3) = xsens1_struct{i, 1}.Skeleton(62).Position.Z;
337 end
338 %rotazione della matrice
339 % Dati di input
340 x = matrix_mign(:,1);
341 y = matrix_mign(:,2);
342 % Applicazione della funzione per ottenere le coordinate ruotate
343 [x_rotated, y_rotated] = rotate_data(x, y, theta);
344 matrix_mign_rotated = [x_rotated, y_rotated, matrix_mign(:,3)];
345
346 % MEDIO
347 matrix_med = zeros(size(xsens1_struct,1),3);
348 for i = 1:size(matrix_med,1)
349     matrix_med(i,1) = xsens1_struct{i, 1}.Skeleton(54).Position.X;
350     matrix_med(i,2) = xsens1_struct{i, 1}.Skeleton(54).Position.Y;
351     matrix_med(i,3) = xsens1_struct{i, 1}.Skeleton(54).Position.Z;
352 end
353 %rotazione della matrice
354 % Dati di input
355 x = matrix_med(:,1);
356 y = matrix_med(:,2);
357
358 % Applicazione della funzione per ottenere le coordinate ruotate
359 [x_rotated, y_rotated] = rotate_data(x, y, theta);
360 matrix_med_rotated = [x_rotated, y_rotated, matrix_med(:,3)];
361
362

```

```

363 % ANULARE
364 matrix_anul = zeros(size(xsens1_struct,1),3);
365 for i = 1:size(matrix_anul,1)
366     matrix_anul(i,1) = xsens1_struct{i, 1}.Skeleton(58).Position.X;
367     matrix_anul(i,2) = xsens1_struct{i, 1}.Skeleton(58).Position.Y;
368     matrix_anul(i,3) = xsens1_struct{i, 1}.Skeleton(58).Position.Z;
369
370 end
371
372 %rotazione della matrice
373 % Dati di input
374 x = matrix_anul(:,1);
375 y = matrix_anul(:,2);
376 % Applicazione della funzione per ottenere le coordinate ruotate
377 [x_rotated, y_rotated] = rotate_data(x, y, theta);
378 matrix_anul_rotated = [x_rotated, y_rotated, matrix_anul(:,3)];
379
380
381
382 %% NORMA
383
384 % % calcolo della norma delle distanze tra pollice ed anulare
385 % norma_distanze_dita = [];
386 % for i = 1:size(matrix_anul_rotated,1)
387 %     norma_distanze_dita(i) = norm(abs(matrix_poll_rotated(i,:))-abs
388 %         (matrix_anul_rotated(i,:)));
389 % end
390 %
391 % % calcolo della norma delle distanze tra pollice e medio
392 % norma_distanze_dita = [];
393 % for i = 1:size(matrix_med_rotated,1)
394 %     norma_distanze_dita(i) = norm(abs(matrix_poll_rotated(i,:))-abs
395 %         (matrix_med_rotated(i,:)));
396 % end
397 %
398 % calcolo della norma delle distanze tra pollice e indice
399 norma_distanze_dita = [];
400 for i = 1:size(matrix_ind_rotated,1)

```

```

400     norma_distanze_dita(i) = norm(abs(matrix_poll_rotated(i,:))-abs(
        matrix_ind_rotated(i,:)));
401 end
402
403
404 figure(6)
405 plot(time, norma_distanze_dita, 'Color','b')
406 title('Norma delle distanze delle dita nel tempo')
407 xlabel('Tempo [s]')
408 ylabel('Norma delle distanze delle dita')
409 xline(t_start_reach_to_grasp)
410 xline(t_end_reach_to_grasp)
411
412
413 % trovo la massima apertura delle dita
414 for a = index_start_reach_to_grasp:index_end_reach_to_grasp
415     if norma_distanze_dita(a) == max(norma_distanze_dita(1,
        index_start_reach_to_grasp:index_end_reach_to_grasp))
416         index_max_dist = a;
417     else
418     end
419 end
420 t_max_apertura = time(index_max_dist); % istante dove le dita sono
    più lontane
421
422 % trovo la massima chiusura delle dita
423 for b = index_max_dist: size(time,2)
424     if norma_distanze_dita(b) == min(norma_distanze_dita(
        index_max_dist:end))
425         index_min_dist = b;
426     else
427     end
428 end
429 t_min_apertura = time(index_min_dist); % istante dove le dita sono
    più vicine
430
431 %% ENDING TRANSFER:
432
433 for i = 1 : size(t_peaks_tot,2)

```

```

434     if t_peaks_tot(1,i) == t_peaks_h(1,3)
435         i_end_transfer = i-1;
436         t_end_transfer = t_peaks_tot(1,i);
437     else
438     end
439 end
440 %calcolo l'indice della fine del movimento di transfer
441 for i = 1:size(time,2)
442     if time(1,i) == t_end_transfer
443         index_end_transfer = i;
444     else
445     end
446 end
447
448 %% RETURN TO INITIAL POSITION
449 for i = 1 : size(t_peaks_tot,2)
450     if t_peaks_tot(1,i) == t_peaks_h(1,end)
451         i_return_to_position = i+1;
452         t_return_to_position = t_peaks_tot(1,i+1);
453     else
454     end
455 end
456 %Calcolo l'indice della fine del movimento di return to initial
    position
457 for i = 1:size(time,2)
458     if time(1,i) == t_return_to_position
459         index_return_to_position = i;
460     else
461     end
462 end
463
464 %% GRAFICI
465 % calcolo matrice delle velocità della mano
466 hand_speed_raw = zeros(size(xsens1_struct,1),3);
467 for i = 1:size(matrix,1)
468     hand_speed_raw(i,1) = xsens1_struct{i, 1}.Skeleton(11).Velocity.X
        ;
469     hand_speed_raw(i,2) = xsens1_struct{i, 1}.Skeleton(11).Velocity.Y
        ;

```

```

470     hand_speed_raw(i,3) = xsens1_struct{i, 1}.Skeleton(11).Velocity.Z
        ;
471 end
472
473 %rotazione della matrice
474 % Dati di input
475 x = hand_speed_raw(:,1);
476 y = hand_speed_raw(:,2);
477 % Applicazione della funzione per ottenere le coordinate ruotate
478 [x_rotated, y_rotated] = rotate_data(x, y, theta);
479 hand_speed = [x_rotated, y_rotated, hand_speed_raw(:,3)];
480
481
482
483
484 % calcolo matrice delle posizioni della mano
485 hand_position_raw = zeros(size(xsens1_struct,1),3);
486 for i = 1:size(matrix,1)
487     hand_position_raw(i,1) = xsens1_struct{i, 1}.Skeleton(11).
        Position.X;
488     hand_position_raw(i,2) = xsens1_struct{i, 1}.Skeleton(11).
        Position.Y;
489     hand_position_raw(i,3) = xsens1_struct{i, 1}.Skeleton(11).
        Position.Z;
490 end
491
492 %rotazione della matrice
493 % Dati di input
494 x = hand_position_raw(:,1);
495 y = hand_position_raw(:,2);
496 % Applicazione della funzione per ottenere le coordinate ruotate
497 [x_rotated, y_rotated] = rotate_data(x, y, theta);
498 hand_position = [x_rotated, y_rotated, hand_position_raw(:,3)];
499
500
501 % calcolo matrice delle accelerazioni della mano
502 hand_acceleration_raw = zeros(size(xsens1_struct,1),3);
503 for i = 1:size(matrix,1)

```

```

504     hand_acceleration_raw(i,1) = xsens1_struct{i, 1}.Skeleton(11).
        Acceleration.X;
505     hand_acceleration_raw(i,2) = xsens1_struct{i, 1}.Skeleton(11).
        Acceleration.Y;
506     hand_acceleration_raw(i,3) = xsens1_struct{i, 1}.Skeleton(11).
        Acceleration.Z;
507 end
508
509 x = hand_acceleration_raw(:,1);
510 y = hand_acceleration_raw(:,2);
511 % Applicazione della funzione per ottenere le coordinate ruotate
512 [x_rotated, y_rotated] = rotate_data(x, y, theta);
513 hand_acceleration = [x_rotated, y_rotated, hand_acceleration_raw
        (:,3)];
514
515 %PLOTTO PER AVERE UN RISCONTRO GRAFICO DELLA SEGMENTAZIONE DEI
        MOVIMENTI:
516 figure(7)
517 subplot(3,1,1)
518 plot(time, hand_acceleration(:,3),"Color",'b')
519 hold on
520 plot(time, hand_acceleration(:,2),"Color",'g')
521 hold on
522 plot(time, hand_acceleration(:,1),"Color",'r')
523 hold off
524 title('HAND MOVEMENT')
525 xlabel('TIME (s)')
526 ylabel('HAND acceleration (m/s^2)')
527
528 xline(initial_position)
529 xline(t_start_reach_to_grasp)
530 xline(t_max_apertura, 'LineStyle', '--', 'Color', 'b')
531 xline(t_min_apertura, 'LineStyle', ':', 'Color', 'b')
532 xline(t_end_reach_to_grasp, 'Color', 'r')
533 xline(t_end_transfer)
534 xline(t_return_to_position, 'Color', 'g')
535
536 legend('hand position (z)', 'hand position (y)', 'hand position (x)', '
        initial position', ...

```

```

537     'start reach to grasp','massima apertura','massima chiusura','end
        reach to grasp','end transfer','return to initial position')
538
539
540 subplot(3,1,2)
541 plot(time, hand_speed(:,3),"Color",'b')
542 hold on
543 plot(time, hand_speed(:,2),"Color",'g')
544 hold on
545 plot(time, hand_speed(:,1),"Color",'r')
546 hold off
547 title('HAND MOVEMENT')
548 xlabel('TIME (s)')
549 ylabel('HAND velocity (m/s)')
550
551 xline(initial_position)
552 xline(t_start_reach_to_grasp)
553 xline(t_max_apertura,'LineStyle','--','Color','b')
554 xline(t_min_apertura,'LineStyle',':','Color','b')
555 xline(t_end_reach_to_grasp,'Color','r')
556 xline(t_end_transfer)
557 xline(t_return_to_position,'Color','g')
558
559 legend('hand velocity (z)','hand velocity (y)','hand velocity (x)',
        'initial position', ...
560     'start reach to grasp','massima apertura','massima chiusura','end
        reach to grasp','end transfer','return to initial position')
561
562
563 subplot(3,1,3)
564 plot(time, hand_position(:,3),"Color",'b')
565 hold on
566 plot(time, hand_position(:,2),"Color",'g')
567 hold on
568 plot(time, hand_position(:,1),"Color",'r')
569 hold off
570 title('HAND MOVEMENT')
571 xlabel('TIME (s)')
572 ylabel('HAND position')

```

```

573
574 xline(initial_position)
575 xline(t_start_reach_to_grasp)
576 xline(t_max_apertura, 'LineStyle', '--', 'Color', 'b')
577 xline(t_min_apertura, 'LineStyle', ':', 'Color', 'b')
578 xline(t_end_reach_to_grasp, 'Color', 'r')
579 xline(t_end_transfer)
580 xline(t_return_to_position, 'Color', 'g')
581
582 legend('hand position (z)', 'hand position (y)', 'hand position (x)', '
    initial position', ...
583     'start reach to grasp', 'massima apertura', 'massima chiusura', 'end
    reach to grasp', 'end transfer', 'return to initial position')
584
585
586 %% ESTRAZIONE DEI PARAMETRI DI INTERESSE:
587
588 %% EFFICENCY & EFFICACY
589 disp('EFFICENCY ')
590
591 %Total movement:
592 t_tot_mov = t_return_to_position - t_start_reach_to_grasp ;
593 disp(['TOTAL MOVEMENT TIME: il tempo totale del movimento è : ',
    num2str(t_tot_mov), ' secondi .'])
594
595 % Movement time for each FMP
596 disp(['MOVEMENT TIME OF EACH FMP: il tempo della fase di "reach to
    grasp" è : ', num2str(t_end_reach_to_grasp - t_start_reach_to_grasp
    ), ' secondi .'])
597 disp(['MOVEMENT TIME OF EACH FMP: il tempo della fase di "transfer"
    è : ', num2str(t_end_transfer - t_end_reach_to_grasp), ' secondi .'
    ])
598 disp(['MOVEMENT TIME OF EACH FMP: il tempo della fase di "return to
    initial position" è : ', num2str(t_return_to_position -
    t_end_transfer), ' secondi .'])
599
600
601 % Coordinate del punto iniziale

```

```

602 start_point = [hand_position(1,1),hand_position(1,2),hand_position
    (1,3)];
603
604 % Coordinate del punto di reach
605 reach_point = [hand_position(index_end_reach_to_grasp,1),
    hand_position(index_end_reach_to_grasp,2),hand_position(
    index_end_reach_to_grasp,3)];
606
607 % Calcolo la distanza tra i 2 punti utilizzando la norma euclidea
608 traj_ide_start_reach = norm(reach_point - start_point)*100; %
    centimetri
609
610 disp(['La lunghezza IDEALE della traiettoria di "reach to grasp" è: ',
    , num2str(traj_ide_start_reach), ' centimetri. ']);
611
612 % Coordinate del punto di transfer
613 transfer_point = [hand_position(index_end_transfer,1),hand_position(
    index_end_transfer,2),hand_position(index_end_transfer,3)];
614
615 % Calcolo la distanza tra i 2 punti utilizzando la norma euclidea
616 traj_id_reach_tran = norm(transfer_point - reach_point)*100;%
    centimetri
617
618 disp(['La lunghezza IDEALE della traiettoria di "transfer" è: : ',
    num2str(traj_id_reach_tran), ' centimetri. ']);
619
620 % Coordinate del punto di return
621 return_point = [hand_position(index_return_to_position,1),
    hand_position(index_return_to_position,2),hand_position(
    index_return_to_position,3)];
622
623 % Calcolo la distanza tra i 2 punti utilizzando la norma euclidea
624 traj_id_transfer_return = norm(return_point - transfer_point)*100; %
    centimetri
625
626 disp(['La lunghezza IDEALE della traiettoria di "return to initial
    position" è: : ', num2str(traj_id_transfer_return), ' centimetri.
    ']);
627

```

```

628
629 % Si esegue un plot per mostrare graficamente le differenze tra le
        traiettorie ideali e reali
630 figure(8);
631 plot3(hand_position(:,1),hand_position(:,2),hand_position(:,3), '
        LineStyle','-','Color','b')
632 hold on
633 plot3([start_point(1), reach_point(1)], [start_point(2), reach_point
        (2)], [start_point(3), reach_point(3)], 'o-', 'LineWidth', 2, '
        MarkerSize', 10, 'Color','r');
634 hold on
635 plot3([ reach_point(1), transfer_point(1)], [ reach_point(2),
        transfer_point(2)], [ reach_point(3), transfer_point(3)], 'o-', '
        LineWidth', 2, 'MarkerSize', 10, 'Color','g');
636 hold on
637 plot3([ transfer_point(1),return_point(1)], [transfer_point(2),
        return_point(2)], [transfer_point(3),return_point(3)], 'o-', '
        LineWidth', 2, 'MarkerSize', 10, 'Color','k');
638 hold off
639 title('Confronto traiettoria ideale e reale');
640 xlabel('X');
641 ylabel('Y');
642 zlabel('Z');
643 grid on;
644 legend('traiettoria REALE della mano', 'traiettoria IDEALE della fase
        di reach','traiettoria IDEALE della fase di transfer','
        traiettoria IDEALE della fase di return to nitial position')
645
646 % REACH
647 % Dati della traiettoria
648 x_reach = hand_position(index_start_reach_to_grasp :
        index_end_reach_to_grasp, 1);
649 y_reach = hand_position(index_start_reach_to_grasp :
        index_end_reach_to_grasp, 2);
650 z_reach = hand_position(index_start_reach_to_grasp :
        index_end_reach_to_grasp, 3);
651 time_reach = time(index_start_reach_to_grasp :
        index_end_reach_to_grasp);
652

```

```

653 % Derivate rispetto al tempo
654 dx_dt_reach = gradient(x_reach, time_reach);
655 dy_dt_reach = gradient(y_reach, time_reach);
656 dz_dt_reach = gradient(z_reach, time_reach);
657
658 % Costruisco l'integrando
659 integrand_reach = sqrt(dx_dt_reach.^2 + dy_dt_reach.^2 + dz_dt_reach
    .^2);
660
661 % Calcolo l'integrale definito
662 lunghezza_trajettoria_reach = trapz(time_reach, integrand_reach)*100;
    % centimetri
663
664 % Visualizza il risultato
665 disp(['La lunghezza REALE della traiettoria di "reach to grasp" è: '
    num2str(lunghezza_trajettoria_reach), ' centimetri. ']);
666
667 % TRANSFER
668 % Dati della traiettoria
669 x_transfer = hand_position(index_end_reach_to_grasp :
    index_end_transfer, 1);
670 y_transfer = hand_position(index_end_reach_to_grasp :
    index_end_transfer, 2);
671 z_transfer = hand_position(index_end_reach_to_grasp :
    index_end_transfer, 3);
672 time_transfer = time(index_end_reach_to_grasp : index_end_transfer);
673
674 % Derivate rispetto al tempo
675 dx_dt_transfer = gradient(x_transfer, time_transfer);
676 dy_dt_transfer = gradient(y_transfer, time_transfer);
677 dz_dt_transfer = gradient(z_transfer, time_transfer);
678
679 % Costruisco l'integrando
680 integrand_transfer = sqrt(dx_dt_transfer.^2 + dy_dt_transfer.^2 +
    dz_dt_transfer.^2);
681
682 % Calcolo l'integrale definito
683 lunghezza_trajettoria_transfer = trapz(time_transfer,
    integrand_transfer)*100; % centimetri

```

```

684
685 % Visualizzo il risultato
686 disp(['La lunghezza REALE della traiettoria di "transfer" è: '
        num2str(lunghezza_trajettoria_transfer), ' centimetri. ']);
687
688 % RETURN TO INITIAL POSITION
689 % Dati della traiettoria
690 x_return = hand_position(index_end_transfer :
        index_return_to_position, 1);
691 y_return = hand_position(index_end_transfer :
        index_return_to_position, 2);
692 z_return = hand_position(index_end_transfer :
        index_return_to_position, 3);
693 time_return = time(index_end_transfer : index_return_to_position);
694
695 % Derivate rispetto al tempo
696 dx_dt_return = gradient(x_return, time_return);
697 dy_dt_return = gradient(y_return, time_return);
698 dz_dt_return = gradient(z_return, time_return);
699
700 % Costruisci l'integrando
701 integrand_return = sqrt(dx_dt_return.^2 + dy_dt_return.^2 +
        dz_dt_return.^2);
702
703 % Calcola l'integrale definito
704 lunghezza_trajettoria_return = trapz(time_return, integrand_return)
        *100; % centimetri
705
706 % Visualizza il risultato
707 disp(['La lunghezza REALE della traiettoria di "return to initial
        position" è: ' num2str(lunghezza_trajettoria_return), '
        centimetri. ']);
708
709 disp(['PATH LENGTH RATIO FOR EACH FMP: Il rapporto tra la lunghezza
        REALE ed IDEALE del "reach" è :', num2str(
        lunghezza_trajettoria_reach/traj_ide_start_reach)])
710 disp(['PATH LENGTH RATIO FOR EACH FMP: Il rapporto tra la lunghezza
        REALE ed IDEALE del "transfer" è :', num2str(
        lunghezza_trajettoria_transfer/traj_id_reach_tran)])

```

```

711 disp(['PATH LENGTH RATIO FOR EACH FMP: Il rapporto tra la lunghezza
      REALE ed IDEALE del "return" è :', num2str(
      lunghezza_traiettoria_return/traj_id_transfer_return)])
712
713 % Total path length ratio: distanza ( del polso) tra traiettoria
      percorsa e
714 % traiettoria ideale
715 traj_real_tot = (lunghezza_traiettoria_reach +
      lunghezza_traiettoria_transfer + lunghezza_traiettoria_return); %
      centimetri
716
717 disp(['La lunghezza REALE totale della traiettoria percorsa è di :'
      num2str(traj_real_tot), ' centimetri'])
718
719 traj_id_tot = (traj_ide_start_reach + traj_id_reach_tran +
      traj_id_transfer_return); % centimetri
720 disp(['La lunghezza IDEALE totale della traiettoria percorsa è di :'
      num2str(traj_id_tot), ' centimetri'])
721
722 disp([' TOTAL PATH LENGHT RATIO : il rapporto tra la traiettoria
      realmente percorsa dal polso del soggetto e quella della ideale è :
      ', num2str(traj_real_tot/traj_id_tot) , ' . '])
723
724
725 %% EFFICACY AND ACCURACY
726 disp('EFFICACY & ACCURACY')
727 disp('ARAT SCORE : ')
728
729 %% SMOOTHNESS
730 disp(' SMOOTHNESS ')
731
732
733 %CALCOLO DELLA MATRICE DELLE VELOCITA' DEL POLSO DX (XYZ)
734 matrix_w = zeros(size(xsens1_struct,1),3);
735 for i = 1:size(matrix_w,1)
736     matrix_w(i,1) = xsens1_struct{i, 1}.Skeleton(10).Velocity.X;
737     matrix_w(i,2) = xsens1_struct{i, 1}.Skeleton(10).Velocity.Y;
738     matrix_w(i,3) = xsens1_struct{i, 1}.Skeleton(10).Velocity.Z;
739 end

```

```

740
741 %CALCOLO DELLA NORMA DELLE VELOCITA' DEL POLSO DX
742 norm_matrix_w = [];
743 for i = 1 : size(matrix_w,1)
744     norm_matrix_w(i) = norm(matrix_w(i,:));
745 end
746
747
748 % Total number of velocity peaks:
749 disp(['TOTAL NUMBER OF VELOCITY PEACKS:  Il numero dei picchi di
       velocità è pari a : ', num2str(length(pks_h)) ])
750
751 % Peak velocity of specific movement phases
752 % NORMA DELLE VELOCITA' DEL POLSO
753 [pks_w,t_peaks_w] = findpeaks(norm_matrix_w,time, 'MinPeakProminence'
       ,0.1); %additionally returns the indices at which the peaks occur.
       locs mi da il valore del tempo in cui abbiamo i peaks
754
755 pks_reach = size(pks_w(1,index_start_reach_to_grasp :
       index_end_reach_to_grasp));
756 pks_transfer = size(pks_w(1,index_end_reach_to_grasp :
       index_end_transfer));
757 pks_return = size(pks_w(1,index_end_transfer :
       index_return_to_position));
758
759
760 disp (['NUMBER OF VELOCITY PEACKS FOR EACH FMP : il numero di picchi
       nella fase di "reach to grasp" è di :', num2str(size(pks_reach,1)
       ), ' . ' ])
761 disp (['NUMBER OF VELOCITY PEACKS FOR EACH FMP : il numero di picchi
       nella fase di "transfer" è di :', num2str(size(pks_transfer,1)),
       ' . ' ])
762 disp (['NUMBER OF VELOCITY PEACKS FOR EACH FMP : il numero di picchi
       nella fase di "return to initial position" è di :', num2str(size(
       pks_return,1)), ' . ' ])
763
764
765
766 %% VELOCITY

```

```

767 disp('VELOCITY')
768
769
770 % Mean movement speed
771 disp(['TOTAL MEAN MOVEMENT SPEED: La velocità media di movimento del
       polso è pari a : ', num2str(mean(norm_matrix_w)), ' m\s. '])
772
773 mean_speed_reach = mean(norm_matrix_w(index_start_reach_to_grasp:
       index_end_reach_to_grasp));
774 mean_speed_transfer = mean(norm_matrix_w(index_end_reach_to_grasp:
       index_end_transfer));
775 mean_speed_return = mean(norm_matrix_w(index_end_transfer:
       index_return_to_position));
776
777 disp(['MEAN MOVEMENT SPEED FOR EACH FMP: La velocità media del
       movimento di "reach to grasp" è di :', num2str(mean_speed_reach),
       ' m\s . '])
778 disp(['MEAN MOVEMENT SPEED FOR EACH FMP: La velocità media del
       movimento di "transfer" è di :', num2str(mean_speed_transfer), ' m
       \s . '])
779 disp(['MEAN MOVEMENT SPEED FOR EACH FMP: La velocità media del
       movimento di "return to initial position" è di :', num2str(
       mean_speed_return), ' m\s . '])
780
781
782 figure(9)
783 plot(time, norm_matrix_w)
784 findpeaks(norm_matrix_w,time, 'MinPeakProminence',0.1); %additionally
       returns the indices at which the peaks occur. locs mi da il
       valore del tempo in cui abbiamo i peaks
785 title('Norma delle velocità del polso rispetto al tempo')
786 xlabel('Tempo [s]')
787 ylabel('Norma delle velocità del polso')
788
789 % velocità di picco
790 disp(['TIME TO PEAKS VELOCITY: Il picco della velocità del "reach to
       grasp" è pari a :', num2str(pks_w(1,1)), ' m/s' , ' ed è pari al
       tempo : ',num2str(t_peaks_w(1,1)-t_start_reach_to_grasp), ' secondi
       . '])

```

```

791 disp(['TIME TO PEAKS VELOCITY: Il picco della velocità del "transfer
      " è pari a :', num2str(pks_w(1,2)), ' m/s', ' ed è pari al tempo :
      ', num2str(t_peaks_w(1,2)-t_start_reach_to_grasp), ' secondi. '])
792 disp(['TIME TO PEAKS VELOCITY: Il picco della velocità del "return
      to initial position" è pari a :', num2str(pks_w(1,3)), ' m/s', ' ed
      è pari al tempo : ', num2str(t_peaks_w(1,3)-t_start_reach_to_grasp)
      , ' secondi. '])
793
794
795 %% jerk of specific movement ( lungo l'asse sagittale)
796 % jerk del reach
797 acc_polso = zeros(size(xsens1_struct,1),3);
798 for i = 1:size(acc_polso,1)
799     acc_polso(i,1) = xsens1_struct{i, 1}.Skeleton(10).Acceleration.X;
      % 11
800 %     dovrebbe corrispondere alla mano dx
801     acc_polso(i,2) = xsens1_struct{i, 1}.Skeleton(10).Acceleration.Y;
802     acc_polso(i,3) = xsens1_struct{i, 1}.Skeleton(10).Acceleration.Z;
803 end
804
805 reach_v = diff(acc_polso(index_start_reach_to_grasp :
      index_end_reach_to_grasp, 1)) ./ diff(time(
      index_start_reach_to_grasp : index_end_reach_to_grasp));
806 reach_jerk = diff(reach_v) ./ diff(time(1, index_start_reach_to_grasp
      : index_end_reach_to_grasp));
807
808 % jerk del transfer
809 transfer_v = diff(acc_polso(index_end_reach_to_grasp :
      index_end_transfer, 1)) ./ diff(time(index_end_reach_to_grasp :
      index_end_transfer));
810 transfer_jerk = diff(transfer_v) ./ diff(time(1,
      index_end_reach_to_grasp : index_end_transfer));
811
812 % jerk return to initial position
813 return_v = diff(acc_polso(index_end_transfer :
      index_return_to_position, 1)) ./ diff(time(index_end_transfer :
      index_return_to_position));
814 return_jerk = diff(return_v) ./ diff(time(1, index_end_transfer :
      index_return_to_position));

```

```

815
816 % Total jerk
817 total_v = diff(acc_polso(:, 1)) ./ diff(time);
818 total_jerk = diff(total_v) ./ diff(time(1, 1:end));
819
820
821 figure(10);
822 plot(time(index_start_reach_to_grasp:index_end_reach_to_grasp-2),
      reach_jerk, 'Color', 'r')
823 hold on
824 plot(time(index_end_reach_to_grasp:index_end_transfer-2),
      transfer_jerk, 'Color', 'g')
825 hold on
826 plot(time(index_end_transfer:index_return_to_position-2), return_jerk
      , 'Color', 'k')
827 hold off
828 title('Jerk lungo asse x nel tempo');
829 xlabel('Tempo [s]');
830 ylabel(' jerk ');
831 legend('jerk del reach', 'jerk del transfer', ' jerk del return')
832
833
834 %% TRAJECTORY SIMILARITIES PARAMETERS:
835 disp('TRAJECTORY SIMILARITIES PARAMETERS')
836
837
838 %% MANO SX
839
840 rosbag info Session_1-8.bag % cubo da 10 cm
841 bag1 = rosbag('Session_1-8.bag')
842
843 % rosbag info Session_1-9.bag % cubo da 2.5 cm
844 % bag1 = rosbag('Session_1-9.bag')
845
846 % rosbag info Session_1-10.bag % cubo da 5 cm
847 % bag1 = rosbag('Session_1-10.bag')
848
849 % rosbag info Session_1-11.bag % cubo da 7.5 cm
850 % bag1 = rosbag('Session_1-11.bag')

```

```

851
852 % rosbag info Session_1-12.bag % sfera da 7 cm
853 % bag1 = rosbag('Session_1-12.bag')
854
855 % rosbag info Session_1-13.bag % pietra da 2.5 cm
856 % bag1 = rosbag('Session_1-13.bag')
857
858 %% TRIAL GRIP
859
860 % rosbag info Session_1-19.bag % tubo gr
861 % bag1 = rosbag('Session_1-19.bag')
862
863 % rosbag info Session_1-20.bag % tubo picc
864 % bag1 = rosbag('Session_1-20.bag')
865
866 % rosbag info Session_1-21.bag % rondella
867 % bag1 = rosbag('Session_1-21.bag')
868
869
870 %% TRIAL PINCH
871 %
872 % rosbag info Session_1-28.bag % biglia grande presa con anulare
873 % bag1 = rosbag('Session_1-28.bag')
874
875 % rosbag info Session_1-29.bag % biglia piccola presa con indice
876 % bag1 = rosbag('Session_1-29.bag')
877
878 % rosbag info Session_1-30.bag % biglia grande presa con medio
879 % bag1 = rosbag('Session_1-30.bag')%
880
881 % rosbag info Session_1-31.bag % biglia grande presa con indice
882 % bag1 = rosbag('Session_1-31.bag')%
883
884 % rosbag info Session_1-32.bag % biglia piccola presa con anulare
885 % bag1 = rosbag('Session_1-32.bag')
886
887 % rosbag info Session_1-33.bag % biglia piccola presa con medio
888 % bag1 = rosbag('Session_1-33.bag')
889

```

```

890 %% CREAZIONE DELLE STRUTTURE
891 xsens2_0 = select(bag1,'Topic','/xsens/skeletons_markers')
892 xsens2_0_struct = readMessages(xsens2_0,'DataFormat','struct');
893
894
895 xsens2_1 = select(bag1,'Topic','/xsens/skeletons_linKin')
896 xsens2_1_struct = readMessages(xsens2_1,'DataFormat','struct');
897
898 xsens2_2 = select(bag1,"Topic",'/xsens/skeletons_com')
899 xsens2_2_struct = readMessages(xsens2_2,'DataFormat','struct');
900
901 position_polso_raw = zeros(size(xsens1_struct,1),3);
902 for i = 1:size(position_polso_raw,1)
903     position_polso_raw(i,1) = xsens1_struct{i, 1}.
904         Skeleton(10).Position.X;
905     position_polso_raw(i,2) = xsens1_struct{i, 1}.Skeleton(10).
906         Position.Y;
907     position_polso_raw(i,3) = xsens1_struct{i, 1}.Skeleton(10).
908         Position.Z;
909 end
910 %rotazione della matrice
911 % Dati di input
912 x = position_polso_raw(:,1);
913 y = position_polso_raw(:,2);
914 % Applicazione della funzione per ottenere le coordinate ruotate
915 [x_rotated, y_rotated] = rotate_data(x, y, theta);
916 position_polso = [x_rotated, y_rotated, position_polso_raw(:,3)];
917
918
919 position_hand_2_raw = zeros(size(xsens2_1_struct,1),3);
920 for i = 1:size(position_hand_2_raw,1)
921     position_hand_2_raw(i,1) = xsens2_1_struct{i, 1}.Skeleton(14).
922         Position.X; % 11
923     % dovrebbe corrispondere al polso sx
924     position_hand_2_raw(i,2) = xsens2_1_struct{i, 1}.Skeleton(14).
925         Position.Y;
926     position_hand_2_raw(i,3) = xsens2_1_struct{i, 1}.Skeleton(14).
927         Position.Z;
928 end

```

```

923
924 %rotazione della matrice
925 % Dati di input
926 x = position_hand_2_raw(:,1);
927 y = position_hand_2_raw(:,2);
928 % Applicazione della funzione per ottenere le coordinate ruotate
929 [x_rotated, y_rotated] = rotate_data(x, y, theta);
930 position_hand_2 = [x_rotated, y_rotated, position_hand_2_raw(:,3)];
931
932 figure(11)
933 plot3(hand_position(:,1)-hand_position(1,1),hand_position(:,2)-
    hand_position(1,2),hand_position(:,3)-hand_position(1,3), '
    LineStyle','-','Color','b')
934 hold on
935 plot3(position_hand_2(:,1)-position_hand_2(1,1),position_hand_2(:,2)-
    position_hand_2(1,2),position_hand_2(:,3)-position_hand_2(1,3), '
    LineStyle','-','Color','r')
936 hold off
937 title('SIMILARITY OF HAND TRAJECTORIES - Confornto delle traiettorie
    della mano dx e sx ')
938 xlabel('asse x')
939 ylabel('asse y ')
940 zlabel('asse z')
941 legend('traiettoria mano destra', 'traiettoria mano sinistra')
942
943 %% COMPENSATION
944 disp('COMPENSATION')
945 % Trunk stability : Ratio between trunk displacement and hand
    displacement in the sagittal plane
946 position_tronco_raw = zeros(size(xsens1_struct,1),3);
947 for i = 1:size(position_tronco_raw,1)
948     position_tronco_raw(i,1) = xsens1_struct{i, 1}.Skeleton(4).
        Position.X; % 4
949 %     dovrebbe corrispondere al sensore T8
950     position_tronco_raw(i,2) = xsens1_struct{i, 1}.Skeleton(4).
        Position.Y;
951     position_tronco_raw(i,3) = xsens1_struct{i, 1}.Skeleton(4).
        Position.Z;
952 end

```

```

953
954 %rotazione della matrice
955 % Dati di input
956 x = position_tronco_raw(:,1);
957 y = position_tronco_raw(:,2);
958 % Applicazione della funzione per ottenere le coordinate ruotate
959 [x_rotated, y_rotated] = rotate_data(x, y, theta);
960 position_tronco = [x_rotated, y_rotated, position_tronco_raw(:,3)];
961
962
963 figure(12)
964 plot(time, (hand_position(:,2)-hand_position(1,2)),"LineStyle","-","
    Color','r')
965 hold on
966 plot(time, (position_tronco(:,2) - position_tronco(1,2)),"LineStyle
    ","--","Color','b')
967 xline(t_end_transfer,'Color','k')
968 title('differenza di traiettoria della mano ( rosso) rispetto al
    tronco (blu)')
969 xlabel('Tempo [s]')
970 ylabel('spostamento dsu piano sagittale [m]')
971 legend('spostamento della mano sul piano sagittale','spostamento del
    tronco sul piano sagittale','end transfer')
972
973 hand_disp = hand_position(index_end_transfer,2)-hand_position(1,2);
974 trunk_disp = abs(position_tronco(index_end_transfer,2)-
    position_tronco(1,2));
975 disp(['lo spostamento massimo della mano sul piano sagittale è :' ,
    num2str(hand_disp*100),' centimetri .'])
976 disp(['lo spostamento massimo del tronco sul piano sagittale è :' ,
    num2str(trunk_disp*100),' centimetri .'])
977 disp(['TRUNK STABILITY: la differenza tra lo spostamento della mano e
    del tronco è :' , num2str((hand_disp - trunk_disp)*100), '
    centimetri .'])
978
979 %% Shoulder rotation
980 %% angoli di rotazione della spalla
981 shoulder_angles_raw = zeros(size(xsens3_struct,1),3);
982 for i = 1:size(shoulder_angles_raw,1)

```

```

983     shoulder_angles_raw(i,1) = xsens3_struct{i, 1}.Skeleton(8).Pose.
        Position.X ;
984     shoulder_angles_raw(i,2) = xsens3_struct{i, 1}.Skeleton(8).Pose.
        Position.Y;
985     shoulder_angles_raw(i,3) = xsens3_struct{i, 1}.Skeleton(8).Pose.
        Position.Z;
986 end
987 %rotazione della matrice
988 % Dati di input
989 x = shoulder_angles_raw(:,1);
990 y = shoulder_angles_raw(:,2);
991 % Applicazione della funzione per ottenere le coordinate ruotate
992 [x_rotated, y_rotated] = rotate_data(x, y, theta);
993 shoulder_angles = [x_rotated, y_rotated, shoulder_angles_raw(:,3)];
994
995
996
997 figure(13)
998 plot(time,shoulder_angles(:,3),"Color",'b')
999 hold on
1000 plot(time,shoulder_angles(:,2),"Color",'g')
1001 hold on
1002 plot(time,shoulder_angles(:,1),"Color",'r')
1003 hold off
1004 title('-SHOULDER ROTATION- Angoli di rotazione della spalla in X Y e
        Z ')
1005 xlabel('tempo')
1006 ylabel('angoli di rotazione della spalla destra')
1007 xline(t_start_reach_to_grasp,'LineStyle','--')
1008 xline(t_end_reach_to_grasp,'LineStyle','-')
1009 xline(t_end_transfer,'LineStyle','--')
1010 xline(t_return_to_position,'LineStyle','-')
1011 legend('Angolo di rotazione lungo z','Angolo di rotazione lungo y','
        Angolo di rotazione lungo x', 'tempo di inizio del reach to grasp'
        , ...
1012     'tempo di fine del reach to grasp','tempo della fine del transfer
        ','tempo della fine del ritorno alla posizione iniziale')
1013

```

```

1014 %% Shoulder - elbow coordination : ANGOLI DI FLESSIONE ED ESTENSIONE
      DEL GOMITO
1015 % elbow rotation
1016
1017 % angoli di rotazione del gomito
1018 elbow_angles_raw = zeros(size(xsens3_struct,1),3);
1019 for i = 1:size(elbow_angles_raw,1)
1020     elbow_angles_raw(i,1) = xsens3_struct{i, 1}.Skeleton(9).Pose.
      Position.X ; % 11
1021 %     dovrebbe corrispondere al gomito dx
1022     elbow_angles_raw(i,2) = xsens3_struct{i, 1}.Skeleton(9).Pose.
      Position.Y;
1023     elbow_angles_raw(i,3) = xsens3_struct{i, 1}.Skeleton(9).Pose.
      Position.Z;
1024 end
1025 %rotazione della matrice
1026 % Dati di input
1027 x = elbow_angles_raw(:,1);
1028 y = elbow_angles_raw(:,2);
1029 % Applicazione della funzione per ottenere le coordinate ruotate
1030 [x_rotated, y_rotated] = rotate_data(x, y, theta);
1031 elbow_angles = [x_rotated, y_rotated, elbow_angles_raw(:,3)];
1032
1033 figure(14)
1034 plot(time,elbow_angles(:,3),"Color",'b')
1035 hold on
1036 plot(time,elbow_angles(:,2),"Color",'g')
1037 hold on
1038 plot(time,elbow_angles(:,1),"Color",'r')
1039 hold off
1040 title('-ELBOW ROTATION- Angoli di rotazione del gomito in X Y e Z ')
1041 xlabel('Tempo [s]')
1042 ylabel('angoli di rotazione del gomito destra')
1043 xline(t_start_reach_to_grasp,'LineStyle','--')
1044 xline(t_end_reach_to_grasp,'LineStyle','-')
1045 xline(t_end_transfer,'LineStyle','--')
1046 xline(t_return_to_position,'LineStyle','-')
1047 legend('Angolo di rotazione lungo z','Angolo di rotazione lungo y','
      Angolo di rotazione lungo x', ...

```

1048

```
'tempo di inizio del reach to grasp', 'tempo di fine del reach to  
grasp', 'tempo della fine del transfer', 'tempo della fine del  
ritorno alla posizione iniziale')
```



**FOGLIO INFORMATIVO E MODULO DI CONSENSO INFORMATO PER LA
PARTECIPAZIONE DEI PAZIENTI AD UNA SPERIMENTAZIONE CLINICA**

<p>Titolo ufficiale della sperimentazione (in lingua italiana)</p> <p><i>Traiettorie di recupero del movimento dell'arto superiore e tramite l'identificazione delle primitive motorie con sistemi di motion capture inerziali</i></p>
<p>Titolo ufficiale della sperimentazione in termini più comprensibili per il paziente (utilizzare termini comuni e non tecnici: ad esempio esplicitare che la molecola in sperimentazione è un nuovo farmaco per abbassare la pressione, prevenire l'infarto, ecc.)</p> <p><i>Monitoraggio nel tempo del recupero del movimento nei pazienti con ictus</i></p>
<p>Struttura-contesto in cui si svolgerà la sperimentazione</p> <p>IAS-Lab – Intelligent Autonomous Systems Laboratory</p>
<p>Centro coordinatore (se diverso dalla struttura in cui si svolgerà la sperimentazione) e coordinatore della sperimentazione</p> <p>Centro coordinatore _____</p> <p>Coordinatore della sperimentazione PROF. ALESSANDRA DEL FELICE</p>
<p>Registro nel quale si è registrato o si registrerà la sperimentazione (se applicabile) ed eventuale codice identificativo se disponibile</p> <p>Codice identificativo _____</p> <p>Registro: ClinicalTrials.gov</p>
<p>Sperimentatore principale (indicare il Responsabile locale della sperimentazione)</p> <p>Nominativo: Prof.ssa Alessandra Del Felice</p> <p>Affiliazione Dipartimento di Neuroscienze, Università degli studi di Padova</p>
<p>Sponsor/Ente finanziatore: non applicabile</p>
<p>Comitato etico</p>



B. SEZIONE ESPRESSIONE DEL CONSENSO

(Note: 1 copia per il partecipante, 1 copia per il/la responsabile della sperimentazione)

Titolo della sperimentazione: Traiettorie di recupero del movimento dell'arto superiore e tramite l'identificazione delle primitive motorie con sistemi di motion capture inerziali

Codice Protocollo: **AOP3242**

Promotore della sperimentazione/sponsor/ente finanziatore U.O.C Clinica Neurologica, Azienda Ospedaliera di Padova

Sperimentatore Principale (nome, Affiliazione, riferimenti): Prof.ssa Alessandra Del Felice ,
Dipartimento di Neuroscienze, Via Giustiniani 3, 35128, Padova,
e-mail: alessandra.delfelice@unipd.it

Io sottoscritto/a _____

nato/a _____ il
___/___/_____

DICHIARO

- di aver ricevuto dallo Sperimentatore _____ esaurienti spiegazioni in merito alla richiesta di partecipazione alla ricerca in oggetto, secondo quanto riportato nella sezione informativa, facente parte di questo consenso, della quale mi è stata consegnata una copia in data _____ alle ore _____ (*indicare data e ora della consegna*);
- che mi sono stati chiaramente spiegati ed ho compreso la natura, le finalità, le procedure, i benefici attesi, i rischi e gli inconvenienti possibili e le modalità di trattamento alternativo rispetto alla sperimentazione clinica proposta;
- di aver avuto l'opportunità di porre qualsivoglia domanda allo sperimentatore dello studio e di aver avuto risposte soddisfacenti;
- di aver avuto il tempo sufficiente per riflettere sulle informazioni ricevute
- di avere avuto il tempo sufficiente per discuterne con terzi;
- di essere stato informato che il protocollo della sperimentazione e tutti i moduli utilizzati hanno avuto il parere favorevole del Comitato Etico competente;
- di essere consapevole che la ricerca potrà essere interrotta in ogni momento, per decisione del responsabile della ricerca;

**Informativa e manifestazione del consenso al trattamento dei dati personali nell'ambito della *Studio Clinico (AOP3242)* ai sensi del Regolamento (UE) 2016/679
*Art 13 e 14 del Regolamento (UE) 2016/679, Regolamento generale sulla protezione dei dati -GDPR***

Gentile Signore/Signora,

Le è stato proposto di partecipare allo *Studio clinico interventistico longitudinale non randomizzato, non farmacologico e senza dispositivi medici*

Titolo completo dello Studio	Traiettorie di recupero del movimento dell'arto superiore e tramite l'identificazione delle primitive motorie con sistemi di motion capture inerziali
Codice protocollo	
Centro di sperimentazione	IAS-Lab – Intelligent Autonomous Systems Laboratory
Sperimentatore principale	Prof.ssa Alessandra Del Felice
Contatti dello Sperimentatore principale	e-mail: alessandra.delfelice@unipd.it tel: +39 0498212534

Lo *Studio Clinico “Traiettorie di recupero del movimento dell'arto superiore e tramite l'identificazione delle primitive motorie con sistemi di motion capture inerziali”* ha come finalità quella di monitorare e quantificare il recupero motorio spontaneo della mobilità degli arti superiori (braccia, mani). Nello specifico, lo studio prevede la quantificazione del movimento tramite l'applicazione di sensori inerziali su braccia, per quantificare l'esecuzione di test motori che comprendono l'utilizzo delle braccia e il cammino. Lo scopo ultimo dello studio è quello di acquisire nuove conoscenze sul recupero motorio dopo un episodio di ictus per la pianificazione di interventi riabilitativi che possano migliorare e/o accelerare il processo di recupero.

La partecipazione allo *Studio Clinico “Traiettorie di recupero del movimento dell'arto superiore e tramite l'identificazione delle primitive motorie con sistemi di motion capture inerziali* comporterà un trattamento dei suoi dati personali.

Con questo documento, ai sensi dell'art. 13 e 14 del Regolamento UE 2016/679 (di seguito per brevità “GDPR”), Le forniamo le informazioni necessarie per comprendere come avverrà il trattamento dei suoi dati personali, al fine di consentirle di decidere liberamente e consapevolmente se acconsentire o meno a tale trattamento in relazione allo Studio i cui dati vengono sotto indicati.

1. Titolari del trattamento

Il Titolare del trattamento dei Suoi dati personali, nell'ambito dello Studio è:

- l'**Azienda Ospedale-Università Padova**, con sede legale in via Giustiniani n. 1, 35128 Padova (ITALIA), C.F. e P.IVA 00349040287, tramite il Centro di sperimentazione U.O.C. Clinica Neurologica che tratterà i suoi dati identificativi e di salute;

che tratterà in qualità di **autonomo titolare**, in accordo alle responsabilità previste dalle norme della buona pratica clinica (D.lgs. 211/2003) e alla normativa in materia di protezione dei dati personali (GDPR 679/2016 e D.Lgs. 196/2003 come modificato dal D.Lgs. 101/2018) e alle Linee guida per i trattamenti di dati

personali nell'ambito delle sperimentazioni cliniche di medicinali - 24 luglio 2008), i Suoi dati personali, come specificato al punto 3.

2. Responsabile della protezione dei dati.

I dati di contatto del Responsabile della Protezione dei Dati, ai sensi dell'art. 37 del GDPR sono:
- per l'Azienda Ospedale- Università Padova è rp.d.aopd@aopd.veneto.it;

3. Categorie di dati oggetto del trattamento, finalità del trattamento, base giuridica del trattamento.

I dati trattati nell'ambito della Studio Clinico "*Traiettorie di recupero del movimento dell'arto superiore e inferiore nei pazienti con ictus in fase post-acuta*" sono quelli personali (anagrafici e di contatto) e quelli riguardanti dati particolari quali quelli sulla salute.

I dati personali che fornirà per le finalità che Le sono state sopra descritte verranno trattati sulla base del Suo espresso consenso, che costituisce, quindi, la base giuridica per rendere lecito il trattamento, ai sensi dell'art. 6, par. 1 lett. a) e dell'art. 9, par. 2 lett. a) del GDPR. Il trattamento dei dati personali relativi a *dati clinici riguardanti la funzione motoria dopo l'ictus, la quantificazione di questa disfunzione, e dati riguardanti farmaci ed accertamenti svolti di routine in seguito l'ictus* è indispensabile allo svolgimento della *Studio Clinico "Traiettorie di recupero del movimento dell'arto superiore e inferiore nei pazienti con ictus in fase post-acuta"*: il rifiuto di conferirli non Le consentirà di parteciparvi, fermo restando che la partecipazione è assolutamente libera e volontaria e l'eventuale mancato consenso al trattamento dei dati non avrà alcun riflesso sulla Sua possibilità di accedere alle cure mediche presenti e future.

In qualsiasi momento potrà decidere di revocare il consenso ed in tal caso lo Sperimentatore interromperà il Trattamento e ne darà comunicazione al Promotore. La revoca del consenso non pregiudica la liceità del Trattamento dei Dati effettuato prima della revoca stessa.

4. Modalità di trattamento dei dati ed eventuali destinatari o categorie di destinatari dei dati personali.

In relazione alle suddette finalità i dati indicati saranno trattati (consultati, comunicati, raccolti, gestiti, distrutti, conservati ecc) con modalità cartacea o elettronica, in modo da garantire la sicurezza e la riservatezza dei dati stessi.

I suoi dati raccolti nel corso dello *Studio Clinico "Traiettorie di recupero del movimento dell'arto superiore e inferiore nei pazienti con ictus in fase post-acuta"* saranno trattati (consultati, raccolti, gestiti e conservati, ecc.) dai titolari e dal relativo personale autorizzato e istruito, soggetti designati dal Promotore quali Responsabili del trattamento ai sensi dell'art. 28 del GDPR, nell'ambito dello studio.

La Sua partecipazione alla *Sperimentazione/allo Studio Clinico "Traiettorie di recupero del movimento dell'arto superiore e inferiore nei pazienti con ictus in fase post-acuta"* implica che, in conformità alla normativa vigente, oltre al Responsabile scientifico e allo staff del Centro di sperimentazione U.O.C. Clinica Neurologica, il Comitato etico e le autorità sanitarie italiane e straniere, potranno, nei casi previsti dalla Legge, conoscere i dati identificabili che La riguardano, contenuti anche nella Sua documentazione clinica originale, con modalità tali da garantire la riservatezza della Sua identità, fermo restando che la raccolta, come ogni altro trattamento, avverrà in forma pseudonimizzata come sopra riportato.

Il personale medico e autorizzato del Centro di sperimentazione, infatti, provvederà, a sostituire il nominativo con un codice secondo un processo chiamato “pseudonimizzazione”. Soltanto il personale autorizzato del

Centro di riferimento possiede la chiave di decrittazione che, se necessario, può essere utilizzata per ricollegare i dati pseudonimizzati al Suo nominativo, come in caso di visita di controllo, ispezione o audit da parte delle Autorità di controllo (AIFA e Comitati Etici).

Alla conclusione della *Studio Clinico “Traiettorie di recupero del movimento dell’arto superiore e tramite l’identificazione delle primitive motorie con sistemi di motion capture inerziali* i dati saranno diffusi solo in forma rigorosamente anonima, ad esempio attraverso pubblicazioni scientifiche, statistiche e convegni scientifici senza che si possa ricondurre il dato alla Sua persona.

5. Periodo di conservazione dei dati.

I Suoi dati personali oggetto del trattamento saranno conservati dall’Azienda Ospedale-Università Padova per un periodo di 5 anni, in conformità a quanto previsto dal protocollo della *Studio Clinico “Traiettorie di recupero del movimento dell’arto superiore e tramite l’identificazione delle primitive motorie con sistemi di motion capture inerziali”* e comunque per il periodo necessario a soddisfare lo scopo per il quale sono stati raccolti. Al termine di tale periodo, i dati personali saranno eliminati o conservati in forma anonimizzata, nel rispetto del principio di limitazione della conservazione di cui all’art. 5, par. 1, lett. e) del GDPR.

In ogni caso, presso i soggetti esterni che eventualmente collaborano con il Promotore per la gestione, l’elaborazione e/o l’analisi statistica, i dati vengono conservati per il solo periodo di tempo non superiore a quello necessario a concludere le attività affidate e successivamente distrutti.

I suoi dati di contatto potranno essere utilizzati, nel corso del periodo di conservazione suindicato, qualora Lei abbia rilasciato lo specifico consenso, per informarla su eventuali ulteriori attività di studio e ricerca.

6. Esercizio dei Suoi diritti.

Potrà esercitare i diritti cui indicati dagli artt. 15-22 del Regolamento EU 2016/679:

- di accedere ai Suoi dati personali;
- integrarli,
- aggiornarli,
- rettificarli,
- cancellarli ai sensi dell’art. 17 del GDPR dove non sussista una delle deroghe di cui al paragrafo 3;
- diritto di ottenere la limitazione del trattamento (art. 18 del GDPR);
- il diritto di opporsi al trattamento;
- revocare il consenso in qualsiasi momento qualora il trattamento sia basato sul suo consenso esplicito.

Lei potrà esercitare i diritti sopra elencati rivolgendosi anche senza formalità (mail, lettera ecc.) direttamente al Centro di sperimentazione, nella persona delegata al trattamento dei dati Prof.ssa Alessandra Del Felice, e-mail: alessandra.delfelice@unipd.it, tel: +39 0498212534.

Tali diritti potranno essere esercitati contattando il Titolare del trattamento Responsabile per la Protezione dei dati Personali (RPD) al seguente indirizzo e-mail: rpd.aopd@aopd.veneto.it.

Ringraziamenti

Al termine di questo elaborato ritengo necessario effettuare i dovuti ringraziamenti, poiché se sono arrivato fino a questo punto non è stato solo grazie alle mie gambe ma anche grazie a tutte le persone che mi hanno sostenuto lungo il mio percorso.

Innanzitutto, ci tenevo a ringraziare la Dott.ssa Del Felice per l'incredibile opportunità datami nel lavorare a questo progetto, è stato un percorso duro, ma che mi ha arricchito tanto. Successivamente volevo ringraziare Margherita e Matteo che mi hanno assistito in ogni fase di questo progetto e mi hanno fornito il supporto necessario per scrivere un elaborato di cui essere soddisfatto.

Ringrazio mia madre e mio padre, pilastri nella mia vita. Grazie per avermi sostenuto nelle mie scelte, per avermi guidato e soprattutto per avermi spronato nei momenti di difficoltà. Ringrazio poi mio fratello Andrea perché è stato spesso consigliere ed aiutante nei miei studi, ma soprattutto è stato un esempio per me da seguire nella dedizione. Un enorme grazie va a mia sorella Jessica, che è stata per me una figura importantissima nella formazione personale e che è riuscita ad insegnarmi della vita più di quanto avrei potuto immaginare. Un ringraziamento va ai nonni, che hanno sempre mostrato interesse nei miei studi, ai miei cugini ed ai miei zii. Un particolare ringraziamento voglio dedicarlo a chi purtroppo non è più fra noi, perché mi sarebbe piaciuto condividere anche con voi questo traguardo e sarebbe stato davvero bello avervi al mio fianco.

Un caldo grazie va dato anche ai miei amici, ai “Butei di corte Pancaldo ” che si sostengono da anni e nonostante le difficoltà riescono sempre a trovare un modo per vedersi e passare dei momenti stupendi di divertimento e di spensieratezza. A tutti voi davvero devo molto, ognuno a modo suo è riuscito a darmi qualcosa in più e a rendermi una persona più ricca.

Ovviamente non posso non dedicare un ringraziamento anche a “Er gruppo de e meraviglie” perché anche se questo è stato un percorso che abbiamo affrontato separatamente, vi ho sentiti vicini fino alla fine (in particolare il Mala). Tutti voi siete stati degli amici fidati fin dai primi anni, fin dai primi giovedì a casa di Poffe. Vi ringrazio di cuore per essere miei amici e per

continuare a farlo dopo tutto questo tempo, anche se negli ultimi anni ci siamo un po' separati non smetteremo mai di volerci bene.

Ringrazio il Gugu poi per essere stato un coinquilino incredibile nel senso letterale della parola, perché si sa che "i butei del piano di sopra" avevano una marcia in più.

Infine, voglio ringraziare Emily, in questi 2 anni mi hai insegnato davvero tantissimo su me stesso, su come prendere sicurezza e su quello che posso fare. Sei una persona meravigliosa che ha trovato il modo migliore per prendermi. Grazie per avermi sopportato e supportato lungo questo percorso. Hai visto i momenti migliori e peggiori di me, ma nonostante tutto mi hai insegnato a crederci fino in fondo, grazie davvero.