



UNIVERSITA' DEGLI STUDI DI PADOVA
Dipartimento di Ingegneria dell'Informazione
Dipartimento di Neuroscienze

Corso di Laurea in Ingegneria Biomedica

Relazione per la prova finale

«Validazione di un algoritmo per la segmentazione automatica delle primitive motorie funzionali dell'arto superiore nell'Action Research Arm Test in soggetti giovani, anziani e pazienti post-ictus.»

Relatrice:

Prof.ssa Del Felice Alessandra

Correlatore:

Prof. Sparacino Giovanni

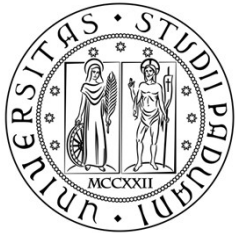
Dott.ssa Bertuccelli Margherita

Laureando:

Levorato Luca

Matricola: 2043729

ANNO ACCADEMICO 2025/2026



Contesto Clinico: Ictus e Invecchiamento

Deficit motori dell'arto superiore

- Altamente invalidanti, limitano l'indipendenza nelle attività della vita quotidiana

Limiti delle scale cliniche tradizionali

- Misure di tipo prevalentemente ordinale o semi-quantitativo
- Effetto soffitto e variabilità inter-osservatore
- Recupero vs. compensazione





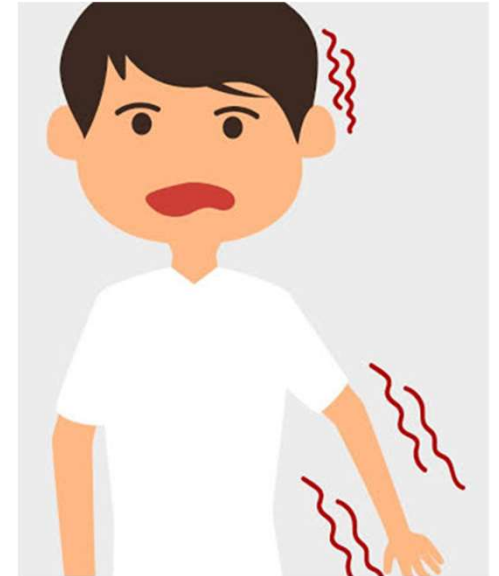
Contesto Clinico: Ictus e Invecchiamento

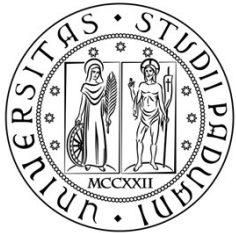
Deficit motori dell'arto superiore

- Altamente invalidanti, limitano l'indipendenza nelle attività della vita quotidiana

Limiti delle scale cliniche tradizionali

- Misure di tipo prevalentemente ordinale o semi-quantitativo
- Effetto soffitto e variabilità inter-osservatore
- Recupero vs. compensazione

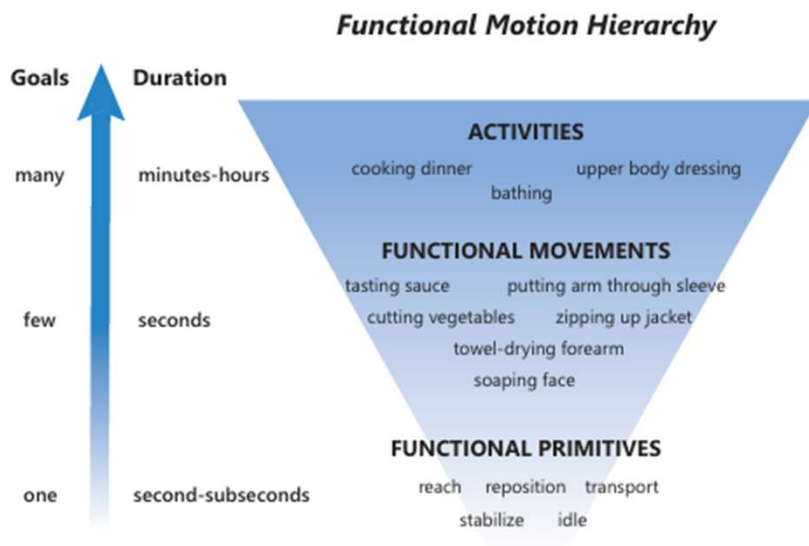




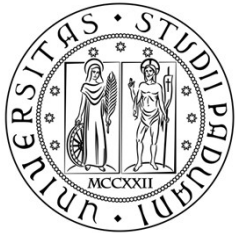
Le Primitive Motorie Funzionali (FMP)

Definizione di FMP:

Unità elementari e discrete del movimento, non ulteriormente scomponibili, identificate in base all'obiettivo finale visibile del gesto.



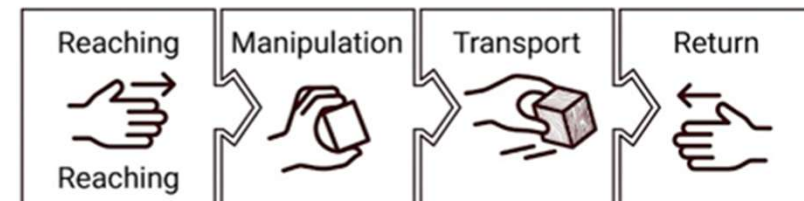
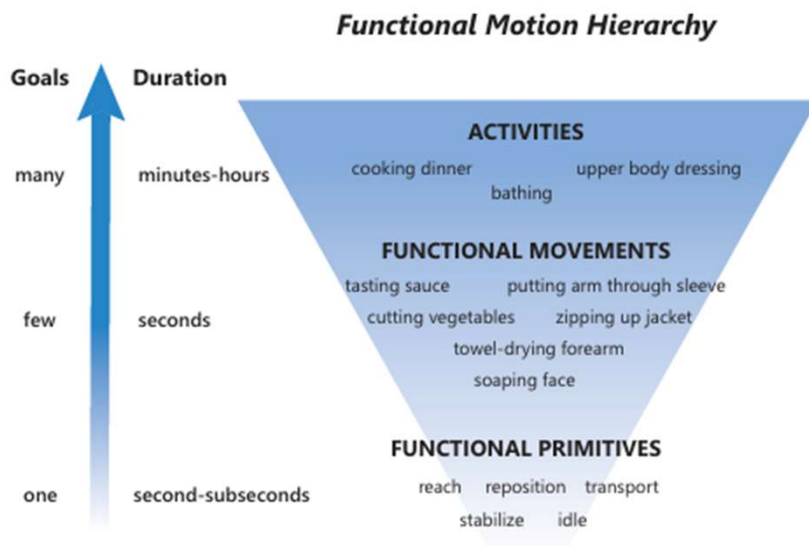
Vantaggi clinici: Riduzione della variabilità inter-soggetto e isolamento delle capacità parziali o residue nei pazienti con deficit severi.



Le Primitive Motorie Funzionali (FMP)

Definizione di FMP:

Unità elementari e discrete del movimento, non ulteriormente scomponibili, identificate in base all'obiettivo finale visibile del gesto.



Vantaggi clinici: Riduzione della variabilità inter-soggetto e isolamento delle capacità parziali o residue nei pazienti con deficit severi.



Obiettivi dello Studio

Obiettivo Primario

Validare un algoritmo
per la segmentazione
automatica delle FMP
in soggetti giovani,
sani e anziani

Obiettivo Secondario

Valutazione
preliminare
dell'utilità clinica
della scomposizione
in primitive



Obiettivi dello Studio

Obiettivo Primario

Validare un algoritmo
per la segmentazione
automatica delle FMP
in soggetti giovani,
sani e anziani

Obiettivo Secondario

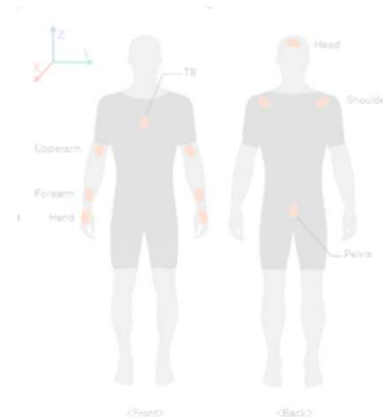
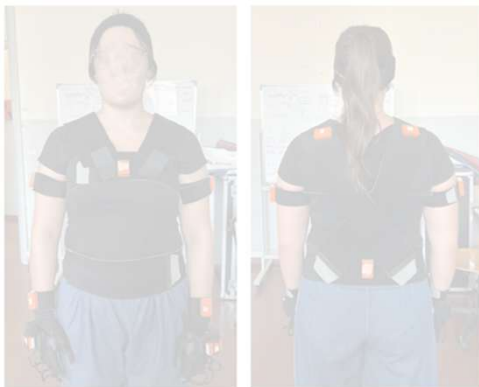
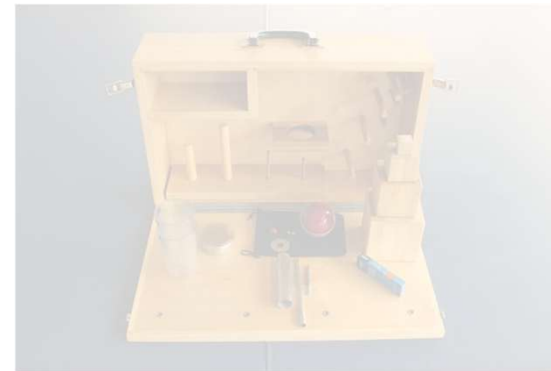
Valutazione
preliminare
dell'utilità clinica
della scomposizione
in primitive



Materiali e Metodi: Campione e Setup

Campione eterogeneo (N = 56):

- 27 Giovani
- 20 Anziani
- 9 Pazienti post-ictus



Strumentazione:

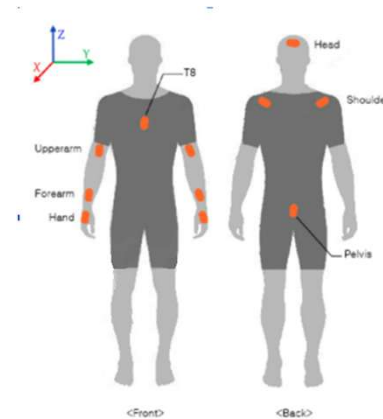
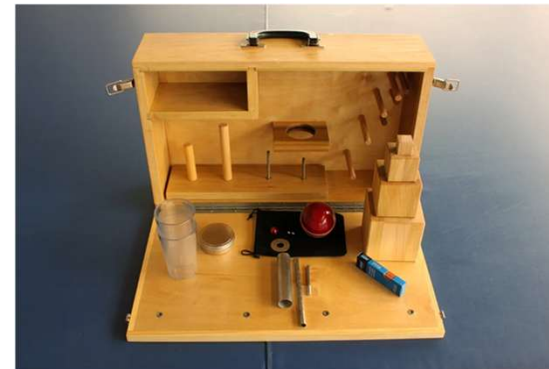
- Sistema di motion capture inerziale wireless *Xsens MTw Awinda*, composto da 11 sensori
- Guanti sensorizzati *Manus Quantum XR Metagloves*.
- 2 Telecamere digitali *Intel RealSense D435*.
- ARAT Kit



Materiali e Metodi: Campione e Setup

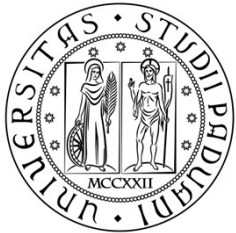
Campione eterogeneo (N = 56):

- 27 Giovani
- 20 Anziani
- 9 Pazienti post-ictus



Strumentazione:

- Sistema di motion capture inerziale wireless *Xsens MTw Awinda*, composto da 11 sensori
- Guanti sensorizzati *Manus Quantum XR Metagloves*.
- 2 Telecamere digitali *Intel RealSense D435*.
- ARAT Kit



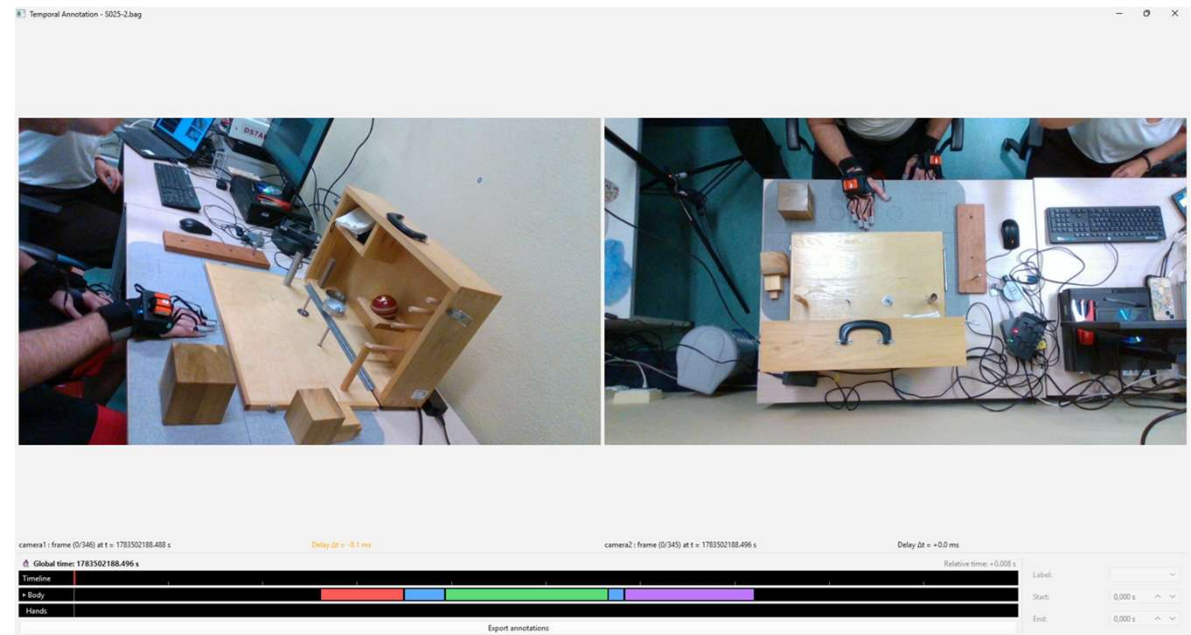
Segmentazione Manuale

Strumento:

Software di annotazione video *pixi* (sviluppato internamente dal laboratorio IAS, Università di Padova)

Metodo:

Marcatura manuale basata sulla sincronizzazione delle due inquadrature (laterale e aerea)





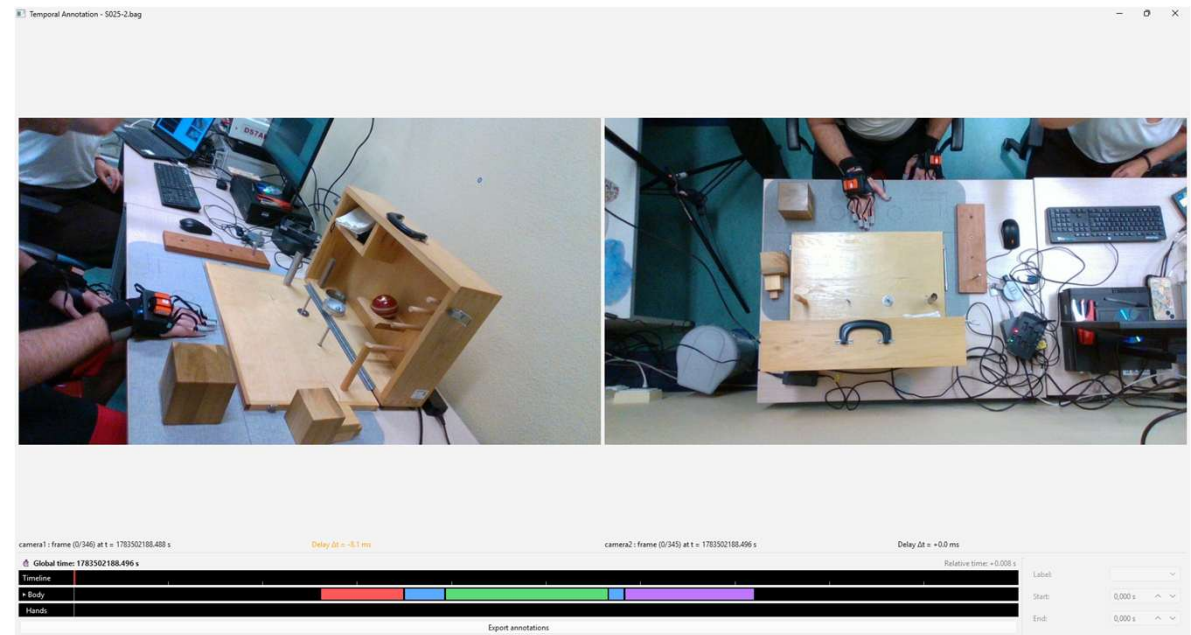
Segmentazione Manuale

Strumento:

Software di annotazione video *pixi* (sviluppato internamente dal laboratorio IAS, Università di Padova)

Metodo:

Marcatura manuale basata sulla sincronizzazione delle due inquadrature (laterale e aerea)





L'Algoritmo di Segmentazione Automatica

Principio di funzionamento:

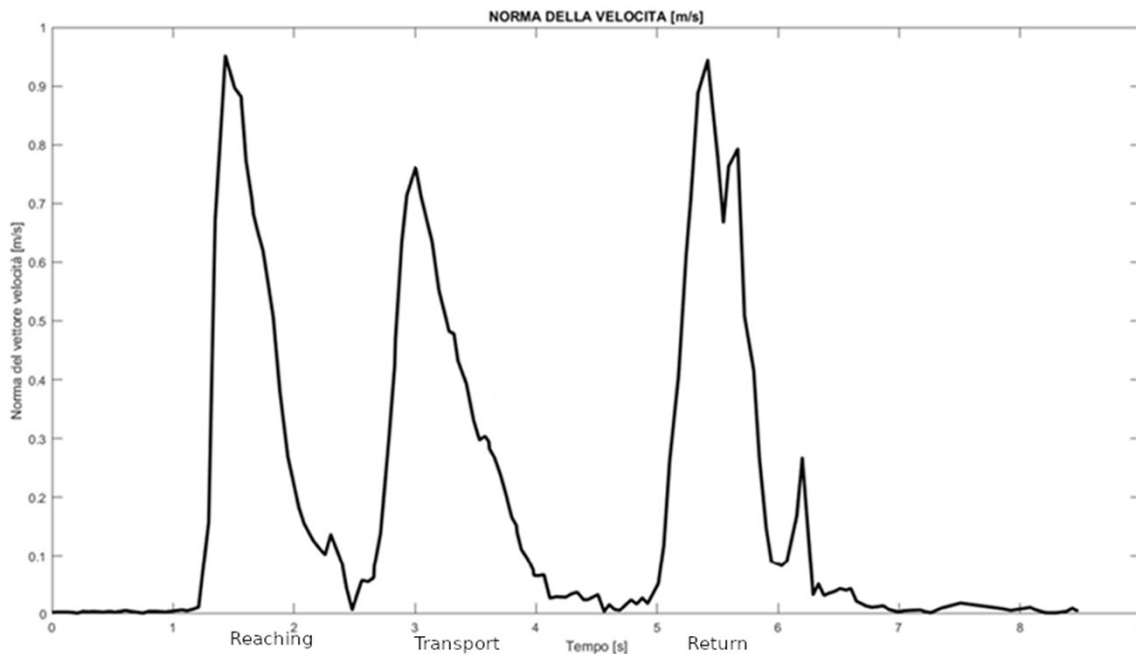
Sfrutta il profilo cinematico trifasico dei compiti ARAT

Pre-elaborazione:

Interpolazione temporale dei segnali ed eliminazione del rumore ad alta frequenza tramite filtro smoothing di *Savitzky-Golay*

Soglie Adattative e Locali:

Calcolo delle transizioni mediante soglie locali dinamiche per svincolare l'algoritmo dalle differenze antropometriche dei soggetti



Curva Fittizia F :

$$F = \| v \| \times \| p \|$$



L'Algoritmo di Segmentazione Automatica

Principio di funzionamento:

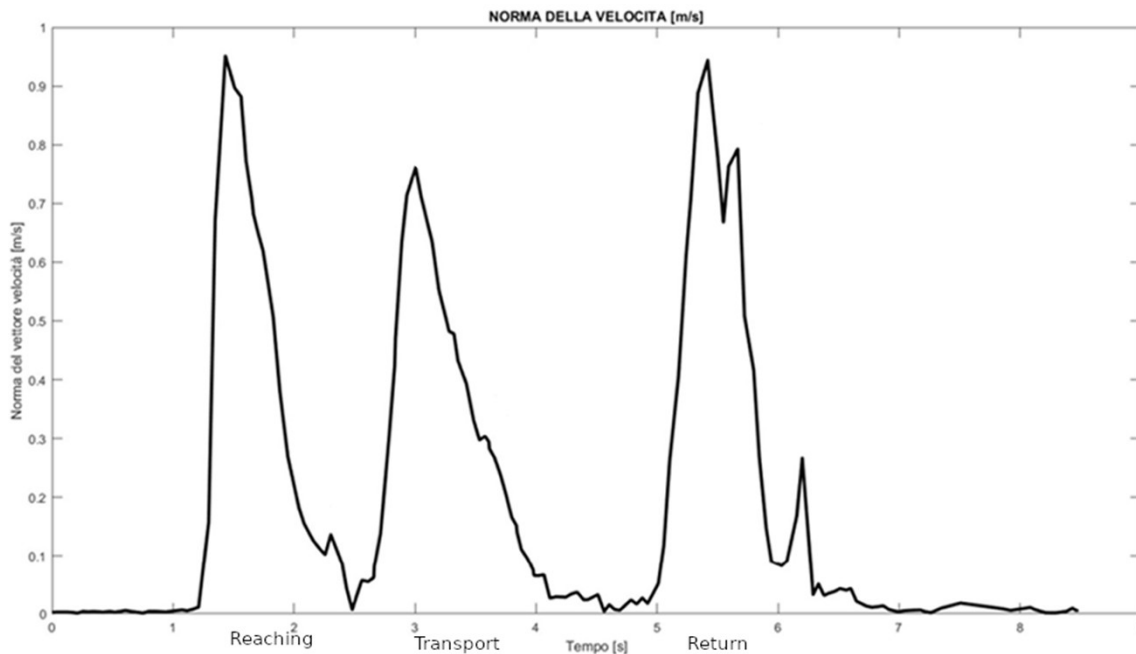
Sfrutta il profilo cinematico trifasico dei compiti ARAT

Pre-elaborazione:

Interpolazione temporale dei segnali ed eliminazione del rumore ad alta frequenza tramite filtro smoothing di *Savitzky-Golay*

Soglie Adattative e Locali:

Calcolo delle transizioni mediante soglie locali dinamiche per svincolare l'algoritmo dalle differenze antropometriche dei soggetti



Curva Fittizia F :

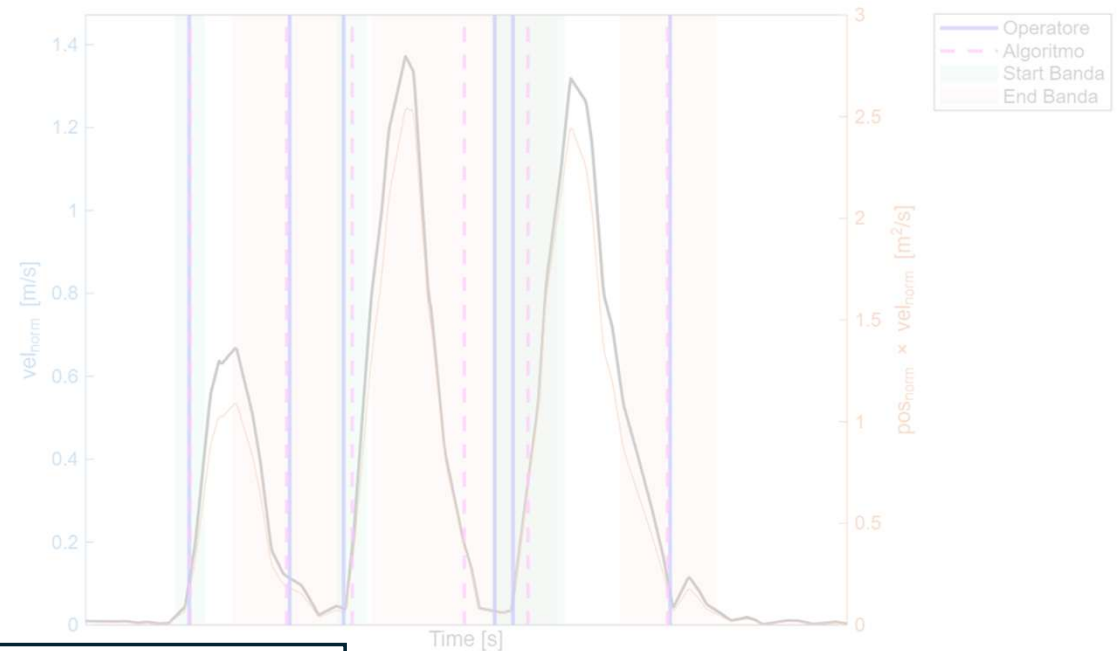
$$F = \| v \| \times \| p \|$$



Validazione Temporale dell'Algoritmo (Campione Globale)

Validazione su un totale di **1295**
trial clinici

Metodo di analisi dell'accordo:
Bland-Altman non parametrico



FMP	<i>Bias</i> _{START} (ms)	<i>RPCnp</i> _{START} (ms)	<i>Bias</i> _{END} (ms)	<i>RPCnp</i> _{END} (ms)
Reaching	5,25	91,58	-19,64	338,27
Transport	53,72	92,14	-189,34	575,35
Return	92,88	229,30	-15,89	297,03

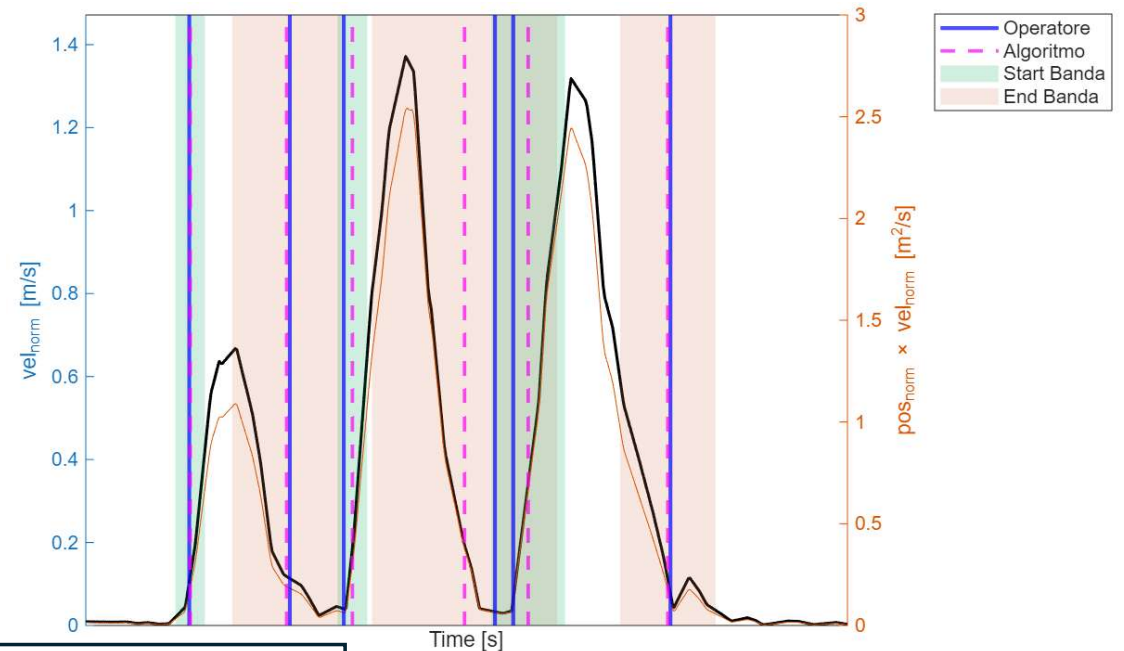


Validazione Temporale dell'Algoritmo (Campione Globale)

Validazione condotta su un totale di **1295 trial clinici**.

Metodo di analisi dell'accordo:

Bland-Altman non parametrico



FMP	$Bias_{START}$ (ms)	$RPCnp_{START}$ (ms)	$Bias_{END}$ (ms)	$RPCnp_{END}$ (ms)
Reaching	5,25	91,58	-19,64	338,27
Transport	53,72	92,14	-189,34	575,35
Return	92,88	229,30	-15,89	297,03

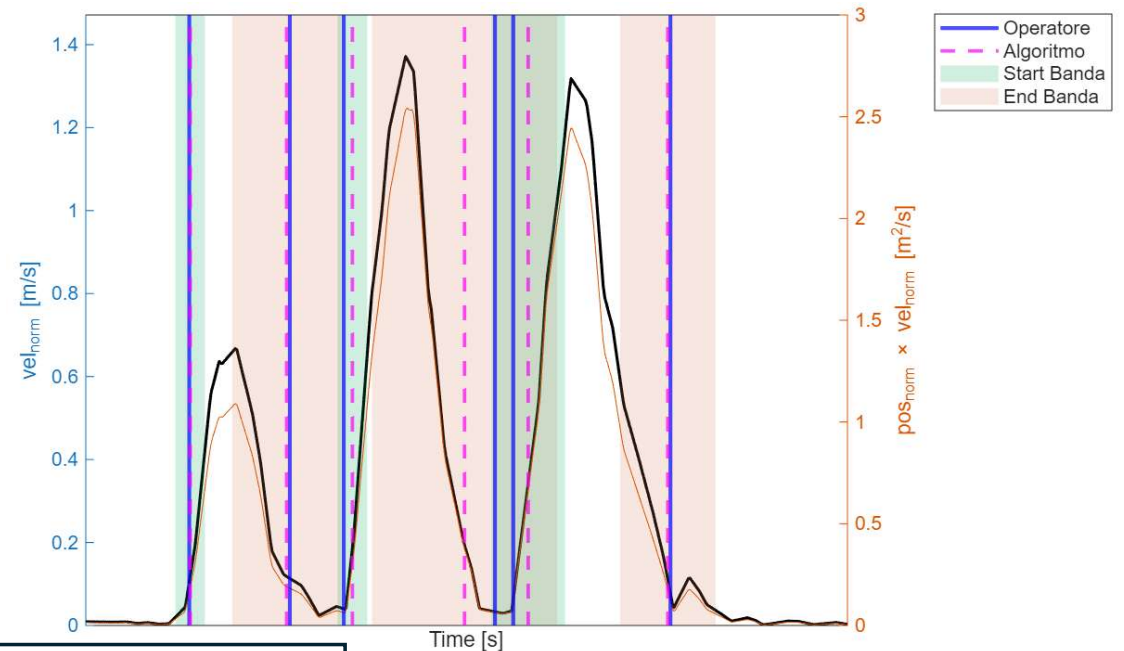


Validazione Temporale dell'Algoritmo (Campione Globale)

Validazione condotta su un totale di **1295 trial clinici**.

Metodo di analisi dell'accordo:

Bland-Altman non parametrico



FMP	$Bias_{START}$ (ms)	$RPCnp_{START}$ (ms)	$Bias_{END}$ (ms)	$RPCnp_{END}$ (ms)
Reaching	5,25	91,58	-19,64	338,27
Transport	53,72	92,14	-189,34	575,35
Return	92,88	229,30	-15,89	297,03

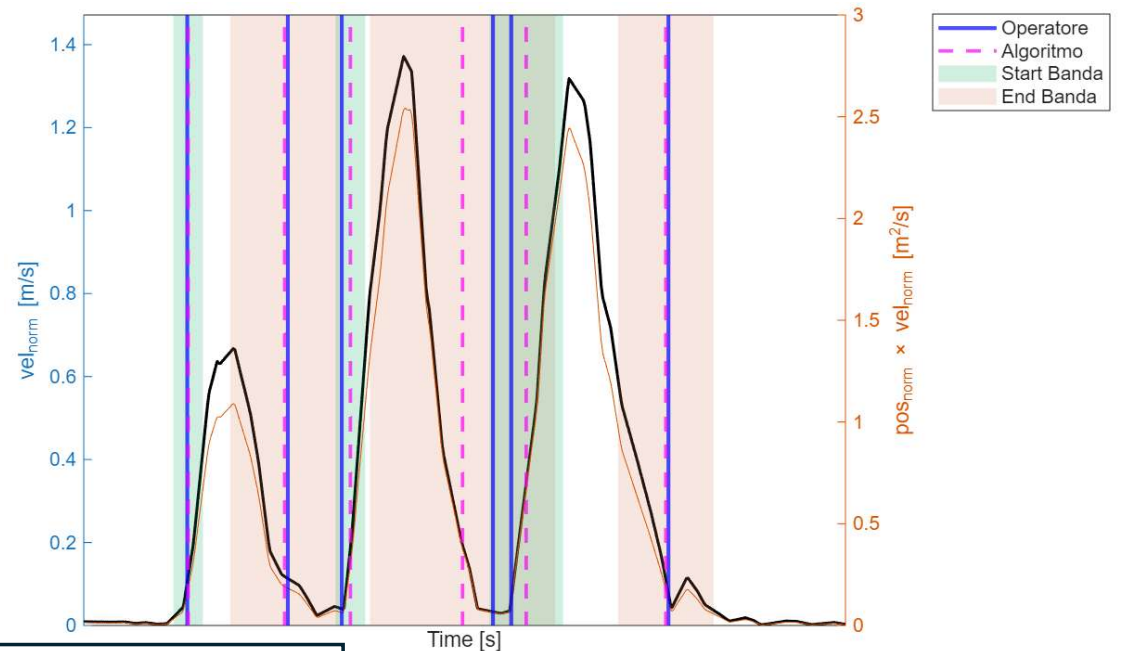


Validazione Temporale dell'Algoritmo (Campione Globale)

Validazione condotta su un totale di **1295 trial clinici**.

Metodo di analisi dell'accordo:

Bland-Altman non parametrico

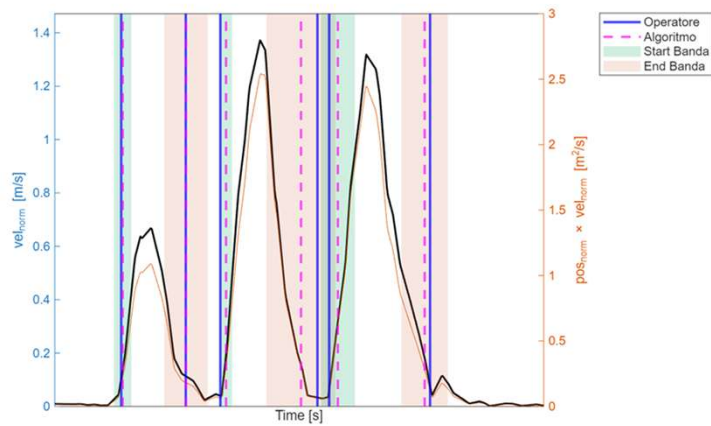


FMP	$Bias_{START}$ (ms)	$RPCnp_{START}$ (ms)	$Bias_{END}$ (ms)	$RPCnp_{END}$ (ms)
Reaching	5,25	91,58	-19,64	338,27
Transport	53,72	92,14	-189,34	575,35
Return	92,88	229,30	-15,89	297,03

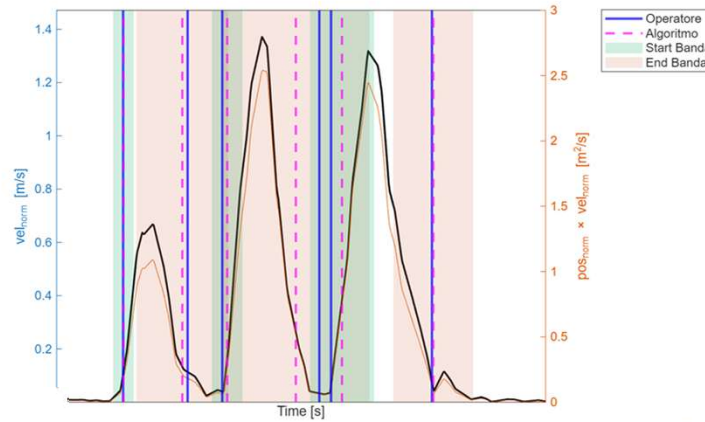


Validazione Temporale dell'Algoritmo (tre coorti)

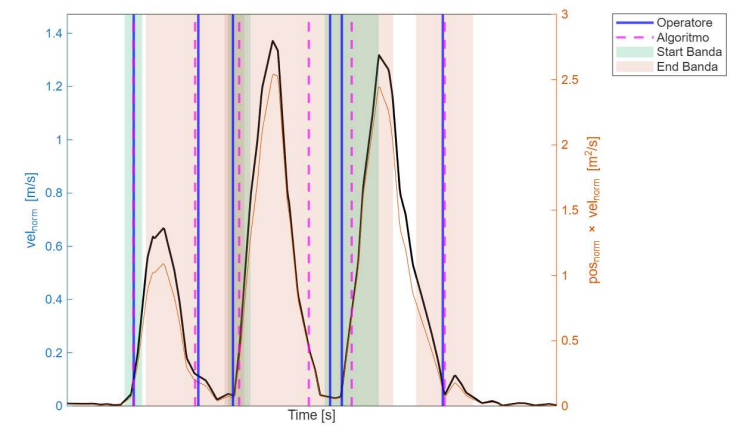
Giovani



Anziani



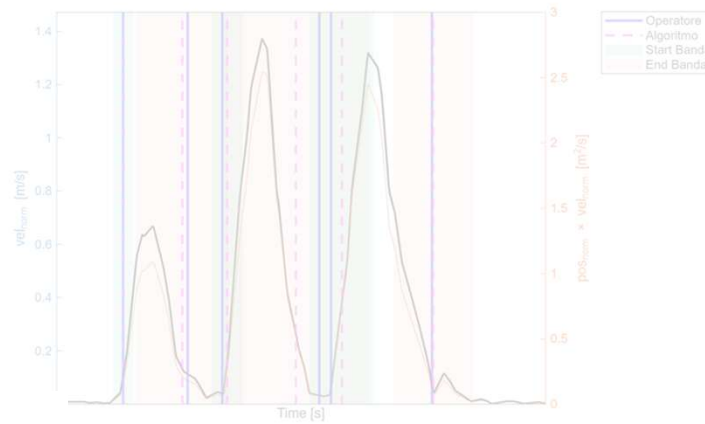
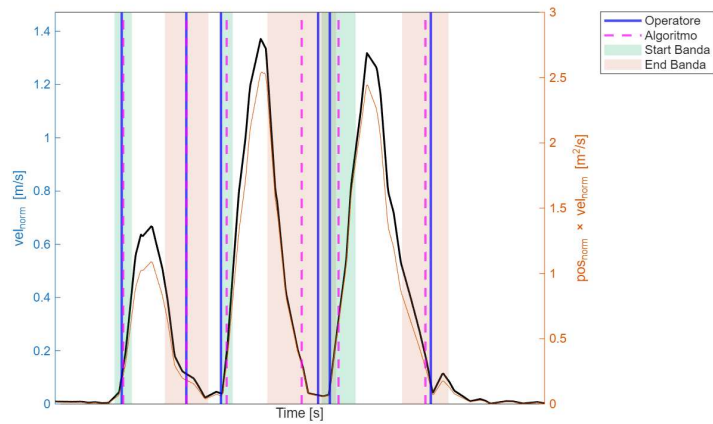
Ictus





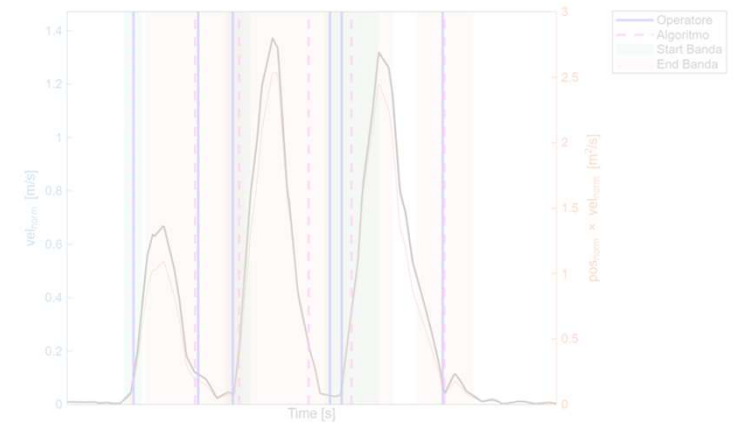
Validazione Temporale dell'Algoritmo (tre coorti)

Giovani



Anziani

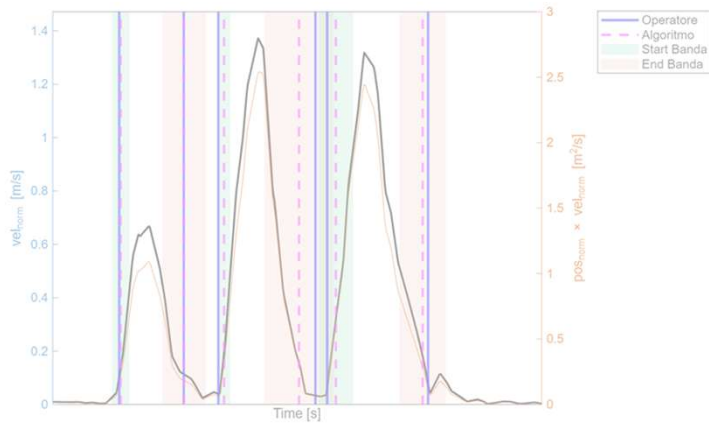
Stroke



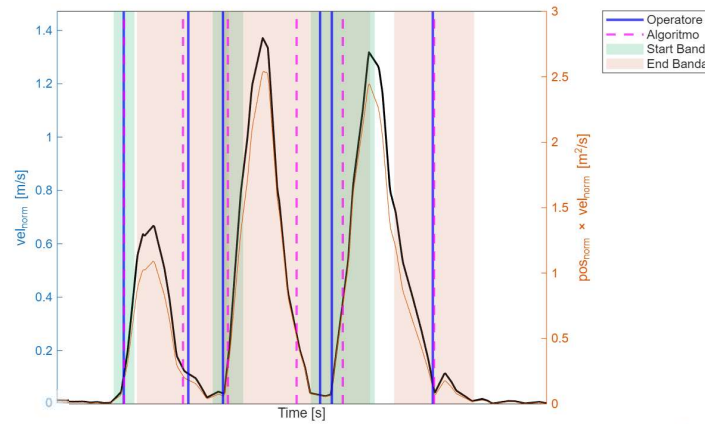


Validazione Temporale dell'Algoritmo (tre coorti)

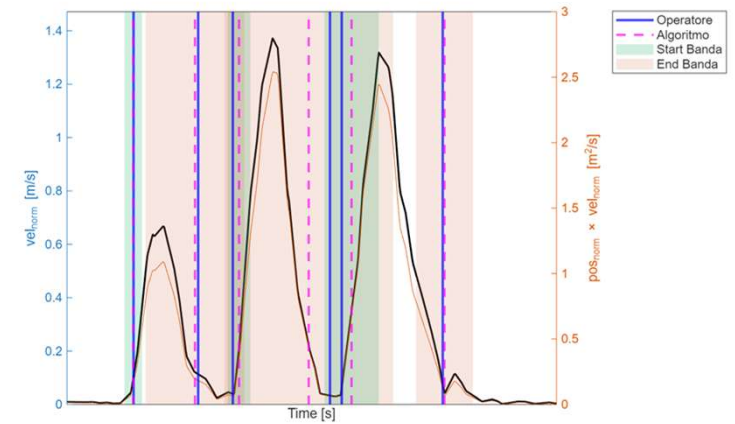
Giovani



Anziani

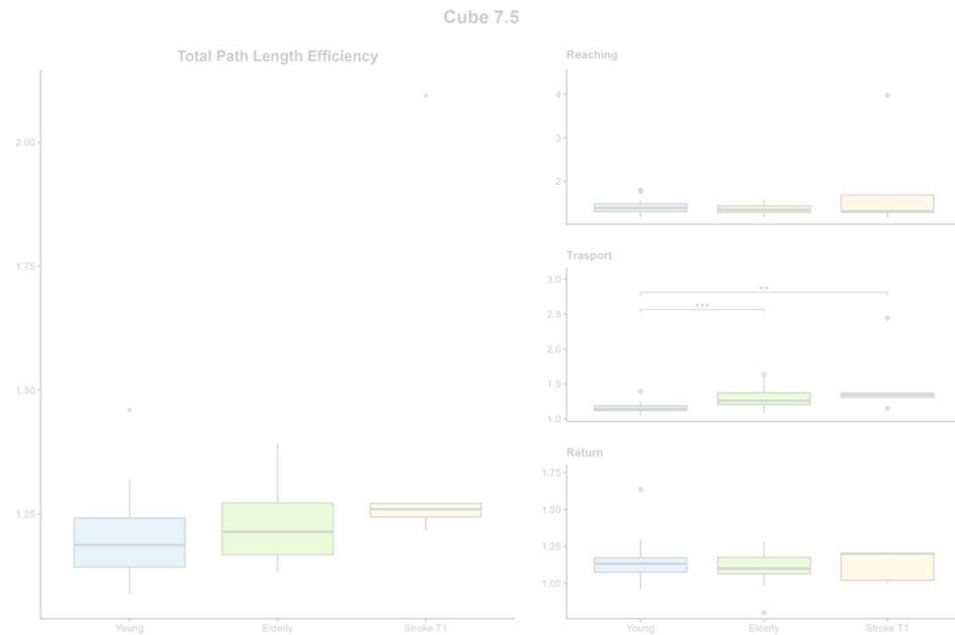


Ictus





Validità Clinica: Scomposizione in Primitive e Path Length Ratio



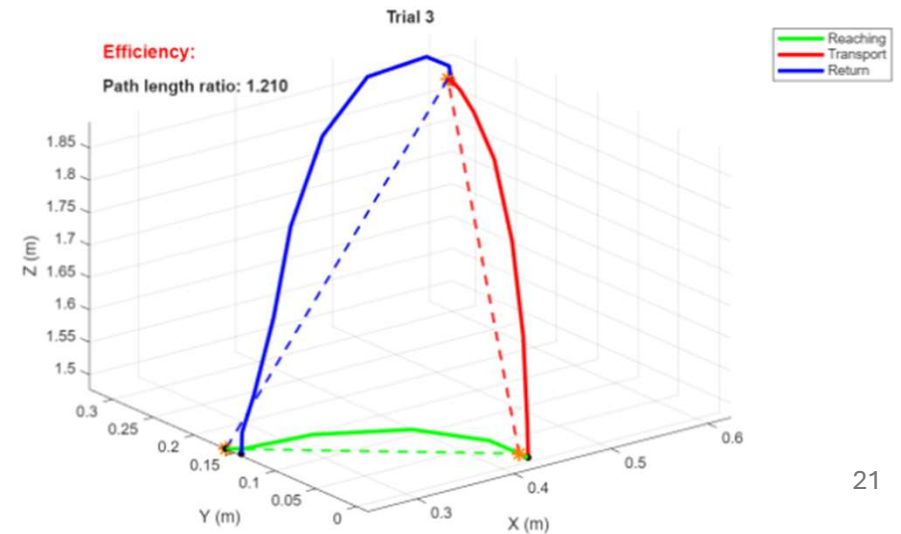
Il Path Length Ratio: $PLR = \frac{\sum L_p}{\sum L_s}$

PLR Globale (Intero Movimento):

Indica un'apparente, ma errata, equivalenza motoria tra i tre gruppi.

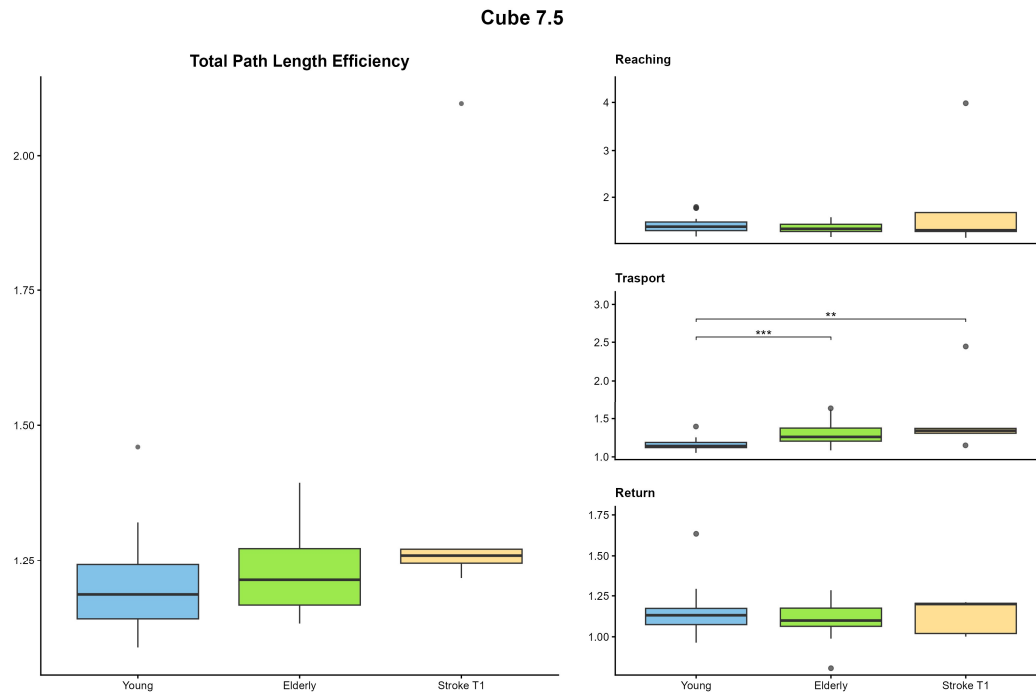
PLR Segmentato:

I test post-hoc isolano chiaramente le inefficienze spaziali di anziani e pazienti post-ictus rispetto ai giovani.





Validità Clinica: Scomposizione in Primitive e Path Length Ratio



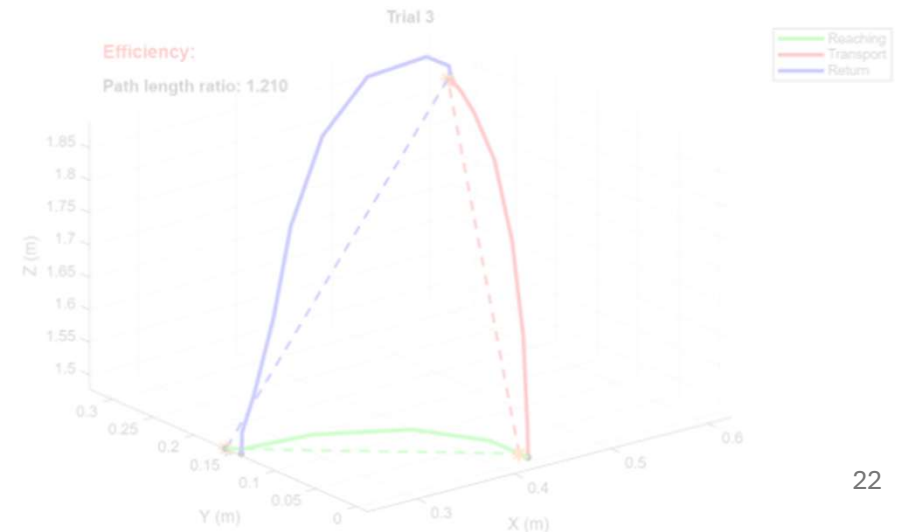
PLR Globale (Intero Movimento):

Indica un'apparente, ma errata, equivalenza motoria tra i tre gruppi.

PLR Segmentato:

I test post-hoc isolano chiaramente le inefficienze spaziali di anziani e pazienti post-ictus rispetto ai giovani.

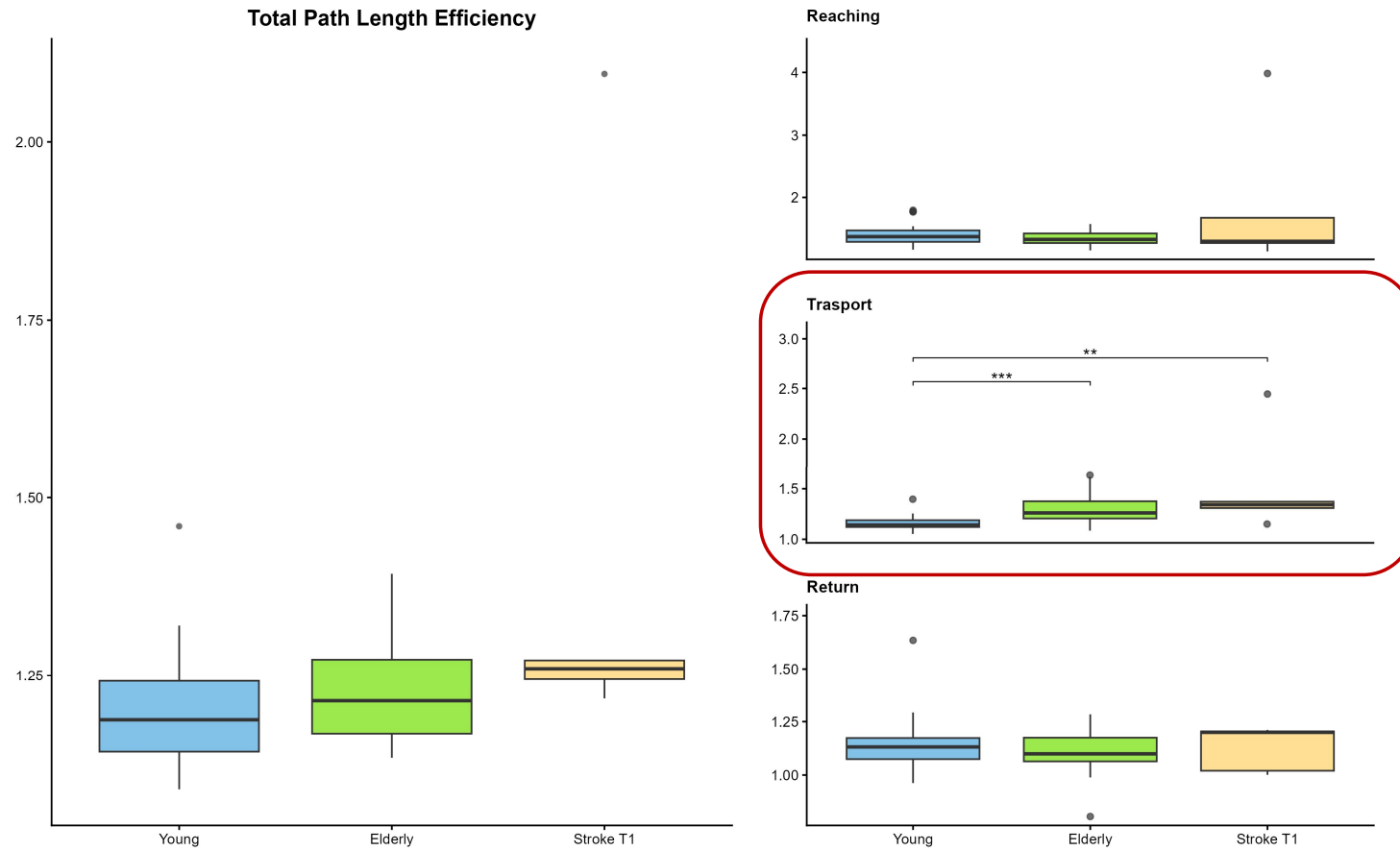
Il Path Length Ratio: $PLR = \frac{\sum L_p}{\sum L_s}$





Validità Clinica: Scomposizione in Primitive e Path Length Ratio

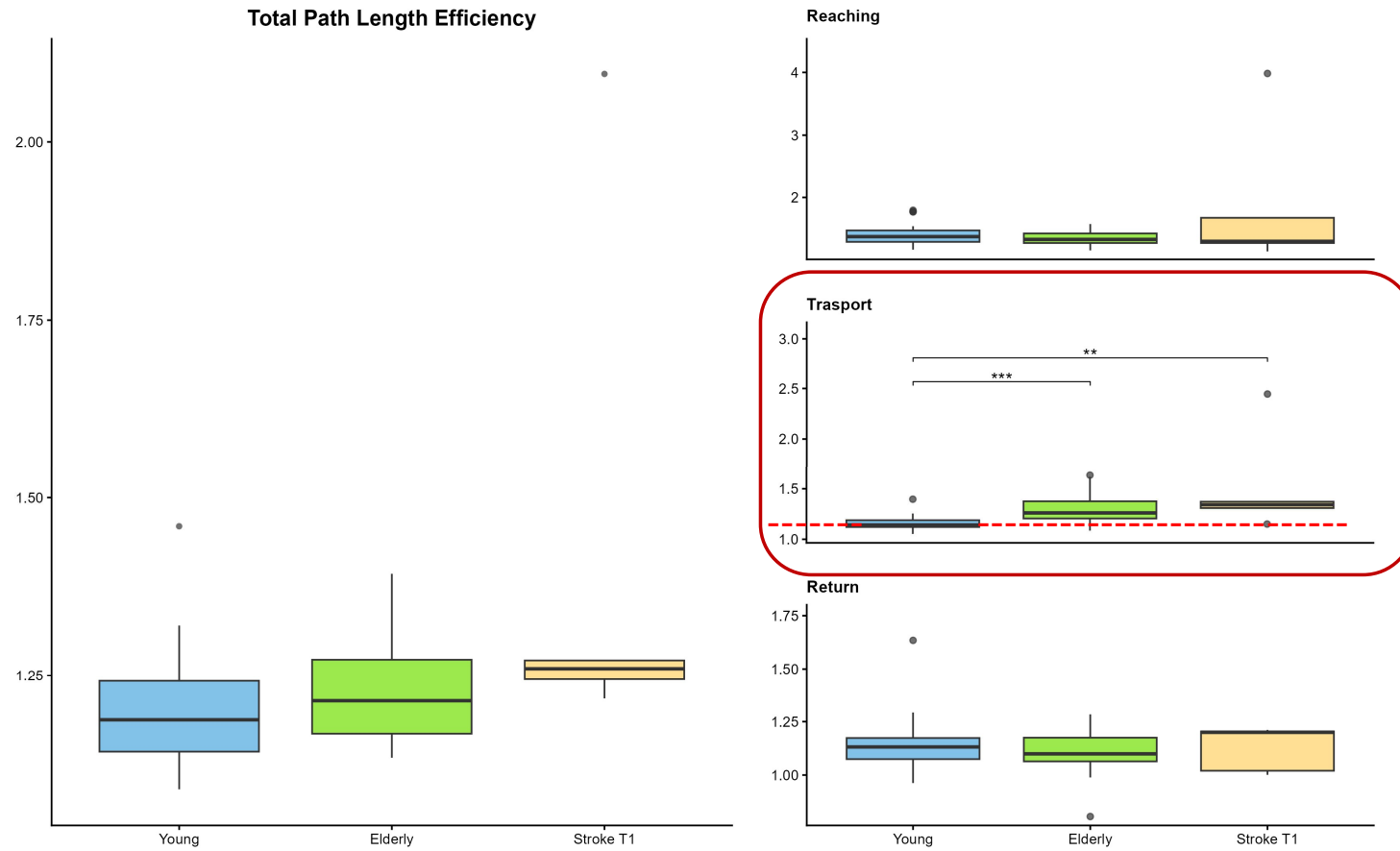
Cube 7.5





Validità Clinica: Scomposizione in Primitive e Path Length Ratio

Cube 7.5





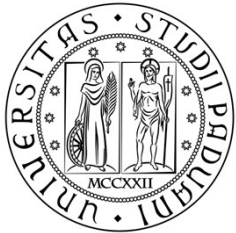
Limiti dello Studio

Dipendenza dal completamento del compito

Variabilità della durata dei task

Ingombro dei guanti sensorizzati

Dimensione del campione clinico



Limiti dello Studio

Dipendenza dal completamento del compito

Variabilità della durata dei task

Ingombro dei guanti sensorizzati

Dimensione del campione clinico



Limiti dello Studio

Dipendenza dal completamento del compito

Variabilità della durata dei task

Ingombro dei guanti sensorizzati

Dimensione del campione clinico



Limiti dello Studio

Dipendenza dal completamento del compito

Variabilità della durata dei task

Ingombro dei guanti sensorizzati

Dimensione del campione clinico



Conclusioni e sviluppi futuri

VALIDAZIONE ALGORITMO

- Buona concordanza temporale
- Strumento oggettivo, rapido e stabile

RILEVANZA CLINICA DELLE FMP

- Granularità dell'analisi
- Identificazione di pattern motori

SVILUPPI FUTURI

- Studio longitudinale.
- Ottimizzazione del setup clinico
- Ottimizzazione dei parametri dell'algoritmo



Conclusioni e sviluppi futuri

VALIDAZIONE ALGORITMO

- Buona concordanza temporale
- Strumento oggettivo, rapido e stabile

RILEVANZA CLINICA DELLE FMP

- Granularità dell'analisi
- Identificazione di pattern motori

SVILUPPI FUTURI

- Studio longitudinale.
- Ottimizzazione del setup clinico
- Ottimizzazione dei parametri dell'algoritmo



Conclusioni e sviluppi futuri

VALIDAZIONE ALGORITMO

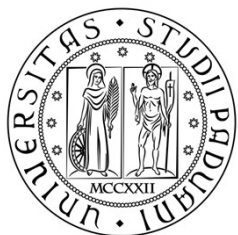
- Buona concordanza temporale
- Strumento oggettivo, rapido e stabile

RILEVANZA CLINICA DELLE FMP

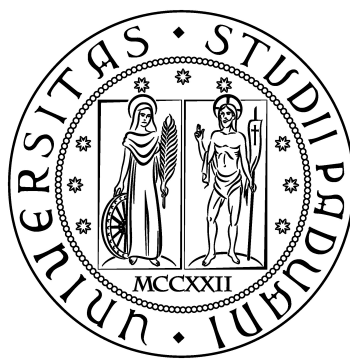
- Granularità dell'analisi
- Identificazione di pattern motori

SVILUPPI FUTURI

- Studio longitudinale.
- Ottimizzazione del setup clinico
- Ottimizzazione dei parametri dell'algoritmo



Grazie per l'attenzione!



UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI PADOVA

Dipartimento di Ingegneria dell'Informazione

Dipartimento di Neuroscienze

Corso di Laurea in Ingegneria Biomedica

**Validazione di un algoritmo per la segmentazione automatica
delle primitive motorie funzionali dell'arto superiore
nell'Action Research Arm Test in soggetti giovani, anziani e
pazienti post-ictus.**

Relatrice:

Prof. Del Felice Alessandra

Laureando:

Levorato Luca

Correlatore:

Prof. Sparacino Giovanni

Dott.ssa Bertuccelli Margherita

Matricola:

2043729

ANNO ACCADEMICO 2025/2026

Abstract

La valutazione quantitativa della funzionalità dell'arto superiore è essenziale per monitorare il declino motorio senile e il recupero post-ictus. Le scale cliniche tradizionali, come l'*Action Research Arm Test* (ARAT), presentano limiti di sensibilità nel rilevare alterazioni cinematiche e compensi motori. In particolare, non consentono una caratterizzazione sufficientemente granulare del movimento, fondamentale per lo sviluppo di protocolli riabilitativi personalizzati. In questo contesto, la scomposizione di gesti motori complessi in primitive motorie funzionali (*Functional Motor Primitives*, FMP) rappresenta un approccio promettente per superare tali limitazioni.

Questo studio ha l'obiettivo di validare un algoritmo per la segmentazione automatica delle FMP dell'arto superiore (i.e., *Reaching*, *Manipulation*, *Transport*, *Return*) tramite l'utilizzo di un singolo sensore inerziale (IMU, Xsens MTw Awinda) posizionato sul polso durante l'esecuzione del test ARAT.

Il protocollo ha coinvolto 56 soggetti suddivisi in tre coorti: 27 giovani sani, 20 anziani sani e 9 pazienti post-ictus in fase sub-acuta. I segnali inerziali e le registrazioni video sincronizzate sono stati acquisiti simultaneamente. L'algoritmo, precedentemente sviluppato, identifica le transizioni temporali analizzando una curva derivata dal prodotto tra la norma della velocità e quella della posizione del polso. La segmentazione automatica è stata confrontata con la segmentazione manuale dell'operatore (*Ground Truth*) su 1295 *trial* complessivi mediante l'analisi di Bland–Altman e l'Indice di Jaccard. L'efficienza spaziale è stata valutata tramite il parametro *Path Length Ratio* (PLR) calcolato sia globalmente sia per singola primitiva motoria.

I risultati mostrano un buon accordo temporale nell'identificazione dell'inizio del *Reaching* (*bias*: 5.82 ms) e della fine del *Return* (*bias*: –15.89 ms). Una discrepanza sistematica maggiore è emersa per l'identificazione del termine del *Transport* (*bias*: –189.34 ms), attribuibile alla variabilità individuale nel rilascio dell'oggetto. L'analisi del PLR parcellizzato ha mostrato una sensibilità diagnostica superiore rispetto all'indice globale nel rilevare anomalie localizzate, come osservato nella fase di *Transport* per il cubo da 7.5 cm ($p < 0.001$).

Nel complesso, l'approccio proposto si è dimostrato robusto nella caratterizzazione della struttura temporale e spaziale del movimento, anche nella popolazione post-ictus, evidenziando un potenziale impiego clinico che dovrà essere ulteriormente confermato mediante validazione su campioni più ampi.

Indice

1	Introduzione	1
1.1	Il controllo motorio dell'arto superiore	1
1.2	Primitive motorie funzionali	4
1.3	Tassonomia del movimento funzionale	6
1.4	Applicazioni cliniche delle primitive motorie funzionali	8
1.4.1	Ictus	8
1.4.2	Invecchiamento	9
2	Analisi cinematica del movimento	11
2.1	Analisi cinematica del movimento in contesto clinico	11
2.2	Sistemi di acquisizione del movimento: panoramica generale	14
2.3	Sensori inerziali del movimento	17
3	Scopo dello studio	19
4	Materiali e metodi	21
4.1	Campione	21
4.2	Strumentazione	22
4.2.1	Sensori inerziali	22
4.2.2	Sistema video	24
4.2.3	Setup di acquisizione	25
4.3	Algoritmo di segmentazione automatica	28
4.4	Segmentazione manuale dell'operatore	31
4.5	Analisi statistica	36
4.5.1	Valutazione dell'algoritmo	36
4.5.2	Parametro cinematico estratto: Path Length Ratio	37
5	Risultati	39
5.1	Caratteristiche del campione	39
5.2	Agreement tra operatore e algoritmo	40
5.2.1	Risultati sul campione globale	41
5.2.2	Risultati nei giovani adulti	45
5.2.3	Risultati negli anziani sani	49
5.2.4	Risultati nei pazienti post-ictus	53
5.3	Esempio di applicazione clinica: Path Length Ratio	57
6	Discussione	63
6.1	Accuratezza della segmentazione automatica rispetto all'operatore	63
6.2	Differenze tra giovani, anziani e pazienti post-ictus	65
6.3	Limiti dello studio	67
7	Conclusioni	69
	Bibliografia	75

Elenco delle figure

1.1.1	Schema del controllo motorio del SNC	1
1.1.2	Schema del controllo sensomotorio in un compito di reach-and-grasp	2
1.2.1	Gerarchia del movimento funzionale	4
1.3.1	Caratteristiche della tassonomia del movimento funzionale	7
2.2.1	Telecamere optoelettroniche Vicon	14
2.2.2	Sistema di motion capture meccanico META Motion Gypsy	15
2.2.3	Sensore inerziale MTw Awinda (vista frontale e del retro)	16
2.3.1	Struttura tipica di un accelerometro meccanico massa-molla	17
4.2.1	Posizionamento dei sensori sul corpo	22
4.2.2	Calibrazione dei guanti sensorizzati Manus	24
4.2.3	Telecamera digitale Intel RealSense D435	24
4.2.4	Kit strumentale standardizzato per l'Action Research Arm Test (ARAT)	27
4.3.1	Profilo di velocità e curva fittizia normalizzata	28
4.4.1	Interfaccia grafica del software di annotazione temporale Pixi	32
4.4.2	Scomposizione temporale a cinque stadi nel software Pixi	33
4.4.3	Scomposizione temporale a quattro stadi nel software Pixi	33
4.4.4	Scomposizione a sette stadi nel software Pixi per la prova di travaso	34
4.5.1	Traiettorie 3D del polso per il calcolo del Path Length Ratio	38
5.2.1	Confronto tra segmentazione manuale e stima automatica delle primitive	40
5.2.2	Analisi dell'accordo temporale per la primitiva di Reaching	42
5.2.3	Analisi dell'accordo temporale per la primitiva di Transport	43
5.2.4	Analisi dell'accordo temporale per la primitiva di Return	44
5.2.5	Analisi dell'accordo temporale per la primitiva di Reaching nei giovani sani	46
5.2.6	Analisi dell'accordo temporale per la primitiva di Transport nei giovani sani	47
5.2.7	Analisi dell'accordo temporale per la primitiva di Return nei giovani sani	48
5.2.8	Analisi dell'accordo temporale per la primitiva di Reaching negli anziani sani	50
5.2.9	Analisi dell'accordo temporale per la primitiva di Transport negli anziani sani	51
5.2.10	Analisi dell'accordo temporale per la primitiva di Return negli anziani sani	52
5.2.11	Analisi dell'accordo temporale per la primitiva di Reaching nei pazienti post-ictus	54
5.2.12	Analisi dell'accordo temporale per la primitiva di Transport nei pazienti post-ictus	55
5.2.13	Analisi dell'accordo temporale per la primitiva di Return nei pazienti post-ictus	56
5.3.1	Boxplot del PLR per la prova con il cubo da 2.5 cm	58

5.3.2	Boxplot del PLR per la prova con il cubo da 7.5 cm	59
5.3.3	Boxplot del PLR per la prova con la palla da cricket	60
5.3.4	Boxplot del PLR per la prova con il tubo largo	61

Capitolo 1

Introduzione

1.1 Il controllo motorio dell'arto superiore

L'arto superiore umano rappresenta un sistema biomeccanico complesso finalizzato all'interazione intenzionale e mirata con l'ambiente circostante [1]. La generazione e l'esecuzione di un movimento volontario dell'arto non sono tuttavia semplici risposte meccaniche, ma il risultato di una complessa organizzazione neurologica strutturata secondo un'architettura gerarchica del controllo motorio. Questo sistema di controllo si articola su diversi livelli integrati tra loro, che vanno dall'ideazione del movimento alla sua esecuzione fisica:

- Al vertice della gerarchia si trova la corteccia motoria, suddivisa nell'area della corteccia motoria primaria, impiegata nell'esecuzione, e la corteccia premotoria e supplementare, deputata alla pianificazione, alla selezione dei programmi motori e alla codifica delle traiettorie dello spostamento nello spazio.
- Il livello intermedio è rappresentato dal midollo spinale, che funge da centro di integrazione e trasmissione. Esso coordina le risposte riflesse e organizza i pattern di attivazione dei gruppi muscolari attraverso circuiti neuronali locali (generatori di pattern e interneuroni).
- Al livello più basso si collocano le unità motorie e il muscolo scheletrico. Le unità motorie rappresentano l'anello finale di giunzione tra il sistema nervoso e l'apparato muscolo-scheletrico, traducendo gli impulsi neurali in contrazione meccanica e consentendo alle forze sviluppate dai singoli muscoli di agire sulle articolazioni per vincere l'inerzia dei segmenti corporei.

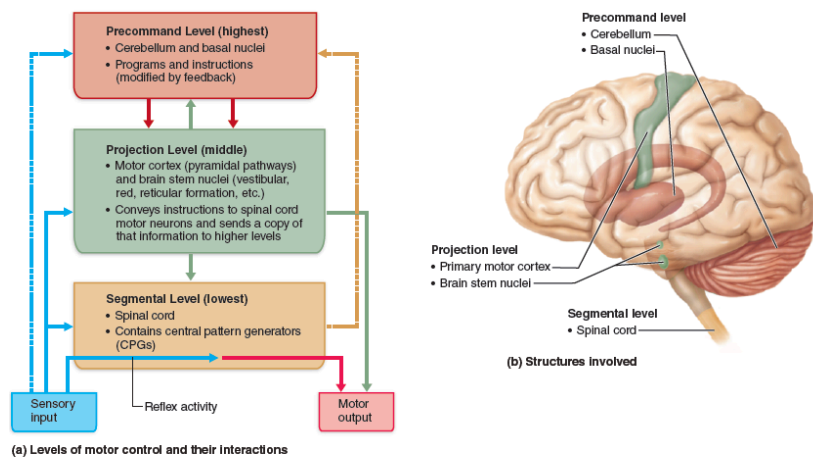


Figura 1.1.1: Schema dei livelli di controllo motorio del SNC, con evidenza dei flussi di comando discendenti (freccie rosse) e dei feedback sensoriali integrativi (freccie azzurre).

Questa complessa via discendente (efferente) del comando motorio non opera in modo isolato, ma è costantemente modulata e corretta in tempo reale grazie a un flusso continuo di informazioni sensoriali (afferenti) provenienti dall'ambiente e dal corpo stesso [2].

L'integrazione multisensoriale è un requisito fondamentale per garantire la precisione del gesto e si basa principalmente su tre canali:

1. La visione, che fornisce le coordinate spaziali del bersaglio e la posizione relativa dell'arto, risultando indispensabile sia nella fase iniziale di pianificazione sia nella correzione visiva a lungo ciclo durante lo spostamento.
2. La propriocezione, mediata dai fusi muscolari e dagli organi tendinei del Golgi, che informa costantemente il sistema nervoso centrale sullo stato di allungamento dei muscoli, sulle forze esercitate e sugli angoli articolari, permettendo di percepire la posizione del braccio nello spazio anche in assenza di feedback visivo.
3. La sensibilità tattile, localizzata sui recettori cutanei dei polpastrelli, fondamentale durante la fase finale di contatto per modulare la forza di presa (*grip force*) e prevenire lo scivolamento dell'oggetto.

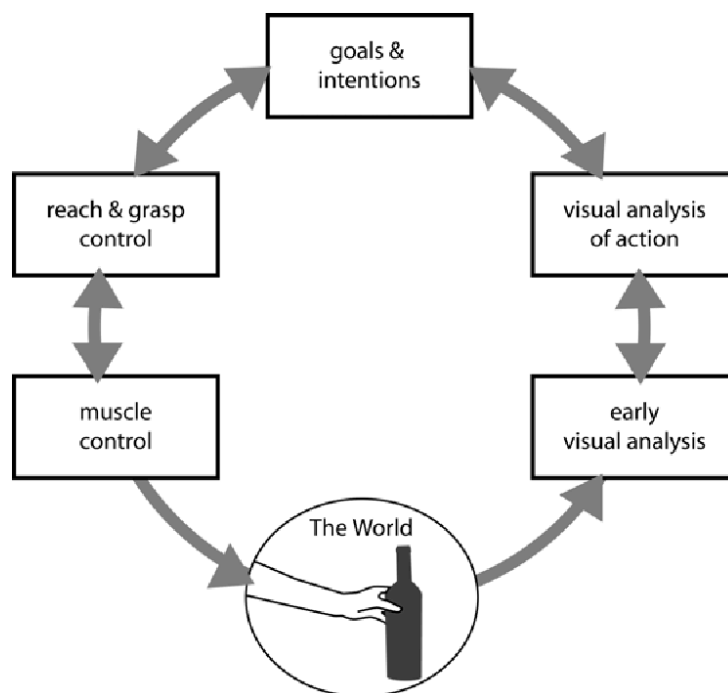


Figura 1.1.2: Schema del controllo sensomotorio in un compito di raggiungimento e afferramento (*reach-and-grasp*). Il diagramma illustra l'interazione continua tra l'intenzione motoria, l'azione sull'ambiente e il successivo *feedback* sensoriale.

L'esecuzione delle attività della vita quotidiana, come l'alimentazione, l'igiene personale o la scrittura, si basa sulla precisa coordinazione tra la porzione prossimale dell'arto (spalla e

gomito), deputata al trasporto e al posizionamento della mano nello spazio tramite il controllo dei segmenti prossimali, e la porzione distale (polso e dita), deputata alla manipolazione fine e alla presa degli oggetti [1], [3].

A differenza degli arti inferiori, i cui schemi di movimento sono ciclici, stereotipati e ampiamente automatizzati a livello spinale (tramite i generatori centrali di pattern), i gesti funzionali dell'arto superiore sono caratterizzati da un'elevata variabilità spaziale, piani di moto multipli, assenza di ciclicità e un elevato numero di gradi di libertà.

Questa complessa organizzazione neurologica, biomeccanica e sensoriale rende il recupero funzionale dell'arto superiore un processo estremamente difficile da monitorare. L'evoluzione del recupero neurologico risulta infatti complessa da quantificare accuratamente attraverso l'esclusivo utilizzo delle scale cliniche tradizionali, rendendo necessario l'utilizzo di metodiche di analisi cinematica strumentale [3], [4].

Il controllo motorio dell'arto superiore deriva dunque dall'interazione tra diversi livelli del sistema nervoso, dall'integrazione delle informazioni sensoriali e dalla coordinazione di numerosi muscoli e articolazioni. L'elevato numero di gradi di libertà rende tuttavia improbabile che ogni singolo elemento venga controllato in modo completamente indipendente. Per ridurre tale complessità, il sistema nervoso può organizzare il movimento attraverso schemi coordinativi relativamente stabili, combinabili e adattabili in funzione dell'obiettivo e del contesto.

In questa prospettiva si inserisce il concetto di primitive motorie, intese come unità elementari di organizzazione del movimento che, attraverso la loro selezione e combinazione, contribuiscono alla produzione di azioni funzionali complesse.

1.2 Primitive motorie funzionali

Come evidenziato nel lavoro tassonomico di Schambra [1], i movimenti complessi dell'arto superiore durante le attività della vita quotidiana possono essere scomposti in unità elementari, discrete e clinicamente indivisibili chiamate primitive motorie. Esse rappresentano i blocchi costruttivi fondamentali del movimento.

In ambito neuroscientifico, le primitive motorie vengono spesso paragonate ai fonemi del linguaggio: così come un numero limitato di fonemi può essere combinato per generare un'infinita varietà di parole, allo stesso modo un set ristretto di primitive motorie, memorizzate e coordinate dal sistema nervoso centrale, consente di generare una vasta gamma di gesti e movimenti complessi [1], [5].

Nella letteratura biomeccanica e neurofisiologica è importante distinguere tra le primitive motorie cinematiche, cinetiche e le primitive motorie funzionali (FMP, dall'inglese Functional Motor Primitives).

Le primitive motorie cinematiche descrivono il movimento in termini di traiettoria e coordinazione spaziale, senza considerare le forze, mentre le primitive cinetiche, descrivono le forze sviluppate e i pattern di attivazione muscolare, spesso descritti come sinergie muscolari.

Le primitive motorie funzionali (FMP) si differenziano da questi concetti. Esse sono entità basate sulla sola osservazione visiva dell'atto motorio (osservazione fenotipica) e sul tipo di contatto stabilito con l'oggetto, indipendentemente dai parametri fisici sottostanti.

Le FMP descrivono il gesto unicamente in base all'obiettivo finale del movimento, identificando sotto-movimenti discreti, definiti in un intervallo di tempo ridotto, ciascuno finalizzato al raggiungimento di uno specifico scopo visivamente identificabile (ad esempio, raggiungere un oggetto o trasportarlo).

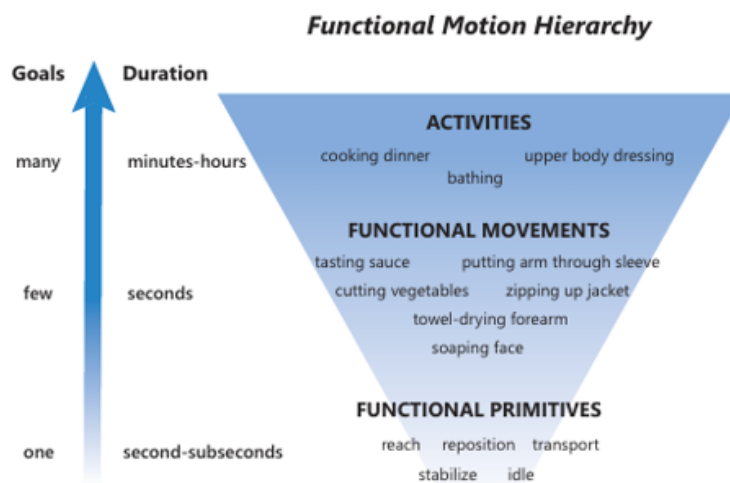


Figura 1.2.1: Gerarchia del movimento funzionale sulla base di scale temporali e di obiettivo.

Questa impostazione metodologica si fonda su tre pilastri clinici e teorici derivati dalla letteratura [5]:

- In primo luogo, l'uso delle primitive motorie come finestre temporali di analisi consente di ottenere intervalli stabili e confrontabili tra diversi soggetti. Questo riduce la variabilità inter-individuale intrinseca nelle attività complessive, facilitando lo sviluppo e l'applicazione di algoritmi per la loro identificazione automatica.
- In secondo luogo, nei pazienti con deficit neurologici severi che non sono fisicamente in grado di completare un intero compito motorio (registrando un fallimento totale nei test tradizionali), l'analisi cinematica condotta all'interno di queste specifiche finestre temporali consente di isolare e valutare le capacità motorie parziali o residue del soggetto nelle singole sotto-fasi.
- Infine, questo approccio permette di indagare i processi di plasticità cerebrale e riorganizzazione neurale post-ictus. Poiché il controllo motorio si basa sulla combinazione di moduli elementari, analizzare i parametri cinematici all'interno di ciascuna finestra temporale nel corso del tempo offre ai clinici uno strumento sensibile per distinguere il reale recupero della coordinazione dall'adozione di strategie compensatorie atipiche.

Per comprendere la collocazione delle FMP all'interno del comportamento motorio globale, Schambra [1] propone una classificazione gerarchica del movimento strutturata su tre livelli decrescenti:

- **Attività:** rappresenta una sequenza complessa di movimenti che mira a realizzare uno scopo generale della vita quotidiana su una scala temporale estesa, nell'arco di minuti o ore (ad esempio, vestirsi o preparare un pasto).
- **Movimento funzionale:** rappresenta una sotto-sequenza di movimenti coordinati per raggiungere un unico obiettivo specifico su una scala temporale media, nell'arco di pochi secondi (ad esempio, allacciare la cerniera della giacca o afferrare un bicchiere).
- **Primitiva motoria funzionale:** rappresenta l'unità minima di movimento, non ulteriormente scomponibile, che realizza un singolo micro-obiettivo su una scala temporale breve, nell'arco di millisecondi o secondi (ad esempio, il solo allungamento del braccio per avvicinarsi alla cerniera o all'oggetto).

1.3 Tassonomia del movimento funzionale

La varietà pressoché infinita di gesti, oggetti e forme con cui l'essere umano interagisce quotidianamente ha reso storicamente complessa la creazione di un linguaggio universale e standardizzato per descrivere il movimento funzionale dell'arto superiore. Questa mancanza di una nomenclatura comune ha rappresentato a lungo un limite per il confronto e l'unificazione dei dati provenienti da studi clinici e bioingegneristici differenti.

Per colmare questa lacuna, Schambra e colleghi [1] hanno proposto una tassonomia strutturata, raggruppando i movimenti dell'arto superiore durante l'esecuzione delle attività della vita quotidiana in categorie basate su caratteristiche fenotipiche comuni e mutuamente esclusive. Il processo di classificazione segue una logica strutturata che considera diversi aspetti del gesto motorio:

- **Scopo del movimento:** vengono classificati come funzionali solo i movimenti caratterizzati da un'interazione intenzionale con oggetti o bersagli nell'ambiente. Tutti gli altri gesti, inclusi i movimenti involontari o non finalizzati, sono considerati non funzionali ed esclusi dall'analisi.
- **Presenza di movimento:** distingue tra la traslazione attiva dell'arto nello spazio e gli stati di movimento minimo o stazionarietà. A livello clinico, viene definita la differenza tra il riposo totale, assenza di attività muscolare, e il movimento minimo, attività muscolare presente e necessaria per mantenere una specifica posizione o stabilizzare un oggetto.
- **Ciclicità temporale:** i movimenti funzionali sono classificati in discreti, monofasici, che spostano l'arto da un punto iniziale a uno finale, o ritmici, che presentano cicli regolari e ripetuti su un bersaglio fisso.
- **Segmento corporeo coinvolto:** i sottomovimenti sono distinti in base alla porzione dominante dell'arto superiore che esegue l'azione, differenziando tra segmento distale (mano, polso, dita), prossimale (spalla, gomito) o assiale (tronco).
- **Tipo di contatto:** definisce la modalità di interazione con l'oggetto, distinguendo tra contatto prensile, presa attiva con forze opposte esercitate dalle dita, e contatto non prensile, come il semplice sostenere o spingere un oggetto con il palmo o l'avambraccio.



Figura 1.3.1: Caratteristiche della tassonomia del movimento funzionale.

Incrociando questi fattori fenotipici, si definiscono originariamente cinque primitive motorie funzionali di base per l'arto superiore: il raggiungimento (*Reaching*), il riposizionamento (*Reposition*), il trasporto (*Transport*), la stabilizzazione (*Stabilize*) e l'inattività stazionaria (*Idle*). Questo modello di classificazione è stato recentemente integrato e ottimizzato per il contesto clinico nel lavoro di Longatelli e colleghi [3].

Nello specifico, la tassonomia generale viene tradotta in un protocollo operativo a primitive sequenziali. In questo schema unificato, l'azione complessa viene mappata attraverso l'alternanza di fasi dinamiche di spostamento (*Reaching* e *Transport*), fasi di interazione fine e contatto (*Manipulation*) e fasi di rientro alla posizione basale (*Return*).

L'adozione di queste tassonomie standardizzate risulta di fondamentale importanza metodologica. Essa consente infatti di inserire i compiti motori complessi previsti dai test clinici all'interno di un quadro di riferimento quantitativo, condiviso e riproducibile, ponendo le basi per la segmentazione automatica dei segnali registrati dai sensori inerziali.

1.4 Applicazioni cliniche delle primitive motorie funzionali

L'analisi parcellizzata del movimento trova una delle sue più rilevanti applicazioni nello studio delle patologie neurologiche e dei processi di invecchiamento. La scomposizione quantitativa del gesto in moduli elementari consente infatti di superare i limiti delle scale cliniche tradizionali, offrendo ai terapeuti uno strumento sensibile per distinguere in modo oggettivo tra il reale recupero della selettività motoria e l'adozione di strategie compensatorie atipiche.

1.4.1 Ictus

L'ictus cerebrale (*stroke*) rappresenta la seconda causa di morte e la terza causa combinata di morte e disabilità a livello globale [6].

Circa i due terzi dei sopravvissuti all'evento acuto presentano un deficit motorio persistente a carico dell'arto superiore, caratterizzato da emiparesi e limitazione dell'autonomia nelle attività quotidiane [6].

A livello neurofisiologico, il danno cerebrale focale altera l'attivazione delle normali sinergie muscolari, ovvero la capacità del sistema nervoso centrale di reclutare gruppi di muscoli in modo coordinato e sincrono. Questa alterazione si traduce spesso in schemi di movimento rigidi, frammentati e nell'adozione di movimenti di compenso [7].

Nella pratica clinica, la valutazione dell'arto superiore si affida prevalentemente a scale ordinali, tra cui: Fugl-Meyer (FMA) [8], Box and Block Test, Nine-Hole Peg Test [9], Modified Ashworth Scale, Action Research Arm Test [10].

Sebbene queste scale cliniche siano standardizzate e dotate di proprietà psicometriche affidabili e ampiamente dettagliate in letteratura, caratteristiche che ne garantiscono l'elevata riproducibilità e validità nella pratica clinica quotidiana, esse forniscono valutazioni che non sono quantitative in senso stretto, basandosi prevalentemente su punteggi di natura ordinale o semi-quantitativa. Di conseguenza, a seconda dello specifico test impiegato, tali scale possono talvolta mostrare limiti di risoluzione nel rilevare cambiamenti clinici particolarmente lievi o risentire, in determinati contesti, di effetti soffitto e di una parziale variabilità inter-osservatore [4], [11].

In questo scenario, la letteratura scientifica evidenzia come la valutazione quantitativa del movimento nella fase post-acuta precoce (indicativamente fino a 3 mesi dall'evento acuto) sia di fondamentale importanza. In questo specifico periodo, i fenomeni di neuroplasticità e riorganizzazione corticale sono al loro apice [12], ma i pazienti non hanno ancora stabilizzato compiti di compenso motorio cronici o complessi, tipici delle fasi croniche avanzate.

Poter disporre di un algoritmo in grado di segmentare automaticamente le primitive motorie in questa fase consente di tracciare con precisione l'evoluzione del recupero motorio nel momento di massima ricettività del sistema nervoso, fornendo ai clinici indicatori oggettivi per personalizzare precocemente il dosaggio della terapia riabilitativa [5].

1.4.2 Invecchiamento

L'invecchiamento fisiologico (senescenza) comporta una progressiva e naturale modificazione delle prestazioni motorie, caratterizzata da una riduzione della velocità di esecuzione, una perdita di fluidità (*smoothness*) e un aumento della variabilità inter-prova, spesso legati a un decadimento dell'integrazione sensoriale e a un rallentamento dei tempi di conduzione nervosa. Dal punto di vista cinematico, questo declino si traduce in una riorganizzazione spazio-temporale delle traiettorie dell'arto superiore. Nei soggetti anziani sani si osserva comunemente una deviazione rispetto alla linearità del percorso ottimale (es. aumento del *path length ratio*) e un profilo di velocità meno simmetrico, caratterizzato da una fase di decelerazione più lunga e da una maggiore segmentazione del movimento, quantificabile attraverso un incremento del numero di picchi di velocità (*velocity peaks*) [13], [14].

Tali variazioni riflettono una ridotta efficienza del controllo motorio di tipo *feedforward* (predittivo) e una maggiore dipendenza dal feedback sensoriale continuo durante l'esecuzione del compito [2].

Queste alterazioni influenzano l'organizzazione temporale e l'efficacia delle singole primitive motorie funzionali, quali il raggiungimento (*reach*), il trasporto (*transport*) e la manipolazione (*manipulation*) [1], [5].

Nella pianificazione ed esecuzione dei compiti di prensione, i soggetti anziani tendono a modificare la coordinazione tra la fase di trasporto del braccio e l'apertura delle dita per la presa dell'oggetto, adottando strategie più conservative (come un'apertura anticipata o più ampia della mano) per compensare l'incertezza sensoriale e garantire il successo del compito a scapito della rapidità di esecuzione [15].

A livello clinico, questo declino della destrezza manuale fine trova riscontro nei dati normativi di test standardizzati come il Nine-Hole Peg Test, i quali mostrano un incremento progressivo e lineare dei tempi di completamento del compito all'avanzare dell'età [9].

In questo contesto, l'impiego di tecnologie di analisi quantitativa del movimento, quali le unità di misura inerziali (IMU) o i protocolli clinici strumentati, si rivela utile per documentare e oggettivare alterazioni motorie microscopiche e sub-cliniche dovute all'età.

L'integrazione di metriche cinematiche precise all'interno di framework di valutazione standardizzati e sistemi di *benchmarking* rappresenta quindi uno strumento essenziale non solo per mappare l'invecchiamento fisiologico, ma anche per stabilire una linea di base robusta e affidabile, necessaria per distinguere i cambiamenti motori legati alla senescenza da quelli patologici derivanti da lesioni neurologiche acute [3], [4].

Capitolo 2

Analisi cinematica del movimento

2.1 Analisi cinematica del movimento in contesto clinico

Se le primitive motorie rappresentano i mattoni fondamentali del gesto, l'analisi cinematica costituisce lo strumento per poter caratterizzare oggettivamente in un contesto clinico.

Nella riabilitazione motoria dell'arto superiore, l'analisi cinematica rappresenta uno strumento indispensabile per quantificare in modo oggettivo la qualità del movimento e l'efficacia dei percorsi terapeutici.

Come introdotto nel Paragrafo 1.4.1, le scale cliniche ordinali tradizionali mostrano limitazioni intrinseche in termini di risoluzione spaziale e temporale, oltre a risentire di effetti pavimento e soffitto che ne riducono la sensibilità metrologica [4], [11].

In questo scenario, l'analisi cinematica quantitativa si propone come lo strumento per superare tali criticità. Carpinella e colleghi [4] hanno infatti dimostrato come l'indagine strumentale sia in grado di svelare deficit motori sub-clinici, quali una ridotta velocità e un'alterata fluidità del gesto, anche in pazienti che avevano ottenuto il punteggio massimo alle scale tradizionali. Inoltre, la valutazione quantitativa del movimento consente di differenziare il reale recupero neurologico della selettività motoria dall'adozione di strategie compensatorie adattive [3], [7], elementi che per loro natura sfuggono all'osservazione visiva dell'operatore clinico.

Un paziente post-ictus, ad esempio, può completare con successo un compito di trasporto muovendo il tronco o la spalla in modo anomalo; un osservatore umano registrerebbe il successo del compito tramite un punteggio clinico basato unicamente sul risultato finale dell'azione, ma non ne rilevarebbe l'anomalia cinematica sottostante.

Come evidenziato da Cirstea e Levin [7], l'uso compensatorio del tronco per estendere la portata dell'arto superiore è uno dei meccanismi più comuni nei pazienti emiparetici.

L'analisi cinematica quantitativa sopperisce a tale mancanza, fornendo metriche precise (come lo spostamento lineare del tronco o la cinematica articolare di spalla e gomito) che consentono di isolare e quantificare i compensi motori dal reale recupero biologico dei gradi di libertà dell'arto.

Attraverso l'analisi cinematica strumentale è possibile estrarre parametri continui non rilevabili ad occhio nudo, classificabili in diverse macro-aree funzionali e ampiamente documentati in letteratura per la valutazione dell'arto superiore [4], [13], [14]:

Efficienza temporale e velocità del movimento

- Tempo di movimento (*Movement Time*): rappresenta la durata temporale complessiva necessaria per completare l'intero compito motorio o specifiche sotto-fasi (primitive). È il principale indicatore macroscopico della velocità e dell'efficienza globale dell'azione.
- Velocità media del movimento (*Mean Velocity*): calcolata come media aritmetica della norma della velocità tangenziale della mano. Fornisce una misura quantitativa del ritmo esecutivo, al netto di eventuali pause o rallentamenti.
- Tempo al picco di velocità (*Time to Peak Velocity*): definisce l'intervallo compreso tra l'avvio del movimento e l'istante in cui la mano raggiunge la massima velocità lineare. Questo parametro è associato alla fase di pianificazione motoria (controllo *feedforward*).

Fluidità del movimento (*Smoothness*)

- Numero di picchi di velocità (*Number of Peak Velocity*): indice cinematico cruciale per quantificare la frammentazione del gesto. Un movimento sano e coordinato presenta un profilo di velocità fluido, caratterizzato da un singolo picco a campana per ciascuna fase dinamica. Un incremento del numero di picchi di velocità è indice di micro-correzioni continue, tipiche del decadimento senile o di deficit neurologici.

Coordinazione distale e interazione con l'oggetto

- Apertura massima della mano (*Grip Aperture*): analisi della coordinazione delle dita durante la fase di avvicinamento (*reaching*). Valuta la capacità del soggetto di modulare l'apertura della presa (distanza pollice-indice o pollice-mignolo) in funzione della dimensione dell'oggetto prima del contatto fisico.
- Durata della presa (*Grip-lift Duration*): definisce l'intervallo temporale impiegato per stabilizzare la presa sull'oggetto prima di avviarne il sollevamento, fungendo da indicatore della destrezza manuale fine.

Cinematica articolare e strategie di compenso

- Spostamento del tronco (*Trunk Displacement*): misura lo spostamento lineare tridimensionale del busto rispetto alla pelvi durante l'esecuzione del compito. È un parametro fondamentale per oggettivare e quantificare l'uso di strategie compensatorie prossimali volte a vicariare deficit articolari della spalla o del gomito.
- Angoli articolari di spalla e gomito (*Joint Kinematics*): tracciamento continuo dei gradi di flessione ed estensione delle articolazioni prossimali nel corso del tempo, solitamente

normalizzati in percentuale (da 0% a 100% dell'avanzamento del compito) per consentire il confronto inter-soggetto della coordinazione motoria.

Mentre in passato l'estrazione di tali parametri era limitata a complessi e costosi sistemi ottici di *motion capture* confinati all'interno di laboratori di ricerca, l'avvento della tecnologia dei sensori inerziali indossabili (IMU) ha rivoluzionato l'analisi del movimento in ambito clinico [4], [11], [16].

Le IMU wireless offrono una soluzione economica, accurata e flessibile che elimina i problemi di occlusione ottica dei marker e consente valutazioni direttamente al letto del paziente o in ambito ambulatoriale [16], [17], [18].

Tuttavia, per colmare definitivamente il divario tra la ricerca ingegneristica e la pratica clinica quotidiana, la letteratura recente sottolinea la necessità di definire schemi di *benchmarking* standardizzati. Unificare i protocolli sperimentali, definire i modelli cinematici di riferimento e correlare i "performance indicators" tecnologici alle scale cliniche tradizionali è il passo fondamentale per implementare terapie neuro-riabilitative personalizzate e monitorare oggettivamente il recupero motorio del paziente nel tempo [2], [3].

2.2 Sistemi di acquisizione del movimento: panoramica generale

I sistemi per la cattura e l'analisi quantitativa del movimento si dividono in diverse categorie tecnologiche, ciascuna caratterizzata da specifici compromessi tra accuratezza spaziotemporale e fattibilità d'uso in contesto clinico.

I sistemi optoelettronici (Figura 2.2.1) a infrarossi con marcatori retroriflettenti passivi (come i sistemi prodotti da Vicon o Smart) rappresentano storicamente lo standard di riferimento per la ricerca biomeccanica, grazie a una precisione millimetrica nel tracciamento tridimensionale dei segmenti corporei [4].



Figura 2.2.1: Telecamere optoelettroniche Vicon (<https://www.vicon.com/>).

Tuttavia, il loro impiego clinico quotidiano è limitato [11].

La procedura di posizionamento dei marker anatomici richiede tempi prolungati, non compatibili con le tempistiche dei contesti riabilitativi routinari.

Inoltre, questi sistemi richiedono spazi dedicati privi di ostacoli e sono affetti dal problema dell'occlusione visiva dei marcatori (*marker occlusion*), un fenomeno estremamente frequente durante l'esecuzione di compiti complessi dell'arto superiore (es. compiti di manipolazione o movimenti mano-bocca, in cui il braccio o l'avambraccio si interpongono tra i marker e le telecamere) [4].

A queste limitazioni pratiche si aggiunge il fatto che i laboratori tradizionali di analisi del movimento sono storicamente strutturati e ottimizzati quasi esclusivamente per lo studio del cammino e degli arti inferiori; di conseguenza, i protocolli clinici standardizzati e i modelli cinematici consolidati per l'acquisizione dell'arto superiore in questi ambienti risultano estremamente limitati, complessi da implementare e difficilmente trasferibili nella pratica clinica corrente.

I sistemi basati su telecamere RGB standard (sistemi ottici senza marker o *markerless*) offrono una soluzione decisamente più economica, flessibile e non invasiva, ma presentano limiti significativi dal punto di vista metrologico. Essi risentono fortemente della distorsione prospettica, dei

problemi di parallasse e della sensibilità alle condizioni di illuminazione dell'ambiente di prova. Dal punto di vista temporale, l'acquisizione è strettamente dipendente dal *frame rate* hardware delle telecamere, il quale può risultare insufficiente per caratterizzare accuratamente gesti balistici rapidi o tremori ad alta frequenza. Inoltre, la ricostruzione delle coordinate articolari basata puramente su algoritmi di visione artificiale presenta una variabilità legata all'operatore ed errori di segmentazione manuale o semiautomatica non trascurabili [4].

Negli ultimi anni, anche i dispositivi robotici per la riabilitazione, come gli esoscheletri (Figura 2.2.2), sono emersi come strumenti di valutazione quantitativa avanzata, in grado di registrare i dati cinematici direttamente dagli encoder dei giunti articolari.

Questi sistemi offrono il vantaggio unico di integrare la misura con funzioni di assistenza attiva, resistenza controllata o compensazione di gravità.

Ciononostante, l'adozione clinica su vasta scala è ostacolata dagli elevati costi di acquisto, dall'ingombro strutturale e dal fatto che la maggior parte dei dispositivi è di tipo monolaterale, rendendoli inadatti alla valutazione di compiti bimanuali o di attività della vita quotidiana (ADL) non vincolate. Inoltre, l'interazione fisica uomo-robot introduce forze e vincoli cinematici che possono alterare la naturalezza del gesto spontaneo del paziente [3].



Figura 2.2.2: Sistema di tracciamento cinematico basato su esoscheletro meccanico META Motion Gypsy.

In questo scenario tecnologico, i sistemi indossabili basati su sensori inerziali (Figura 2.2.3) si propongono come il miglior compromesso tra accuratezza di misura, portabilità e riduzione dei costi della valutazione, consentendo sessioni di misura flessibili anche al di fuori dei laboratori strutturati [16], [17], [18]. Dal punto di vista pratico, sistemi commerciali avanzati sfruttano sensori miniaturizzati wireless dotati di algoritmi per elaborare internamente i dati grezzi ad altissima frequenza e trasmetterli senza perdita di pacchetti, massimizzando la libertà di movimento del paziente [17], [19].

La validità concorrente di questo approccio è stata confermata sul campo dal lavoro di Carpinella e colleghi, nel quale si è dimostrato come un singolo sensore inerziale wireless posizionato sul polso, abbinato ad algoritmi di segmentazione basati su soglie di velocità angolare, è in grado di discriminare le diverse sotto-fasi di un compito motorio (raggiungimento, trasporto, ritorno) con un errore medio di circa 46 millisecondi rispetto a un sistema optoelettronico a 9 telecamere [4].

Tuttavia, è opportuno evidenziare che tale livello di accuratezza temporale è strettamente legato alla specifica coorte clinica esaminata (soggetti con sclerosi multipla) e al setup sperimentale utilizzato. Nella letteratura biomeccanica e riabilitativa non esiste una soglia di tolleranza temporale univoca e clinicamente validata per tutte le popolazioni; l'errore accettabile tra la segmentazione automatica e quella manuale viene generalmente contestualizzato in base alla durata complessiva del gesto e alla fluidità del movimento del target clinico considerato [20].



(a) Vista frontale.



(b) Vista del retro.

Figura 2.2.3: Sensore inerziale wireless MTw Awinda (Xsens)

2.3 Sensori inerziali del movimento

Le unità di misura inerziali indossabili (*Inertial Measurement Units* – IMU) rappresentano una tecnologia per l'analisi cinematica utilizzabile anche al di fuori dei laboratori strutturati. Un'unità IMU, come i sensori Xsens MTw Awinda utilizzati nel presente studio, integra tipicamente al suo interno, in un sistema di riferimento triassiale, accelerometro, giroscopio e magnetometro, configurandosi propriamente come un'unità di misura inerziale e magnetica (IMMU) [18].

La stima accurata del movimento si basa sui principi fisici di funzionamento di ciascuna componente sensoriale [18]:

- L'accelerometro triassiale misura l'accelerazione lineare totale agente sul sensore, che include sia l'accelerazione dinamica dovuta al movimento del soggetto, sia l'accelerazione statica dovuta alla gravità terrestre.
- Il giroscopio triassiale registra la velocità angolare del sensore rispetto al proprio sistema di riferimento solidale.
- Il magnetometro triassiale rileva la forza e la direzione del campo magnetico locale, fungendo da bussola per determinare l'orientamento rispetto al Nord magnetico terrestre.

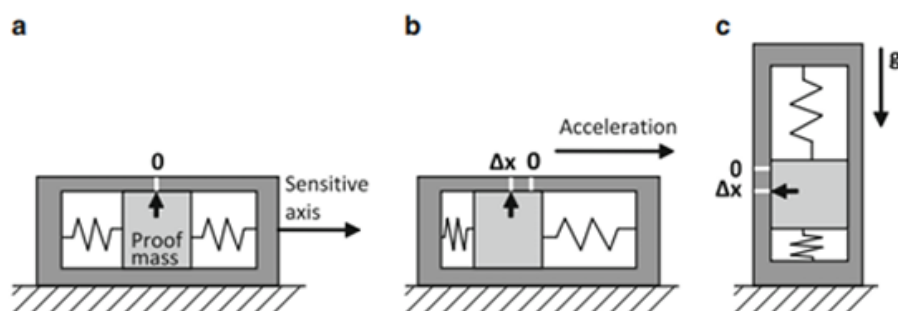


Figura 2.3.1: Struttura tipica di un accelerometro meccanico basato sul principio massa-molla-smorzatore.

Dal punto di vista matematico, la determinazione dell'orientamento tridimensionale a partire dalle sole velocità angolari giroscopiche è soggetta a un progressivo errore di deriva (*drift*) cumulativo, dovuto all'integrazione numerica nel tempo. Per risolvere questo problema, le IMU implementano algoritmi di fusione sensoriale (*sensor fusion*) basati su filtri di Kalman [21].

In questo processo, l'accelerometro viene sfruttato in condizioni quasi-statiche come inclinometro verticale per correggere gli errori di rollio e beccheggio (*pitch and roll*), mentre il magnetometro corregge gli errori di imbardata (*yaw*) lungo l'asse verticale [18].

Tuttavia, gli ambienti clinici presentano spesso elementi ferromagnetici che alterano il campo magnetico locale; l'adozione di un filtro di Kalman complementare avanzato, come quello

descritto da Roetenberg e colleghi [21], risulta quindi indispensabile per stimare e compensare tali disturbi magnetici transitori, prevenendo la deriva dell'imbardata e garantendo la stabilità della misura.

Nello specifico del sistema Xsens MTw Awinda impiegato in questo lavoro, i singoli tracker presentano caratteristiche fisiche ideali per l'applicazione clinica, con dimensioni estremamente ridotte ($47\text{ mm} \times 30\text{ mm} \times 13\text{ mm}$) e un peso di soli 16 grammi. Ciascun sensore è alimentato da una batteria interna ricaricabile con un'autonomia di circa 6 ore e comunica in modalità wireless con la stazione ricevente ad una portata di circa 50 metri [17].

Per superare i limiti tipici dei protocolli wireless (come la perdita occasionale di pacchetti di dati e i ritardi di sincronizzazione), i sensori integrano a bordo il brevetto *Strap-Down Integration* (SDI). Questo algoritmo esegue il calcolo degli incrementi di velocità e di orientamento ad un'altissima frequenza di campionamento interna (fino a 240 Hz) direttamente sul processore del sensore, trasmettendo poi i dati calibrati a frequenze wireless inferiori (fino a 60 Hz) senza perdere le informazioni dinamiche ad alta frequenza contenute nel segnale grezzo [17], [19].

Attraverso la proiezione dei segnali dinamici dal sistema di riferimento locale del sensore al sistema di riferimento globale (terrestre), l'algoritmo consente di sottrarre il vettore di gravità dall'accelerazione totale misurata, ricavando la cosiddetta "accelerazione libera" (*free acceleration*) [18]. Questo passaggio matematico permette il calcolo accurato di parametri biomeccanici avanzati, quali gli angoli articolari dei segmenti corporei, le velocità di giunto e la fluidità della traiettoria.

Tuttavia, sebbene le IMU forniscano flussi di dati caratterizzati da un'elevata precisione spaziale e temporale, i segnali cinematici grezzi non sono in grado di identificare autonomamente i confini temporali dei sotto-movimenti o il significato funzionale delle azioni eseguite dal soggetto. Risulta quindi indispensabile applicare algoritmi di elaborazione specifici [4], [19].

La letteratura scientifica dimostra che analizzando la norma della velocità angolare e l'accelerazione lineare verticale del polso è possibile identificare un profilo cinematico trifasico che corrisponde accuratamente alle fasi di raggiungimento, trasporto e ritorno alla posizione di riposo [4].

Sfruttando soglie basate su percentuali della velocità angolare massima o modelli probabilistici complessi, è possibile segmentare il flusso continuo del segnale e mappare i dati fisici grezzi nelle corrispondenti primitive motorie funzionali (come *reach*, *transport*, *reposition*, *stabilize* e *idle*) di interesse per l'operatore clinico [1], [4], [5].

Capitolo 3

Scopo dello studio

Il presente lavoro di tesi si pone l'obiettivo generale di validare un algoritmo, implementato in ambiente MATLAB, finalizzato alla segmentazione automatica delle primitive motorie funzionali (FMP) dell'arto superiore durante l'esecuzione del test clinico ARAT.

Il sistema di analisi quantitativa elabora i dati registrati da un singolo sensore inerziale posizionato sulla porzione distale del radio per identificare con precisione gli istanti di inizio e fine delle sotto-fasi del movimento, quali il raggiungimento (*Reaching*), la manipolazione dell'oggetto (*Manipulation*), il trasporto (*Transport*) e il ritorno dell'arto alla posizione basale (*Return*). La validazione viene condotta attraverso un confronto sistematico con la segmentazione manuale eseguita da un operatore tramite l'analisi di riprese video sincronizzate, assunta come riferimento di verità (*Ground Truth*).

Per rispondere in modo rigoroso ai requisiti metodologici, la pianificazione dello studio è stata articolata in obiettivi primari e secondari ben definiti:

Obiettivi primari

- Validazione dell'accuratezza dell'algoritmo: verificare la capacità del sistema di calcolo automatico di identificare con precisione temporale gli istanti di transizione tra le diverse primitive motorie dell'arto superiore, confrontando direttamente le stime del software con la marcatura manuale effettuata dall'operatore.
- Valutazione della robustezza del segnale in presenza di elevata variabilità: testare la stabilità e la tenuta del modello cinematico a tre campane su un campione eterogeneo di 56 soggetti, stratificato in tre coorti con profili motori profondamente differenti (giovani adulti sani, anziani sani e pazienti post-ictus in fase post-acuta). Questo obiettivo mira a determinare se l'algoritmo mantenga standard elevati di precisione anche quando il tracciato cinematico risulta alterato, frammentato, rallentato o compromesso da sinergie muscolari anomale e compensi posturali tipici dell'invecchiamento e della patologia neurologica.

Obiettivo secondario

- Valutazione dell'utilità clinica della scomposizione in primitive: verificare se l'analisi cinematica condotta all'interno delle singole finestre temporali delle primitive (attraverso la metrica del *Path Length Ratio* – PLR) offra una sensibilità superiore nel discriminare le capacità motorie dei soggetti rispetto a una valutazione globale del gesto nella sua

interezza. Lo studio intende dimostrare se la parcellizzazione del compito consenta di identificare deficit motori specifici e inefficienze spaziali nelle diverse coorti che altrimenti rimarrebbero mascherati o diluiti all'interno degli indici calcolati sul movimento complessivo.

Capitolo 4

Materiali e metodi

4.1 Campione

L'intero protocollo sperimentale, inclusi i criteri di reclutamento e le procedure di acquisizione dei segnali inerziali e video, è stato condotto nel pieno rispetto delle norme etiche e ha ricevuto l'approvazione ufficiale del Comitato Etico dell'Azienda Ospedaliera di Padova, registrata con il codice di approvazione AOP 3242.

Il disegno sperimentale di questo studio prevede il coinvolgimento di un campione complessivo di 56 partecipanti, reclutati in collaborazione con la Clinica Neurologica dell'Università di Padova e le case di riposo per anziani OIC e OPSA. Il campione è stato suddiviso in tre coorti distinte:

- Un gruppo di soggetti giovani sani di controllo, reclutati su base volontaria ($N = 27$).
- Un gruppo di soggetti anziani sani di controllo ($N = 20$).
- Un gruppo di pazienti post-ictus in fase sub-acuta (*i.e.*, a un mese dall'episodio di ictus), afferenti alla Clinica Neurologica dell'Università di Padova ($N = 9$).

L'inclusione della coorte di soggetti anziani sani risulta metodologicamente fondamentale: questo gruppo di controllo permette infatti di isolare e scindere gli effetti della senescenza fisiologica sulla fluidità e sulla velocità del movimento rispetto ai deficit neurologici focali causati dalla lesione cerebrale [4].

Per la coorte dei pazienti post-ictus, il protocollo sperimentale originario prevedeva un monitoraggio longitudinale articolato in tre sessioni di valutazione temporale: fase acuta (T0, tra 0 e 7 giorni dall'evento), fase sub-acuta precoce (T1, a 1 mese dall'evento) e fase post-acuta avanzata (T2, a 3 mesi dall'evento). Ai fini del presente lavoro di validazione, l'analisi è stata focalizzata esclusivamente sulla sessione Stroke T1.

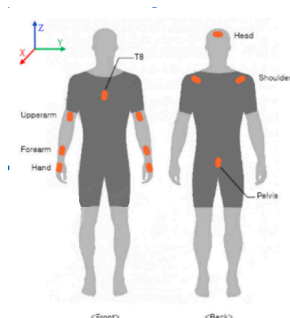
4.2 Strumentazione

L'apparato sperimentale per la cattura e la quantificazione del movimento si basa su un sistema integrato composto da sensori inerziali indossabili, guanti sensorizzati per il tracciamento delle dita e telecamere digitali per l'acquisizione video, sincronizzati tra loro per registrare simultaneamente la cinematica dell'arto superiore e del tronco del soggetto.

4.2.1 Sensori inerziali

Per la registrazione cinematica tridimensionale dell'arto superiore e del busto è stato utilizzato il sistema di *motion capture* inerziale wireless MTw Awinda (Xsens Technologies, Paesi Bassi) [16], [17]. Tutti i sensori trasmettono i dati in modalità wireless a un PC di registrazione tramite l'unità di ricezione Awinda Master, che implementa un protocollo brevettato di elaborazione del segnale per minimizzare la perdita di pacchetti e ottimizzare la sincronizzazione temporale tra i diversi sensori. I sensori sono stati posizionati sul corpo dei soggetti tramite *strap* elastici flessibili con chiusura a velcro, seguendo le direttive ufficiali del manuale d'uso Xsens [19] e secondo lo schema di posizionamento visibile in Figura 4.2.1:

- Sulla parte posteriore del cranio, in corrispondenza del punto craniometrico.
- In corrispondenza della vertebra T8.
- In corrispondenza della cresta sacrale mediana (pelvi), con il sensore orientato in verticale.
- In prossimità dello sterno.
- In corrispondenza della spina scapolare (bilateralmente).
- Sulla regione laterale dell'arto superiore, nel punto di congiunzione tra la massa muscolare del bicipite e del tricipite.
- Sulla porzione distale del radio (polso).



(a) Schema grafico delle posizioni anatomiche.



(b) Soggetto reale con bande elastiche.

Figura 4.2.1: Rappresentazione schematica e fotografica del posizionamento dei sensori sul corpo: (a) schema grafico delle posizioni anatomiche dei *tracker* (vista anteriore e posteriore); (b) vista posteriore del soggetto reale, con evidenza del sistema di bande elastiche regolabili utilizzate per garantire il corretto posizionamento e la stabilità dei sensori sul busto, sulle spalle e sugli arti superiori durante l'esecuzione del compito.

Il kit inerziale è stato infine integrato con i guanti sensorizzati Xsens Gloves by Manus.

Per poter tradurre i dati inerziali grezzi in un modello scheletrico personalizzato, prima di ogni sessione sperimentale il software di acquisizione Xsens richiede l'inserimento dei parametri antropometrici individuali di ciascun partecipante, tra cui l'altezza totale e la lunghezza del piede. Questi dati permettono al modello biomeccanico interno di calibrare accuratamente le lunghezze dei singoli segmenti corporei, inclusi braccio e avambraccio, e di stimare la posizione spaziale della mano in modo fisicamente coerente e confrontabile tra i diversi soggetti esaminati. Questi sensori consentono l'acquisizione dei dati cinematici relativi al movimento delle singole dita, misurando in tempo reale posizione, velocità e accelerazione delle singole falangi.

Per garantire l'accuratezza del tracciamento e la corretta associazione tra i segmenti corporei reali e il modello scheletrico virtuale, la sessione di registrazione è preceduta da una specifica procedura di calibrazione, articolata in due fasi distinte e sequenziali:

1. Calibrazione dei sensori inerziali (busto e arti superiori): una volta avviata la comunicazione wireless tra i tracker e la stazione ricevente, al soggetto viene richiesto di eseguire una specifica routine. Nello specifico, il partecipante deve inizialmente mantenere per alcuni secondi una posizione statica in *N-pose*, caratterizzata dalle braccia distese e rilassate lungo il corpo; successivamente, deve camminare per lo spazio di prova per alcuni secondi enfatizzando i movimenti delle braccia e del tronco, per poi ritornare nella posizione statica iniziale in *N-pose* a conclusione della procedura. Questa sequenza, alternando fasi statiche e dinamiche, consente agli algoritmi di fusione sensoriale del software Xsens di stimare l'orientamento relativo di ciascun sensore rispetto al segmento osseo sottostante e di allineare con precisione i sistemi di riferimento locali dei tracker con quelli del modello biomeccanico globale.
2. Calibrazione dei guanti sensorizzati (tracciamento delle dita): necessaria per mappare correttamente i *range* articolari delle falangi. Questa procedura viene eseguita richiedendo al soggetto di completare una sequenza di tre gesti standardizzati, i cui passaggi principali e configurazioni della mano sono documentati nella Figura 4.2.2:
 - Inizialmente, viene richiesto di appoggiare la mano su una superficie orizzontale priva di elementi metallici onde evitare interferenze, mantenendo le dita chiuse e unite tra loro e il solo pollice aperto e orientato verso l'esterno.
 - Successivamente, il partecipante deve sollevare la mano e chiudere tutte le dita per stringerla a pugno.
 - Infine, il soggetto deve completare la calibrazione aprendo, stendendo le dita, e successivamente toccando ripetutamente la base del palmo della mano con i polpastrelli, proseguendo questo movimento fino a quando la procedura non viene segnalata come completata dal software di acquisizione.

Una volta terminati i passaggi per il primo guanto, la medesima sequenza viene ripetuta per l'altro arto. Questa sequenza consente al software di calibrare i valori minimi e massimi di flessione ed estensione di ciascuna falange, garantendo una ricostruzione fedele dei successivi compiti di presa e manipolazione fine previsti dal protocollo clinico.



(a) Fase A: mano piana e pollice aperto.



(b) Fase B: arto sollevato e pugno chiuso.

Figura 4.2.2: Fasi principali della procedura di calibrazione dei guanti sensorizzati Manus: (a) prima fase con mano in posizione piana su superficie non metallica e pollice aperto; (b) seconda fase con arto sollevato e mano chiusa a pugno.

4.2.2 Sistema video

L'esecuzione del test è stata registrata simultaneamente tramite due telecamere digitali Intel RealSense D435 (Figura 4.2.3), operanti a una frequenza di 60 Hz e sincronizzate temporalmente con le unità inerziali.



Figura 4.2.3: Telecamera di profondità digitale Intel RealSense D435 impiegata per le riprese e la sincronizzazione video.

Per quanto riguarda il posizionamento delle telecamere, la prima è stata montata su un treppiedi a un'altezza di 150 cm da terra, orientata con un'angolazione di 60 gradi rispetto al piano sagittale del soggetto per registrare la visuale laterale dello spazio di lavoro.

La seconda telecamera, destinata all'acquisizione della prospettiva aerea, è stata fissata a una struttura rigida sovrastante il setup e centrata perpendicolarmente rispetto alla superficie del tavolo di lavoro.

Questa specifica disposizione geometrica garantisce una visuale ottimale (aerea e laterale) dello spazio di lavoro del paziente, minimizzando le occlusioni visive dell'arto e degli oggetti.

4.2.3 Setup di acquisizione

La disposizione geometrica dello spazio di lavoro segue le linee guida per il *benchmarking* strumentale dell'arto superiore [3], [22]:

- Durante l'esecuzione delle prove, il partecipante siede su una sedia standard priva di braccioli e con uno schienale rigido, mantenendo una postura eretta con il tronco a contatto con lo schienale per prevenire compensazioni motorie.
- La seduta si trova di fronte al tavolo di lavoro in modo che l'addome sia centrato rispetto alla superficie del tavolo, garantendo così uno spazio idoneo per la mobilità dell'arto superiore.

In linea con le direttive del protocollo, la procedura di valutazione iniziale differisce a seconda della coorte esaminata. Per i soggetti appartenenti ai gruppi di giovani e anziani, il test viene eseguito partendo sempre dall'arto dominante. Per i pazienti della coorte clinica post-ictus, la valutazione ha invece inizio dall'arto non affetto, o meno affetto. In entrambi i casi, questa scelta metodologica permette al partecipante di comprendere appieno la richiesta motoria e familiarizzare con il compito, prima di procedere alla valutazione dell'arto non dominante o di quello affetto.

Per favorire l'unilateralità del compito e mantenere sotto costante controllo visivo l'arto non testato, la posizione di partenza deve essere rigorosamente standardizzata:

- Per i subtest *Grasp*, *Grip* e *Pinch*, il partecipante deve posizionare l'arto esaminato in posizione prona sul tavolo di lavoro, mentre l'arto non testato è collocato a riposo sulla coscia omolaterale per tutta la durata del test.
- Per la sezione *Gross Movement*, la posizione di partenza prevede invece entrambe le mani pronte sulle cosce.

Prima di ogni prova, l'esaminatore legge ad alta voce le istruzioni standardizzate; in caso di deficit di comprensione o afasia, è prevista una dimostrazione pratica del compito da parte dell'operatore per facilitare l'apprendimento.

Il protocollo clinico si basa sull'Action Research Arm Test (ARAT) [10], un test clinico composto da 19 prove organizzate in 4 sezioni gerarchiche basate sulla complessità crescente del movimento (Figura 4.2.4):

- La sezione *Grasp* (Afferrare) comprende 6 prove che richiedono l'interazione con quattro cubi di legno di dimensioni differenti (da 2.5 a 10 cm³), una palla da cricket di 7.1 cm di diametro e una pietra per affilare.
- La sezione *Grip* (Stringere) include 4 prove che prevedono il travaso di acqua da un bicchiere all'altro, lo spostamento orizzontale di due tubi metallici di differente diametro (da 1 e 2.5 cm) da un perno iniziale a uno finale, e l'inserimento di una rondella idraulica su un bullone.
- La sezione *Pinch* (Pizzicare) è composta da 6 prove in cui il soggetto deve afferrare e sollevare, posizionandoli su una mensola rialzata di 37 cm rispetto al tavolo, biglie e cuscinetti a sfera d'acciaio utilizzando la presa fine tra il pollice e le dita (indice, medio e anulare, testati singolarmente).
- La sezione *Gross Movement* (Movimenti grossolani) prevede 3 prove che non richiedono l'interazione con oggetti fisici, in cui il paziente deve portare la mano attiva in tre posizioni specifiche: dietro la nuca senza flettere il collo, sopra la testa senza flettere la fronte, e alla bocca con il palmo della mano, mantenendo la postura eretta ed evitando inclinazioni laterali del tronco.

La valutazione della qualità del movimento si basa su una scala a quattro punti per ciascuna prova:

- Il punteggio di 3 viene assegnato quando il compito è eseguito normalmente ed entro un limite di tempo di 5 secondi.
- Il punteggio di 2 viene attribuito se l'azione viene completata con successo ma richiede un tempo insolitamente lungo (tra i 5 e i 60 secondi) o se viene eseguita con evidenti compensazioni posturali o motorie del tronco e della spalla.
- Il punteggio di 1 viene assegnato se il compito viene eseguito solo parzialmente entro il limite massimo di 60 secondi, mentre il punteggio è pari a 0 se il soggetto non mostra alcuna iniziativa motoria o non riesce a completare alcuna parte del compito entro i 60 secondi stabiliti.

Questo approccio standardizzato, come documentato nello studio di riferimento [22], garantisce una sensibile riduzione della variabilità inter-operatore e intra-operatore, fornendo una misura altamente riproducibile e fortemente correlata con scale cliniche validate come la sezione motoria della scala Fugl-Meyer.



Figura 4.2.4: Kit strumentale standardizzato utilizzato per l'esecuzione dell'*Action Research Arm Test* (ARAT) con evidenza degli oggetti di differenti forme, dimensioni e pesi.

4.3 Algoritmo di segmentazione automatica

L'algoritmo di segmentazione automatica, implementato in ambiente MATLAB R2025b, elabora i dati cinematici tridimensionali registrati dalle unità IMU posizionate sull'arto superiore. L'obiettivo principale del codice è identificare in modo oggettivo e ripetibile gli istanti temporali di inizio e fine delle primitive motorie funzionali, superando la variabilità e la parziale soggettività associate alla marcatura visiva manuale effettuata dall'operatore.

Il principio di funzionamento dell'algoritmo si basa sull'analisi della forma tipica del profilo di velocità lineare registrato dal sensore sul polso. Durante l'esecuzione dei compiti standard dell'ARAT, la velocità mostra un andamento caratterizzato da tre distinte campane positive (Figura 4.3.1), intervallate da valli a velocità prossima allo zero.

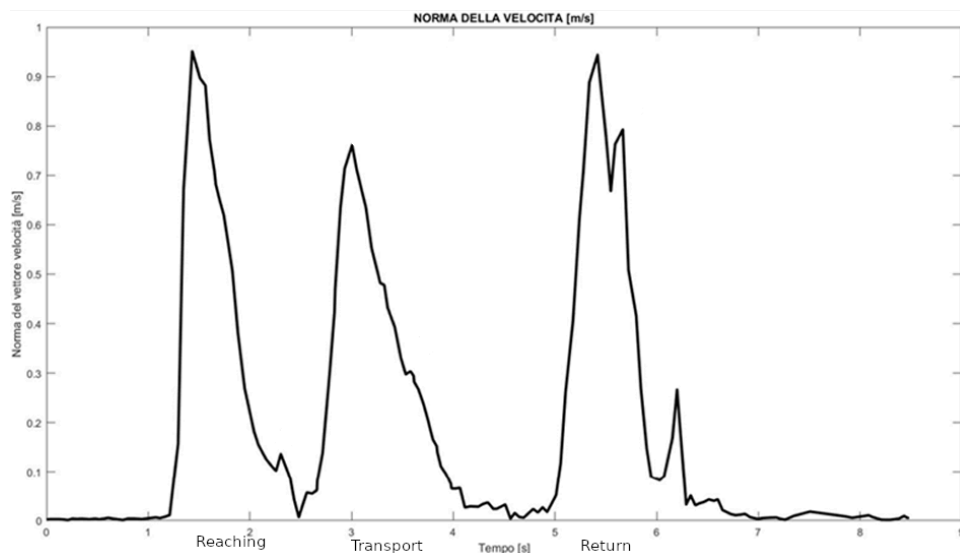


Figura 4.3.1: Rappresentazione dell'andamento temporale del profilo di velocità e della curva fittizia normalizzata.

Sotto il profilo cinematico, le tre campane rappresentano le fasi attive di spostamento dell'arto nello spazio, corrispondenti rispettivamente al raggiungimento dell'oggetto (*Reaching*), al suo spostamento verso la destinazione prevista dal compito (*Transport*) e al rientro della mano alla posizione iniziale di riposo (*Return*). Le valli a bassa velocità (i minimi locali del segnale) identificano invece le fasi statiche di interazione fine e manipolazione dell'oggetto (*Manipulation*), durante le quali la mano del partecipante rimane ferma sul target per eseguire la presa o il rilascio.

Questo profilo trifasico riflette la pianificazione motoria tipica dei movimenti funzionali umani, caratterizzati da traiettorie fluide e da profili di velocità a campana per ciascuna fase di spostamento.

Per esaltare la separazione tra le fasi attive di spostamento e le zone di stazionarietà, l'algoritmo non lavora direttamente sulla sola velocità lineare o angolare, bensì su una curva fittizia (F) definita dal prodotto tra la norma del vettore velocità e la norma del vettore posizione:

$$F = \|\mathbf{v}\| \cdot \|\mathbf{p}\| \quad (4.1)$$

dove $\|\mathbf{v}\|$ rappresenta la norma della velocità espressa in metri al secondo [m/s], mentre $\|\mathbf{p}\|$ indica la norma del vettore della posizione espressa in metri [m], calcolata rispetto a un sistema di riferimento con l'asse z in linea con la pelvi e il piano xy parallelo e coincidente con il suolo della stanza di prova. Moltiplicare la velocità del polso per la sua distanza spaziale dal centro del corpo consente di amplificare e accentuare l'altezza delle tre campane cinematiche e di appiattire in modo marcato le zone di minimo relativo, facilitando l'individuazione matematica delle transizioni.

Sotto il profilo della consistenza metrologica, è importante sottolineare come il calcolo della curva F sia intrinsecamente standardizzato rispetto alle differenze antropometriche dei soggetti analizzati. I vettori tridimensionali di posizione e velocità del polso, infatti, sono estratti direttamente dal modello scheletrico personalizzato, calibrato in precedenza sulla base dei parametri antropometrici del singolo soggetto (descritti nel Paragrafo 4.2.1). Di conseguenza, la successiva procedura di segmentazione basata sulla curva F risulta robusta rispetto alle variazioni di scala geometrica dovute alla diversa lunghezza degli arti. Poiché l'algoritmo non utilizza una soglia di taglio assoluta, bensì una soglia adattativa calcolata in funzione del valore medio della curva stessa della specifica prova, l'altezza assoluta delle campane cinematiche viene normalizzata automaticamente, garantendo la stabilità dell'identificazione dei picchi indipendentemente dalla statura del soggetto.

Una volta definita la curva di interesse, l'algoritmo esegue una fase di pre-elaborazione articolata in due passaggi: in primo luogo, viene applicata un'operazione di interpolazione temporale mirata ad incrementare il numero di campioni e ad uniformare la griglia temporale tra i segnali estratti dai file `.bag` (videocamera) e dai file `.mvnx` (Xsens); successivamente, sul segnale interpolato viene eseguito uno *smoothing* tramite filtro di Savitzky-Golay per eliminare le oscillazioni ad alta frequenza e il rumore strumentale.

La procedura di segmentazione si sviluppa poi in due fasi sequenziali:

Fase 1: Identificazione dei picchi. L'algoritmo applica una soglia adattativa calcolata come frazione del valore medio della curva complessiva:

$$\text{adaptive_thresh} = \text{adaptive_thresh_factor} \cdot \text{mean_value} \quad (4.2)$$

Questa soglia identifica intervalli temporali compatti al di sopra di essa; previa eliminazione

degli intervalli spuri di durata troppo breve o troppo ravvicinati (tramite un controllo di distanza temporale minima posto a 0.25 s), l'algoritmo seleziona i punti di massimo assoluto all'interno dei restanti intervalli stabili, identificando i picchi effettivi delle campane (*Reaching*, *Transport*, *Return*).

Fase 2: Calcolo degli istanti di segmentazione. Trovati i picchi delle campane, gli istanti esatti di inizio e fine non vengono determinati da un taglio globale, bensì calcolando una soglia locale specifica per ciascun picco. Questa soglia dinamica viene definita in funzione della differenza percentuale tra il valore del picco e il primo minimo locale alla sua sinistra (per l'inizio della campana) o alla sua destra (per la fine della campana), secondo la formula:

$$\text{fmp_thresh} = \text{fmp_peak} - \text{fmp_thresh_factor} \cdot [\text{fmp_peak} - \min(\text{intervallo})] \quad (4.3)$$

L'istante di transizione individuato tramite l'intersezione con le soglie locali definisce il confine temporale esatto tra due primitive consecutive, garantendo la continuità sequenziale dell'analisi. Di conseguenza, l'algoritmo non calcola valori iniziali e finali indipendenti per ciascuna primitiva motoria funzionale, bensì rileva il singolo fotogramma di separazione che sancisce simultaneamente il termine della fase che si sta concludendo e l'avvio immediato della fase successiva. Attraverso questa logica sequenziale priva di tempi morti, le primitive stazionarie intermedie, nello specifico la prima fase di manipolazione e presa (*Manipulation 1*, situata tra le campane attive di *Reaching* e *Transport*) e la seconda fase di manipolazione e rilascio (*Manipulation 2*, situata tra *Transport* e *Return*), vengono definite per differenza, facendo coincidere l'inizio di ciascuna di esse con il frame immediatamente successivo alla conclusione della fase attiva precedente.

4.4 Segmentazione manuale dell'operatore

L'attività di marcatura fotogramma per fotogramma è stata effettuata tramite *pixi* [23], un software di annotazione video sviluppato internamente dal laboratorio IAS dell'Università di Padova per soddisfare le esigenze di questo progetto.

Il software è in grado di elaborare i file di tipo *.bag* contenenti le registrazioni video, salvando i dati di annotazione direttamente in formato *.json*. Data la natura interna dello sviluppo, non sono disponibili riferimenti bibliografici per questo strumento.

A supporto di questo processo è stato utilizzato un algoritmo implementato in ambiente Python per associare a ciascun fotogramma del video registrato dalle telecamere un'etichetta numerica corrispondente a una specifica primitiva motoria funzionale. Il vettore temporale così generato contiene l'istante esatto di campionamento del *frame* e l'etichetta numerica ad esso associata.

Per ottimizzare il flusso di lavoro e ridurre la variabilità e gli errori sistematici di inserimento durante la marcatura, l'interfaccia di *pixi* è stata configurata definendo specifiche scorciatoie da tastiera abbinate alla nomenclatura standardizzata delle etichette.

Durante l'analisi pratica dei video, lo spostamento lungo la *timeline* è avvenuto mediante l'uso dei tasti freccia della tastiera, permettendo di analizzare singolarmente ogni fotogramma per selezionare l'istante esatto di transizione.

Sfruttando la disponibilità delle due differenti inquadrature sincronizzate (la prospettiva aerea e la prospettiva laterale) e la possibilità di utilizzare la funzione di *zoom*, l'operatore ha potuto usufruire di un duplice controllo visivo.

Questo approccio sistematico ha consentito di standardizzare i criteri di scelta, garantendo la ripetibilità del processo di marcatura e riducendo l'incertezza intrinseca legata all'osservatore umano.

Nel contesto del presente lavoro di tesi, i compiti motori eseguiti durante il test ARAT vengono analizzati identificando quattro primitive motorie fondamentali:

- *Reaching* (Raggiungimento): inizio del movimento di avvicinamento all'oggetto, identificato dal fotogramma in cui la mano del soggetto si stacca fisicamente dalla posizione di riposo sul tavolo per muoversi verso l'oggetto *target*. Questa primitiva è definita in linea con precedenti tassonomie [1], [5], che distinguono il semplice raggiungimento di un punto nello spazio (*reach to point*) dal raggiungimento finalizzato alla presa di un oggetto (*reach to grasp*).
- *Manipulation* (Manipolazione): interazione fisica tra la mano del soggetto e la superficie dell'oggetto, che comprende le fasi di presa (*grasp*), stabilizzazione e rilascio dello stesso.

- *Transport* (Trasporto): fase di spostamento attivo durante la quale l'oggetto, saldamente afferrato, viene sollevato e trasportato nello spazio verso la destinazione prevista dal compito, identificata dal fotogramma in cui l'oggetto si stacca dal tavolo.
- *Return* (Ritorno): movimento di rientro dell'arto che si conclude nel fotogramma in cui la mano del soggetto si riposiziona completamente sulla superficie del tavolo nella configurazione iniziale di riposo.

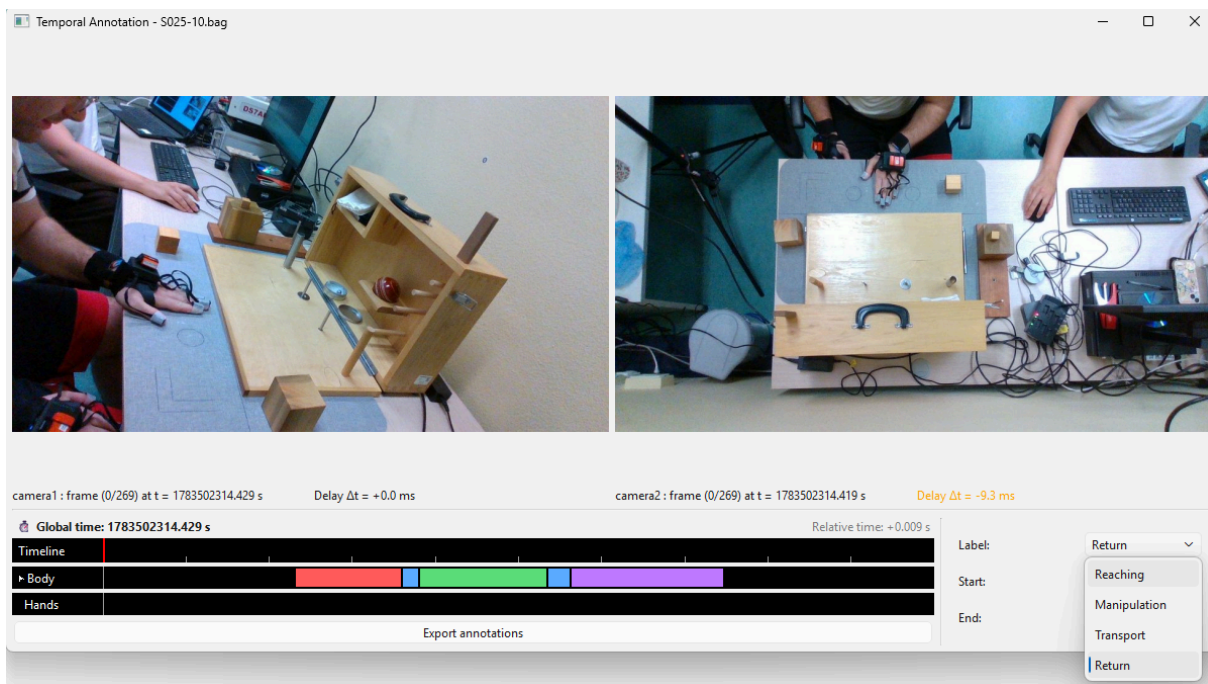


Figura 4.4.1: Interfaccia grafica del software di annotazione temporale *pixi* durante la fase di marcatura manuale da parte dell'operatore, con visualizzazione sincronizzata della prospettiva laterale e aerea.

Sebbene le primitive fondamentali siano quattro, l'azione motoria complessiva viene scomposta in un numero differente di stadi temporali in base alla complessità del *task* richiesto dal protocollo ARAT:

- Scomposizione a 5 stadi (Prove di presa standard): nelle prove standard che prevedono lo spostamento di un oggetto (come i cubi nella sottoscala *Grasp*, la palla da cricket o la pietra), il movimento si articola in cinque stadi sequenziali: *Reaching*, *Manipulation 1* (fase di presa), *Transport*, *Manipulation 2* (fase di rilascio) e *Return*.

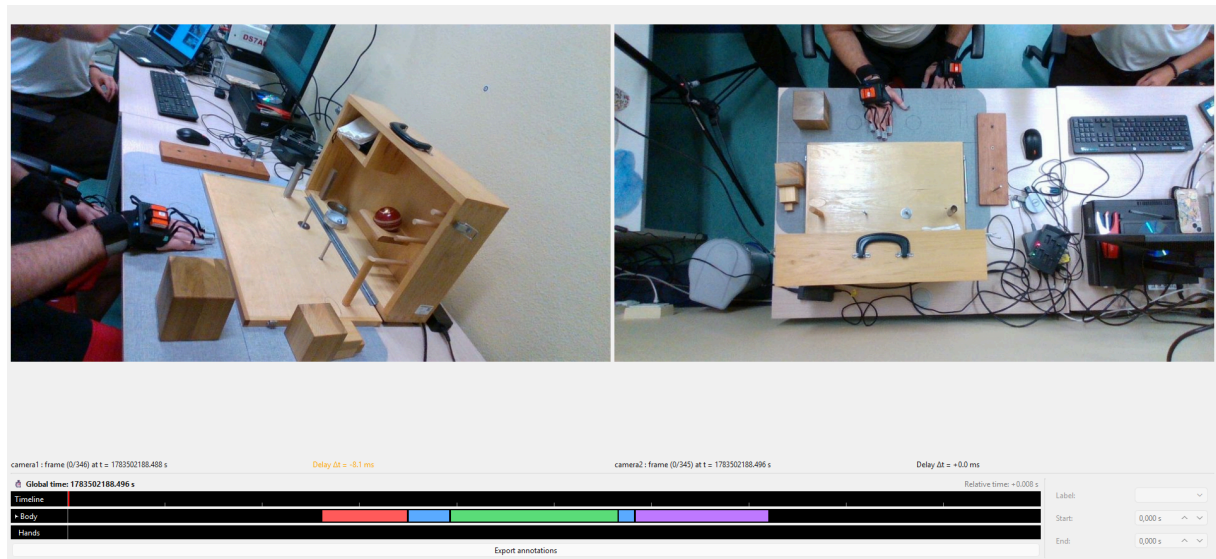


Figura 4.4.2: Esempio di scomposizione temporale a cinque stadi nel software *pixi* per una prova di presa standard (cubo da 7.5 cm), in cui l'azione motoria lineare viene segmentata nelle sequenze consecutive di *Reaching*, *Manipulation 1* (presa), *Transport*, *Manipulation 2* (rilascio attivo) e *Return*.

- In alcuni *trials* la fase di *Manipulation 2* (rilascio attivo) non è fisicamente presente. Questo accade quando l'oggetto viene lasciato andare semplicemente per effetto della forza di gravità, un fenomeno riscontrato frequentemente durante la manipolazione delle sfere di ridotte dimensioni (biglie nella sottoscala *Pinch*) e talvolta con i tubi metallici (sottoscala *Grip*). In questi specifici casi, l'azione salta la fase di manipolazione finale, passando direttamente dal *Transport* alla primitiva di *Return*.

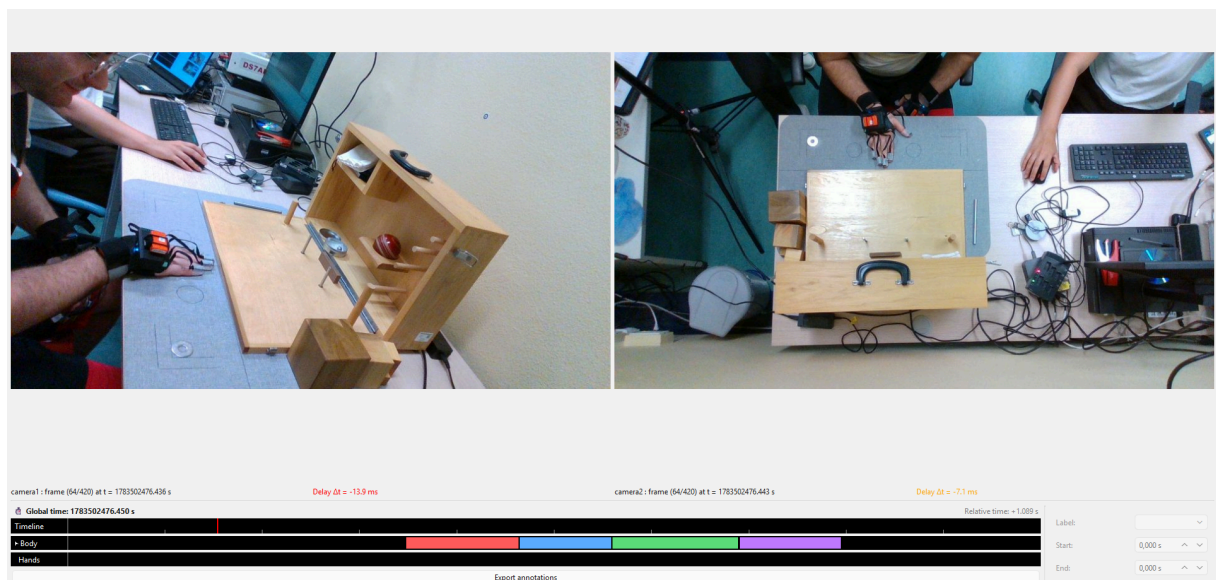


Figura 4.4.3: Esempio di scomposizione temporale a quattro stadi nel software *pixi*, in cui l'assenza della fase di rilascio attivo (*Manipulation 2*) determina il passaggio diretto dalla primitiva di *Transport* alla primitiva conclusiva di *Return*.

- Scomposizione a 7 stadi (Prova del bicchiere / Travaso d'acqua): All'interno del protocollo ARAT, la prova del versamento dell'acqua presenta una struttura più complessa che richiede un adattamento della sequenza lineare, suddividendo il flusso del movimento in una sequenza a sette stadi in cui le fasi di manipolazione e trasporto si alternano:

1. *Reaching*: movimento iniziale della mano dalla posizione di riposo sul tavolo verso il bicchiere.
2. *Manipulation 1* (fase di presa): contatto e stabilizzazione della presa delle dita sul bicchiere.
3. *Transport 1* (andata): sollevamento e trasporto del bicchiere dal tavolo fino al posizionamento sopra il secondo recipiente.
4. *Manipulation 2* (stabilizzazione durante il travaso): fase statica in cui il bicchiere viene mantenuto sopra il secondo recipiente per simulare il versamento. Pur essendovi un movimento ridotto dell'arto, rappresenta una fase di manipolazione attiva in quanto il mantenimento della presa è necessario per completare l'operazione.
5. *Transport 2* (ritorno): trasporto del bicchiere indietro sulla superficie del tavolo.
6. *Manipulation 3* (fase di rilascio): rilascio del bicchiere sulla superficie d'appoggio.
7. *Return*: movimento di rientro della mano dal bicchiere alla posizione di riposo iniziale sul tavolo.

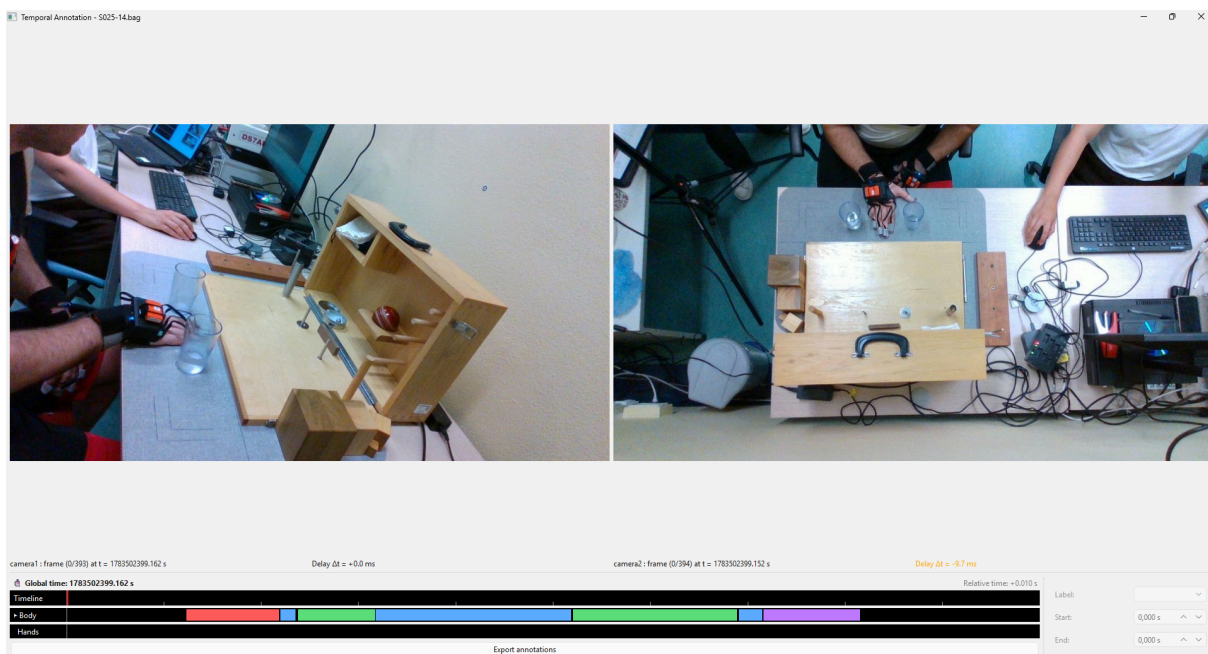


Figura 4.4.4: Interfaccia grafica del software *pixi* configurata per la scomposizione a sette stadi della prova di travaso d'acqua, con evidenza della *timeline* inferiore in cui sono visibili le diverse bande temporali colorate che identificano la sequenza alternata di primitive dinamiche e statiche.

Questa scomposizione del movimento funzionale trova un riscontro metodologico negli studi [3] e [4], che hanno dimostrato come l'uso di sensori inerziali sul polso consenta di identificare e isolare con precisione la durata di ciascuna di queste specifiche sotto-fasi durante l'esecuzione del test ARAT.

4.5 Analisi statistica

L'analisi statistica e l'elaborazione dei dati si articolano in due componenti principali: la valutazione dell'accordo (*agreement*) tra i due metodi di segmentazione temporale (manuale e automatico) e la definizione matematica dei parametri cinematici e articolari estratti durante l'esecuzione dei compiti motori.

Infine, per valutare la presenza di differenze statisticamente significative tra le tre coorti di soggetti (giovani sani, anziani sani e pazienti post-ictus) in merito ai parametri cinematici estratti (come il *Path Length Ratio* globale e parcellizzato), è stato utilizzato il test non parametrico di Kruskal-Wallis. Nei casi in cui è emersa una significatività statistica, sono stati eseguiti i confronti *post-hoc* a coppie di Dunn con correzione del *p*-value (*p*-adjusted) per confronti multipli.

4.5.1 Valutazione dell'algoritmo

Per valutare l'accordo temporale tra la segmentazione manuale dell'operatore e quella automatica dell'algoritmo, si applica la metodologia statistica di confronto tra metodi descritta da Bland e Altman [24].

Per ciascuna transizione temporale viene calcolata la differenza tra i due metodi. L'accordo viene quantificato determinando la differenza media (*bias* sistematico) e la deviazione standard delle differenze (*sd*). I limiti di accordo al 95% vengono definiti come la differenza media più o meno 1.96 volte la deviazione standard delle differenze ($\text{bias} \pm 1.96 \cdot \text{sd}$), indicando l'intervallo entro cui si colloca la quasi totalità delle discrepanze tra le misurazioni dei due metodi.

La precisione di queste stime viene valutata attraverso il calcolo degli errori standard e dei relativi intervalli di confidenza al 95% per la differenza media e per i limiti di accordo. In presenza di eteroschedasticità (variabilità non uniforme delle differenze) o di distribuzioni non normali delle differenze, vengono adottati gli opportuni adattamenti previsti dal metodo, quali la trasformazione logaritmica delle misure, l'analisi di regressione lineare semplice o l'approccio non parametrico basato sui centili osservati [24].

In aggiunta all'accordo temporale puntuale è stato calcolato l'Indice di Jaccard per quantificare l'accordo complessivo sulla durata degli intervalli di ciascuna primitiva motoria funzionale. Tale indice è stato calcolato come il rapporto tra l'intersezione temporale delle aree classificate da entrambi i metodi (operatore e algoritmo) e l'unione delle aree saturate, fornendo un valore compreso tra 0 (nessun accordo) e 1 (accordo totale).

Per la validazione quantitativa dell'accordo temporale in questo studio, è stata definita una finestra di tolleranza accettabile pari a 400 ms complessivi (ovvero ± 200 ms rispetto all'istante di transizione). Questa soglia rappresenta il miglior compromesso clinico, metodologico e statistico per le seguenti ragioni:

- Criterio statistico di sensibilità: Il valore di 400 ms è stato impiegato per il calcolo della numerosità campionaria atta a garantire la significatività statistica dello studio. Ridurre la soglia a un valore inferiore (es. 300 ms) avrebbe comportato un aumento non sostenibile dei soggetti necessari per ciascun gruppo, che sarebbero passati da 18 a 51 per coorte (per un totale di 153 soggetti).
- Proporzionalità clinica della primitiva: Secondo i dati normativi per compiti di *reach-to-grasp* (come il *drinking task*), la fase attiva di trasporto dell'oggetto (*Transport*) presenta una durata media di circa 1.2 s nei soggetti sani e di 1.9 s nei pazienti emiparetici post-ictus [25]. Una tolleranza di 400 ms si colloca quindi tra il 20% e il 30% della durata totale della primitiva, garantendo l'identificazione della corretta sequenza macroscopica del gesto.
- Limitazioni della segmentazione manuale: Tale soglia tiene conto dell'incertezza intrinseca e del ritardo di reazione dell'osservatore umano durante la marcatura video, ampiamente documentati in letteratura con margini di errore accettati tra 0.2 s e 0.3 s per popolazioni neurologiche [20].

4.5.2 Parametro cinematico estratto: Path Length Ratio

Sulla base delle finestre temporali identificate dalle primitive motorie funzionali, viene estratto e quantificato il parametro cinematico di interesse clinico valutare l'efficienza spaziale del gesto: il Rapporto della Lunghezza Totale della Traiettoria (*Path Length Ratio* – PLR).

Il PLR quantifica la deviazione della traiettoria reale del polso rispetto a un percorso lineare ideale ed è calcolato come il rapporto tra la lunghezza della traiettoria reale tridimensionale della mano (L_p) e la lunghezza della traiettoria ideale (L_s):

$$\text{PLR} = \frac{\sum L_p}{\sum L_s} \quad (4.4)$$

- La lunghezza reale L_p è determinata dalla somma delle distanze euclidee cumulate tra punti consecutivi registrati dal sensore inerziale sul polso.
- La lunghezza ideale L_s è calcolata tramite la norma vettoriale tra i tre vertici del triangolo ideale individuato dalla posizione iniziale della mano, dalla posizione iniziale dell'oggetto e dalla posizione finale dell'oggetto.

L'indice finale è definito come rapporto tra la sommatoria di L_p e la sommatoria di L_s ($\sum L_p / \sum L_s$). Un indice vicino al valore 1 riflette una traiettoria quasi ideale, rettilinea ed efficiente, mentre valori più elevati evidenziano deviazioni dal percorso ottimale dovute a movimenti compensatori del tronco e della spalla o a continue correzioni della traiettoria.

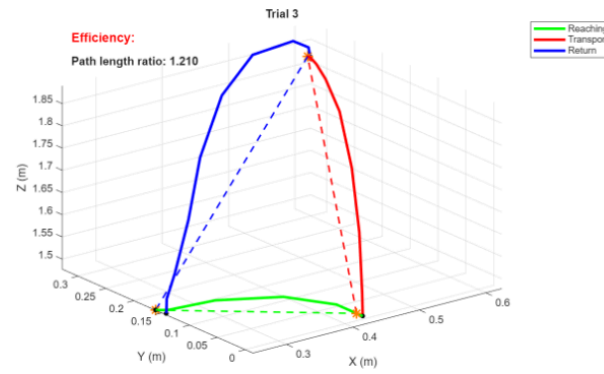


Figura 4.5.1: Rappresentazione tridimensionale della traiettoria reale del polso (linee continue) e del rispettivo percorso lineare ideale (linee tratteggiate) calcolato per la primitiva di *Reaching* (verde), *Transport* (rosso) e *Return* (blu) durante un singolo *trial* d'esempio per il calcolo del *Path Length Ratio* (PLR).

Capitolo 5

Risultati

5.1 Caratteristiche del campione

La coorte dei soggetti giovani sani di controllo comprende 27 partecipanti (14 donne e 13 uomini), caratterizzati da un'età media di 24.3 ± 2.1 anni (mediana: 24 anni). Dal punto di vista della lateralità, si registra una netta prevalenza di soggetti destrimani, con la presenza di soli due partecipanti sinistrorsi. Per quanto concerne la valutazione funzionale, i punteggi ottenuti al test ARAT mostrano un valore medio pari a 56 ± 0.79 punti sia per l'arto dominante sia per quello non dominante, a conferma di un profilo motorio ottimale e privo di limitazioni.

Il gruppo dei controlli anziani sani è costituito da 20 soggetti (13 donne e 7 uomini), con un'età media di 84 ± 6.7 anni (mediana: 83.5 anni). Relativamente alla dominanza manuale, 19 soggetti risultano destrimani, mentre uno presenta una dominanza bilaterale, classificata come destrimane ai fini dello svolgimento del protocollo ARAT. Sotto il profilo funzionale, le prestazioni alla scala ARAT registrano un valore medio di 47 ± 7.00 punti per l'arto destro e sinistro, evidenziando una parziale variabilità esecutiva tipica dell'invecchiamento fisiologico.

La coorte clinica dei pazienti post-ictus ($N = 9$) presenta un'età media di 75.6 ± 15.3 anni (mediana: 78 anni) e una dominanza manuale destrimane per la totalità dei soggetti. Sotto l'aspetto neuroanatomico e clinico, cinque pazienti presentano una lesione localizzata nell'emisfero cerebrale sinistro con conseguente deficit a carico dell'arto superiore destro, mentre i rimanenti quattro presentano una lesione emisferica destra con arto paretico sinistro. I punteggi ARAT registrati mostrano un'ampia variabilità clinica, con una media di 31 ± 16.9 punti per l'arto affetto e di 51 ± 5.22 punti per l'arto controlaterale non affetto.

5.2 Agreement tra operatore e algoritmo

In questa sezione vengono presentati i risultati del confronto temporale tra la segmentazione manuale dell'operatore (assunta come *Ground Truth*) e la stima automatica calcolata dall'algoritmo MATLAB. I dati di accordo, espressi in termini di *bias* sistematico e coefficiente di riproducibilità non parametrico (RPC_{np}), vengono analizzati inizialmente sull'intero campione globale e, nei paragrafi successivi, dettagliati per ciascuna delle tre coorti di soggetti esaminate. In totale, l'algoritmo di segmentazione automatica è stato validato su un totale di 1295 *trial* clinici complessivi, corrispondenti alle prove ARAT eseguite con successo dai partecipanti delle tre coorti. Prima di procedere all'analisi statistica aggregata delle prestazioni, per comprendere visivamente come viene quantificato l'accordo temporale tra i due metodi di segmentazione, la Figura 5.2.1 illustra l'andamento medio ottenuto mediando i *trial* dell'intero campione di soggetti per un compito rappresentativo. Nel grafico, le transizioni temporali medie marcate manualmente dall'operatore (linee verticali continue in blu) sono accoppiate con le corrispondenti transizioni stimate dall'algoritmo (linee verticali tratteggiate in magenta). Le bande verticali colorate sullo sfondo definiscono gli intervalli di tolleranza accettabile per la validazione clinica, differenziati tra l'avvio delle primitive (*Start Banda* in verde) e la loro conclusione (*End Banda* in rosa). Questo schema visivo rappresenta il modello di riferimento su cui si basa il calcolo dei parametri di *bias* sistematico e del coefficiente di riproducibilità non parametrico presentati nei paragrafi successivi.

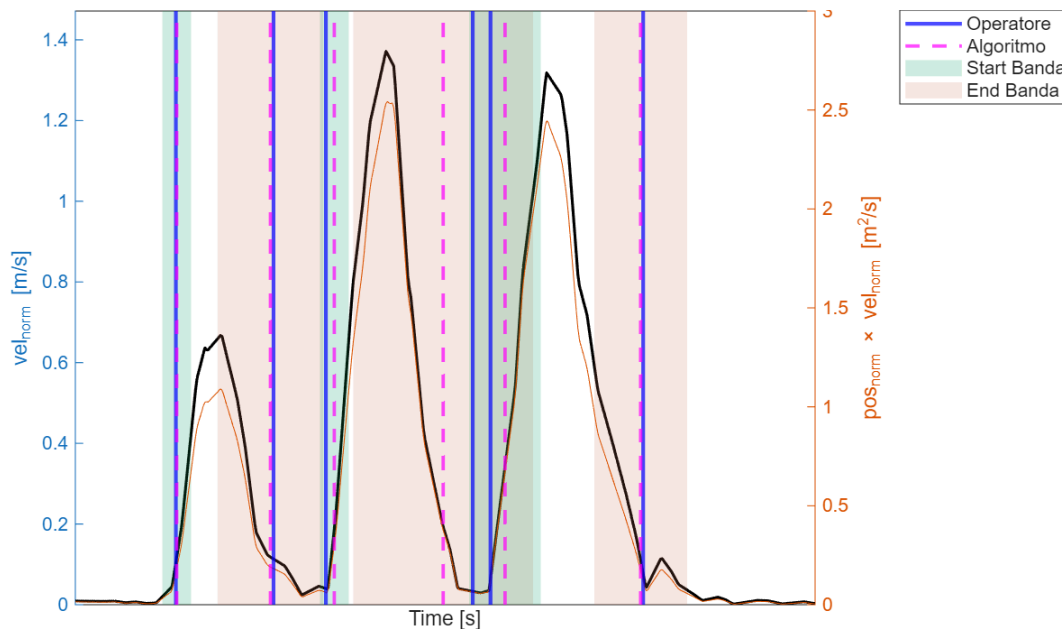


Figura 5.2.1: Grafico di confronto sul profilo medio rappresentativo dei *trial* tra la segmentazione manuale dell'operatore (linee continue blu) e la stima automatica dell'algoritmo (linee tratteggiate magenta), con evidenza delle bande di tolleranza temporale accettabili per l'inizio (verdi) e la fine (rosa) delle primitive motorie funzionali.

5.2.1 Risultati sul campione globale

Di seguito vengono presentati i risultati relativi all'accordo temporale calcolati sull'intero campione di soggetti analizzati. L'analisi globale mira a valutare la precisione generale dell'algoritmo indipendentemente dalle caratteristiche specifiche dei diversi gruppi di popolazione.

FMP	BiasSTART (ms)	RPCnpSTART (ms)	BiasEND (ms)	RPCnpEND (ms)
Reaching	5.25	91.58	-19.64	338.27
Transport	53.72	92.14	-189.34	575.35
Return	92.88	229.30	-15.89	297.03

Tabella 5.2.1: Accordo temporale globale tra la segmentazione manuale e l'algoritmo automatico per ciascuna primitiva motoria funzionale (FMP). Valori di bias e coefficiente di riproducibilità non parametrico (RPCnp) espressi in millisecondi [ms].

I dati evidenziano come l'errore sistematico (*bias*) vari a seconda della specifica primitiva motoria funzionale (FMP) considerata. L'accordo temporale risulta soddisfacente nella determinazione dell'inizio del *Reaching* (*bias*: 5.25 ms) e della fine del *Return* (*bias*: -15.89 ms), con scarti estremamente ridotti.

Al contrario, si osserva una deviazione sistematica nella stima del termine della fase di *Transport* (*bias*: -189.34 ms), che indica una tendenza dell'algoritmo ad anticipare la transizione rispetto alla segmentazione manuale dell'operatore. I valori del coefficiente di riproducibilità non parametrico (RPC_{np}) mostrano una dispersione maggiore in corrispondenza della fine del *Transport* (RPC_{np}: 575.35 ms), suggerendo la presenza di oscillazioni e comportamenti compensatori dei soggetti che verranno dettagliati nell'analisi per sottogruppi.

Per valutare l'accordo e la correlazione temporale sul campione globale dei *trial* analizzati, i dati quantitativi sono stati riportati graficamente attraverso diagrammi di dispersione con retta di regressione lineare e i relativi grafici di Bland-Altman. Al fine di rendere l'analisi metodologicamente rigorosa e sequenziale, la validazione grafica viene presentata analizzando singolarmente ciascuna primitiva motoria funzionale, combinando in un'unica figura gli istanti di inizio e di fine di ciascuna fase del movimento.

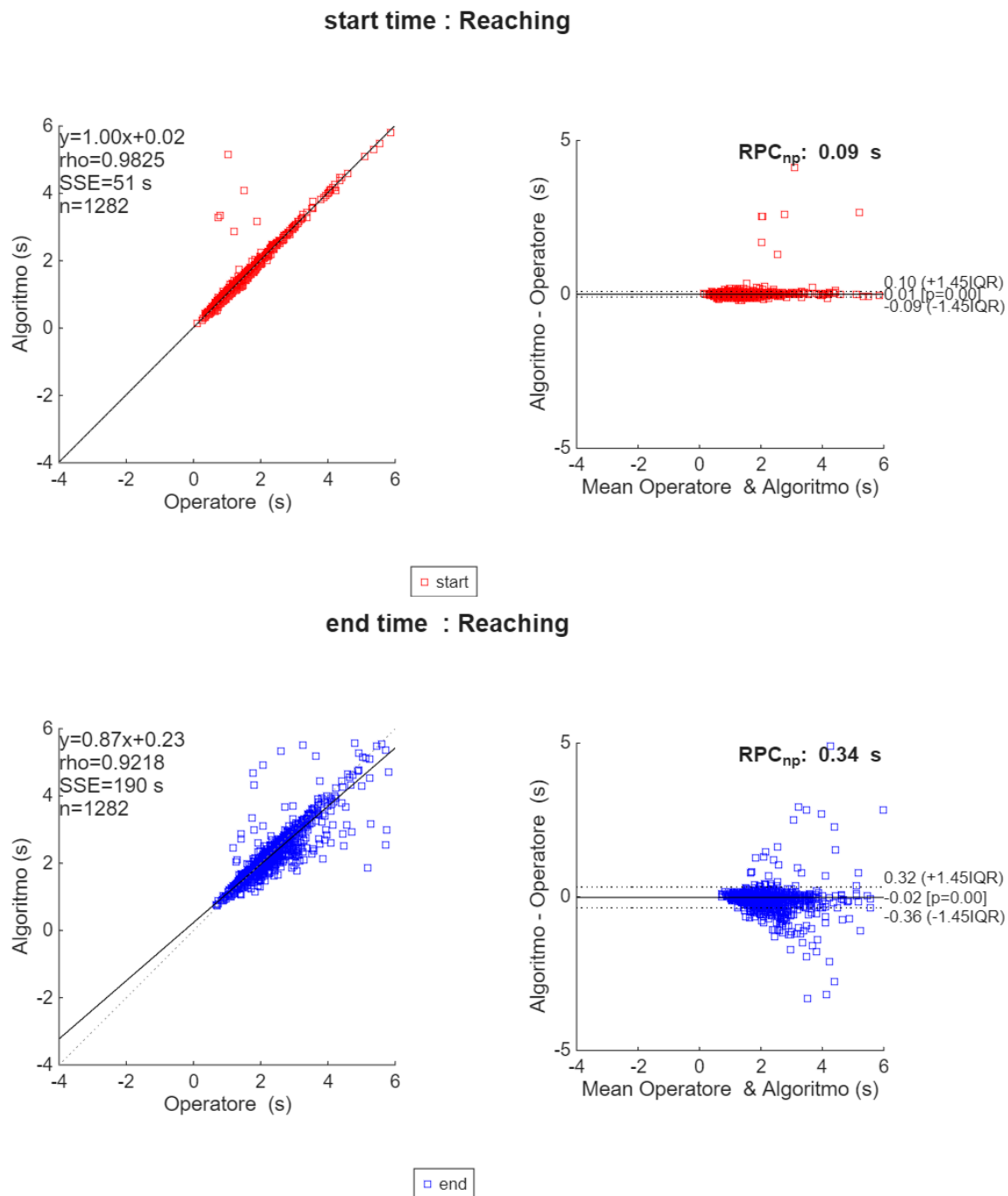


Figura 5.2.2: Analisi dell'accordo temporale per la primitiva di *Reaching* sul campione globale, con diagrammi di dispersione e grafici di Bland-Altman per gli istanti di inizio (pannelli superiori) e fine (pannelli inferiori) della fase.

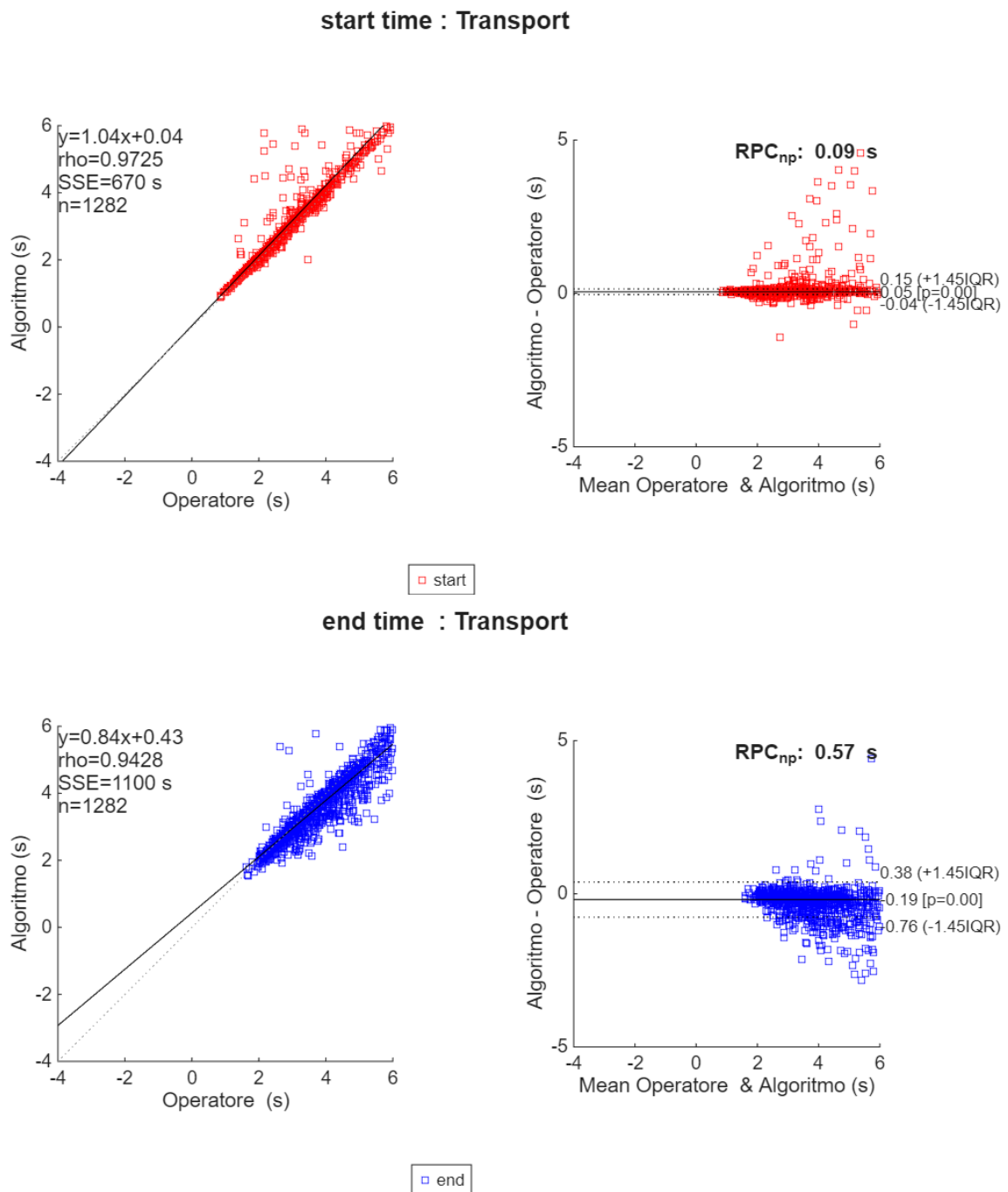


Figura 5.2.3: Analisi dell'accordo temporale per la primitiva di *Transport* sul campione globale, con diagrammi di dispersione e grafici di Bland-Altman per gli istanti di inizio (pannelli superiori) e fine (pannelli inferiori) della fase.

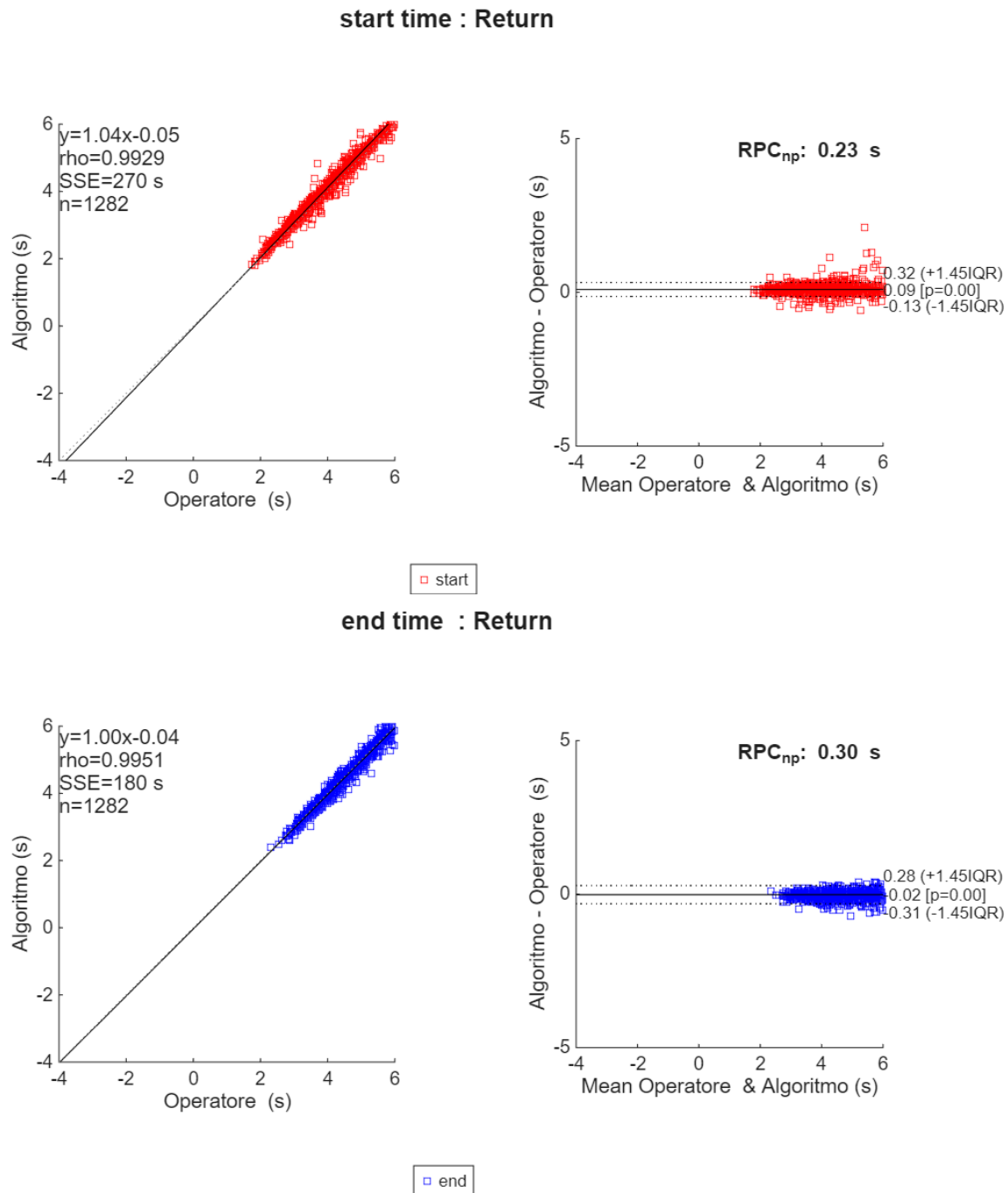


Figura 5.2.4: Analisi dell'accordo temporale per la primitiva di *Return* sul campione globale, con diagrammi di dispersione e grafici di Bland-Altman per gli istanti di inizio (pannelli superiori) e fine (pannelli inferiori) della fase.

5.2.2 Risultati nei giovani adulti

In questa sezione vengono analizzati i parametri di accordo temporale ottenuti esclusivamente nel gruppo dei giovani adulti sani (477 *trial*). Questo gruppo rappresenta il riferimento per una cinematica motoria ideale, fluida e priva di compensi o rallentamenti fisiologici o patologici.

FMP	BiasSTART (ms)	RPCnpSTART (ms)	BiasEND (ms)	RPCnpEND (ms)
Reaching	13.96	83.98	2.93	210.14
Transport	55.02	58.24	-159.05	334.38
Return	84.73	164.78	-52.42	224.65

Tabella 5.2.2: Accordo temporale nel gruppo dei soggetti giovani sani tra la segmentazione manuale e l'algoritmo automatico per ciascuna primitiva motoria funzionale (FMP). Valori di bias e coefficiente di riproducibilità non parametrico (RPCnp) espressi in millisecondi [ms].

I risultati mostrano una generale riduzione della variabilità rispetto al campione globale, come indicato dai valori di RPC_{np} complessivamente più contenuti in tutte le fasi.

La fase di *Reaching* si conferma accurata, registrando un *bias* medio ridotto sia per l'inizio (13.96 ms) sia per la fine (2.93 ms). Per quanto riguarda la fase di *Transport*, l'inizio presenta uno scarto medio contenuto (55.02 ms), mentre il termine mostra una discrepanza sistematica più marcata (*bias*: -159.05 ms, RPC_{np} : 334.38 ms).

La fase di *Return* evidenzia un comportamento analogo, con un *bias* di inizio pari a 84.73 ms e un *bias* di conclusione pari a -52.42 ms, confermando un accordo temporale soddisfacente tra le due metodiche su questa coorte di controllo.

La validazione grafica dell'accordo temporale ottenuta all'interno della coorte di controllo dei giovani sani viene descritta in modo sequenziale per le tre primitive analizzate. La Figura 5.2.5 raccoglie i grafici di correlazione e Bland-Altman per l'inizio e la fine del *Reaching*, la Figura 5.2.6 descrive l'accordo per l'inizio e la fine della fase di *Transport* e la Figura 5.2.7 illustra la precisione nella stima dell'inizio e della conclusione della fase di *Return*. L'analisi visiva delle tre figure evidenzia una concordanza sistematica molto elevata in tutte le transizioni considerate, confermando l'ottimo comportamento dell'algoritmo su tracciati cinematici fluidi e privi di compensazioni.

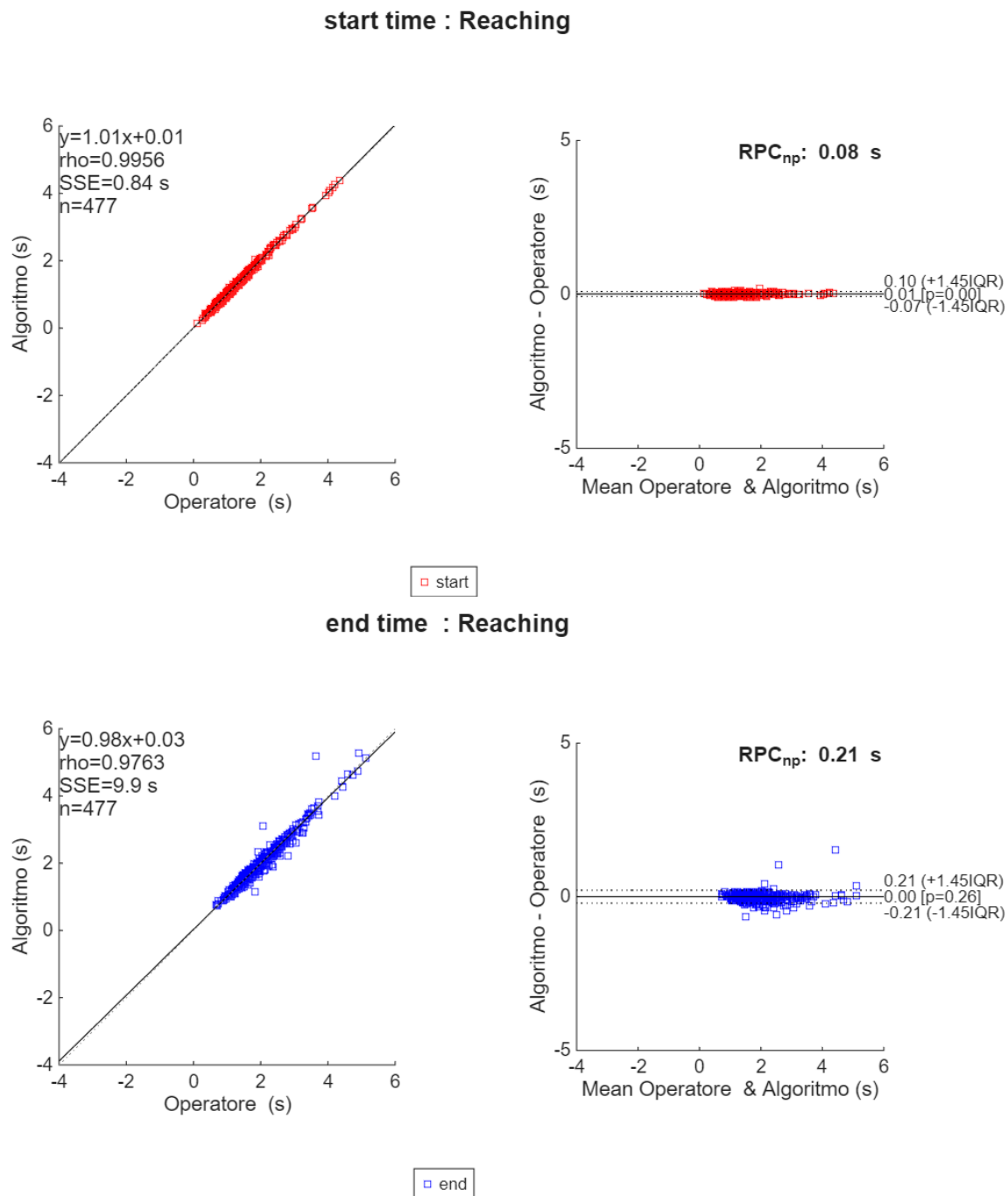


Figura 5.2.5: Analisi dell'accordo temporale per la primitiva di *Reaching* nei giovani sani, con diagrammi di dispersione e grafici di Bland-Altman per gli istanti di inizio (pannelli superiori) e fine (pannelli inferiori) della fase.

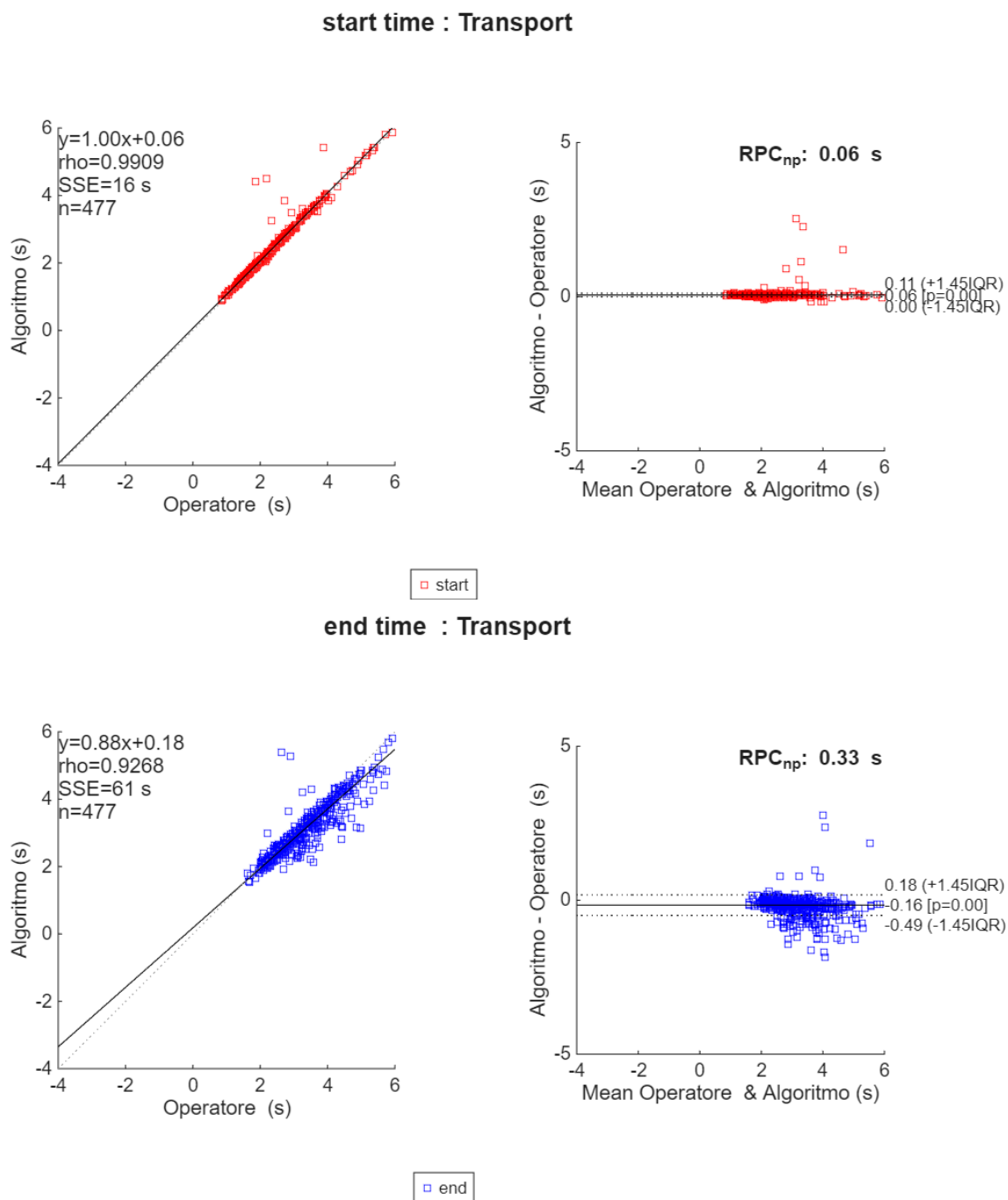


Figura 5.2.6: Analisi dell'accordo temporale per la primitiva di *Transport* nei giovani sani, con diagrammi di dispersione e grafici di Bland-Altman per gli istanti di inizio (pannelli superiori) e fine (pannelli inferiori) della fase.

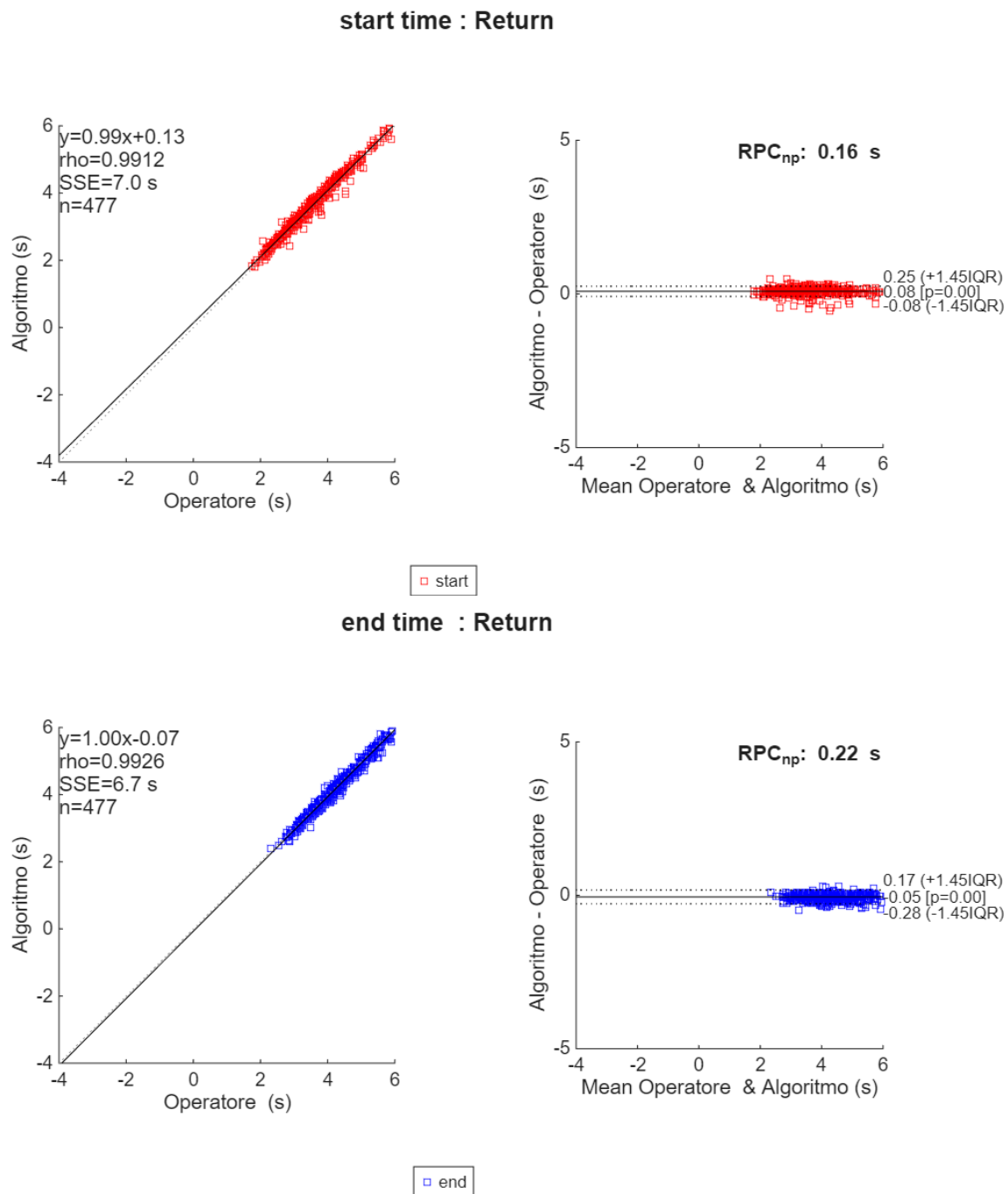


Figura 5.2.7: Analisi dell'accordo temporale per la primitiva di *Return* nei giovani sani, con diagrammi di dispersione e grafici di Bland-Altman per gli istanti di inizio (pannelli superiori) e fine (pannelli inferiori) della fase.

5.2.3 Risultati negli anziani sani

Di seguito si riportano i risultati del confronto temporale relativi al gruppo dei soggetti anziani sani (530 *trial*). Questa analisi consente di valutare la capacità dell'algoritmo di segmentazione di elaborare e identificare le primitive motorie all'interno di segnali cinematici caratterizzati da una variabilità esecutiva intrinsecamente maggiore rispetto a quella registrata nella coorte dei giovani adulti.

FMP	BiasSTART (ms)	RPCnpSTART (ms)	BiasEND (ms)	RPCnpEND (ms)
Reaching	3.30	100.31	-51.63	446.27
Transport	47.82	147.83	-227.35	712.70
Return	106.35	309.76	12.92	387.30

Tabella 5.2.3: Accordo temporale nel gruppo dei controlli anziani sani tra la segmentazione manuale e l'algoritmo automatico per ciascuna primitiva motoria funzionale (FMP). Valori di bias e coefficiente di riproducibilità non parametrico (RPCnp) espressi in millisecondi [ms].

Rispetto al gruppo dei giovani adulti, si osserva un incremento generale della dispersione dei dati (RPC_{np}), in particolare nelle fasi di transizione intermedie. L'inizio del *Reaching* mantiene un livello di errore ridotto, con un *bias* medio di 3.30 ms, sebbene l'intervallo di confidenza sia più ampio (RPC_{np} : 100.31 ms). La fine del *Transport* mostra la discrepanza maggiore, con un *bias* negativo di -227.35 ms e un valore di RPC_{np} pari a 712.70 ms, suggerendo che le modifiche cinematiche legate all'età possano rendere più complessa l'identificazione automatica del fine corsa del trasporto. Al contrario, la conclusione del movimento ($Return_{END}$) viene identificata con un errore sistematico contenuto (*bias*: 12.92 ms).

L'andamento dell'accordo temporale registrato all'interno del gruppo dei controlli anziani sani viene documentato per ciascuna primitiva motoria funzionale all'interno della Figura 5.2.8 (*Reaching*), della Figura 5.2.9 (*Transport*) e della Figura 5.2.10 (*Return*). Dal punto di vista cinematico, l'osservazione sequenziale di questi tre blocchi di grafici permette di apprezzare come l'invecchiamento fisiologico influenzi in modo differenziato le diverse fasi del compito motorio, mostrando una variabilità molto contenuta nella fase iniziale di avvicinamento e un incremento della dispersione dei dati durante la fase finale di trasporto e rilascio dell'oggetto.

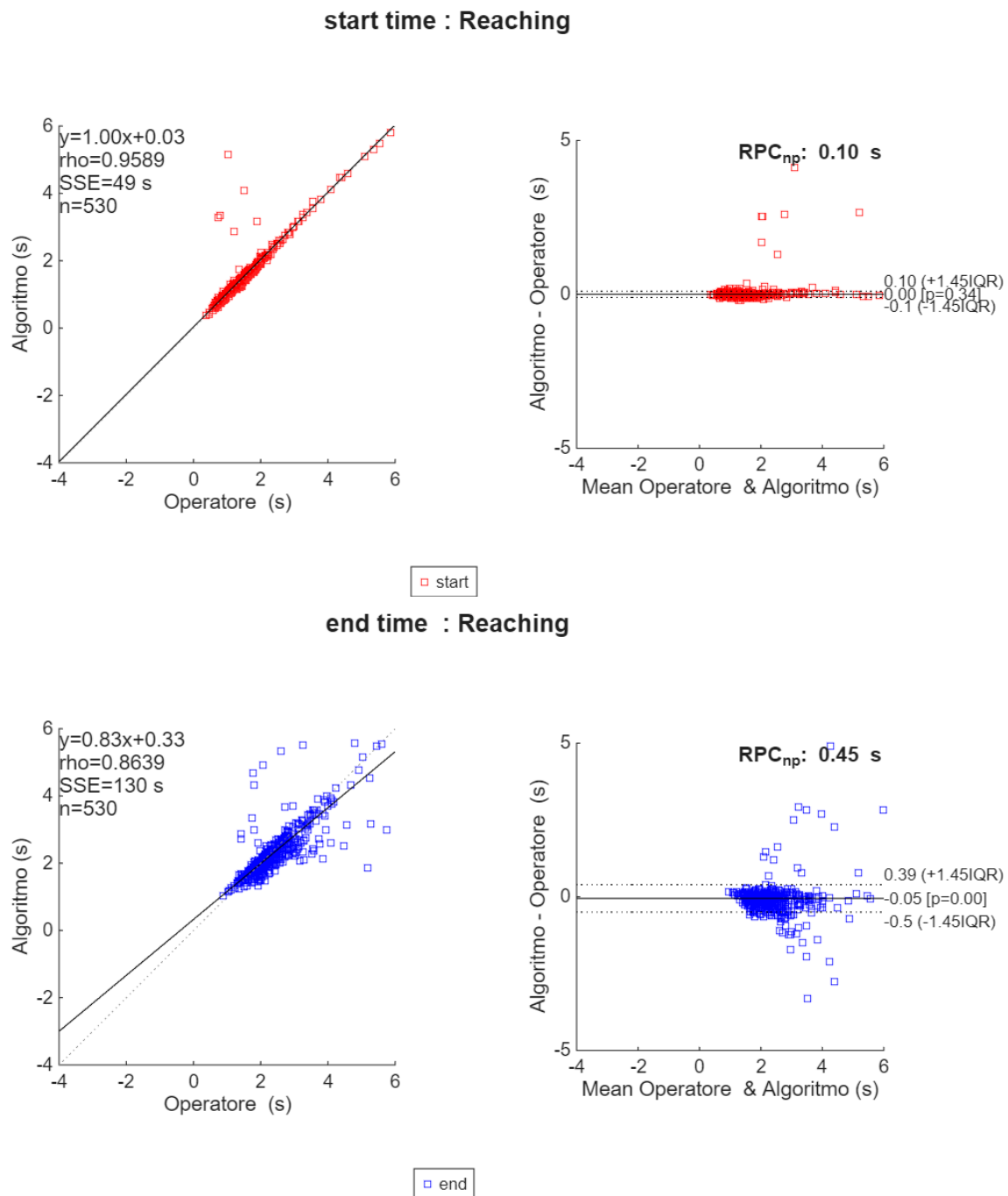


Figura 5.2.8: Analisi dell'accordo temporale per la primitiva di *Reaching* negli anziani sani, con diagrammi di dispersione e grafici di Bland-Altman per gli istanti di inizio (pannelli superiori) e fine (pannelli inferiori) della fase.

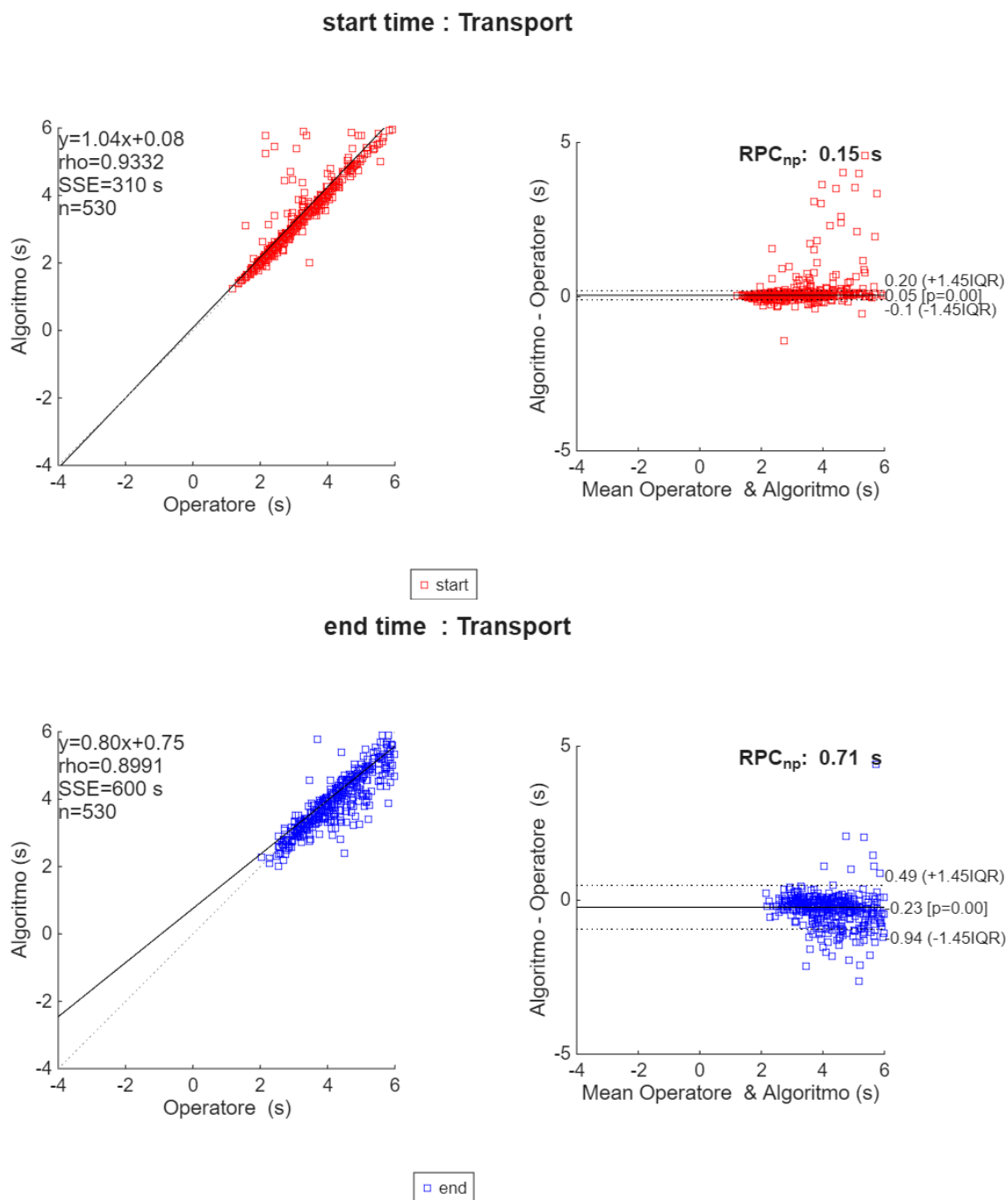


Figura 5.2.9: Analisi dell'accordo temporale per la primitiva di *Transport* negli anziani sani, con diagrammi di dispersione e grafici di Bland-Altman per gli istanti di inizio (pannelli superiori) e fine (pannelli inferiori) della fase.

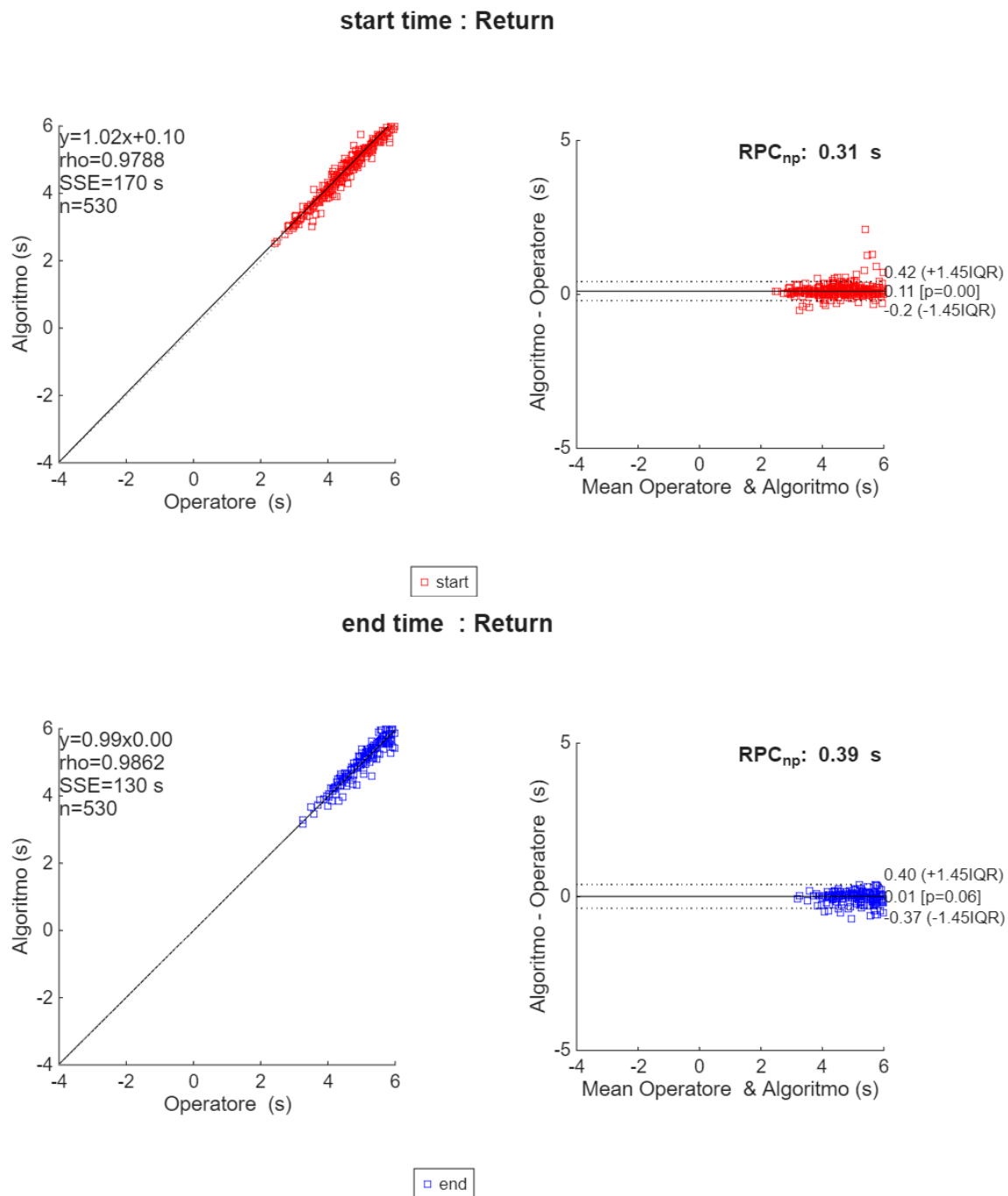


Figura 5.2.10: Analisi dell'accordo temporale per la primitiva di *Return* negli anziani sani, con diagrammi di dispersione e grafici di Bland-Altman per gli istanti di inizio (pannelli superiori) e fine (pannelli inferiori) della fase.

5.2.4 Risultati nei pazienti post-ictus

In questa sezione vengono presentati i risultati relativi al gruppo di pazienti post-ictus (288 *trial*). Questa analisi consente di verificare il comportamento dell'algoritmo in presenza di alterazioni patologiche del movimento, quali deficit di coordinazione, spasticità o traiettorie frammentate.

FMP	BiasSTART (ms)	RPCnpSTART (ms)	BiasEND (ms)	RPCnpEND (ms)
Reaching	-3.53	84.93	-30.64	478.34
Transport	59.96	109.95	-206.14	816.99
Return	95.17	262.13	17.21	274.92

Tabella 5.2.4: Accordo temporale nel gruppo dei pazienti post-ictus tra la segmentazione manuale e l'algoritmo automatico per ciascuna primitiva motoria funzionale (FMP). Valori di *bias* e coefficiente di riproducibilità non parametrico (RPCnp) espressi in millisecondi [ms].

Nonostante l'elevata variabilità intrinseca della popolazione clinica, l'algoritmo mostra prestazioni paragonabili a quelle dei soggetti sani in specifici eventi. In particolare, l'inizio e la fine del *Reaching* presentano un *bias* sistematico contenuto (rispettivamente -3.53 ms e -30.64 ms). Le criticità maggiori si concentrano anche in questo caso nella fase di *Transport*, dove la fine del movimento mostra un *bias* negativo di -206.14 ms associato a una variabilità elevata (RPCnp pari a 816.99 ms). Tale comportamento riflette la difficoltà dell'algoritmo nel discriminare la transizione tra trasporto dell'oggetto e ritorno dell'arto in presenza di *pattern* motori tipici del paziente emiparetico. La conclusione dell'intero compito (Return_{END}) viene comunque rilevata con un *bias* medio contenuto (17.21 ms).

Infine, per documentare le prestazioni del sistema di calcolo a fronte delle alterazioni motorie e dei compensi causati dalla patologia, i grafici di correlazione e Bland-Altman per la coorte dei pazienti post-ictus sono riportati in modo disaggregato per la primitiva di *Reaching* (Figura 5.2.11), per la primitiva di *Transport* (Figura 5.2.12) e per la primitiva conclusiva di *Return* (Figura 5.2.13). L'analisi sequenziale di queste figure permette di oggettivare la tenuta dell'algoritmo nel definire i confini macroscopici del compito (*Reaching* e *Return*), evidenziando la localizzazione della maggiore criticità nella stima fine del *Transport* a causa della frammentazione della traiettoria tipica del paziente emiparetico.

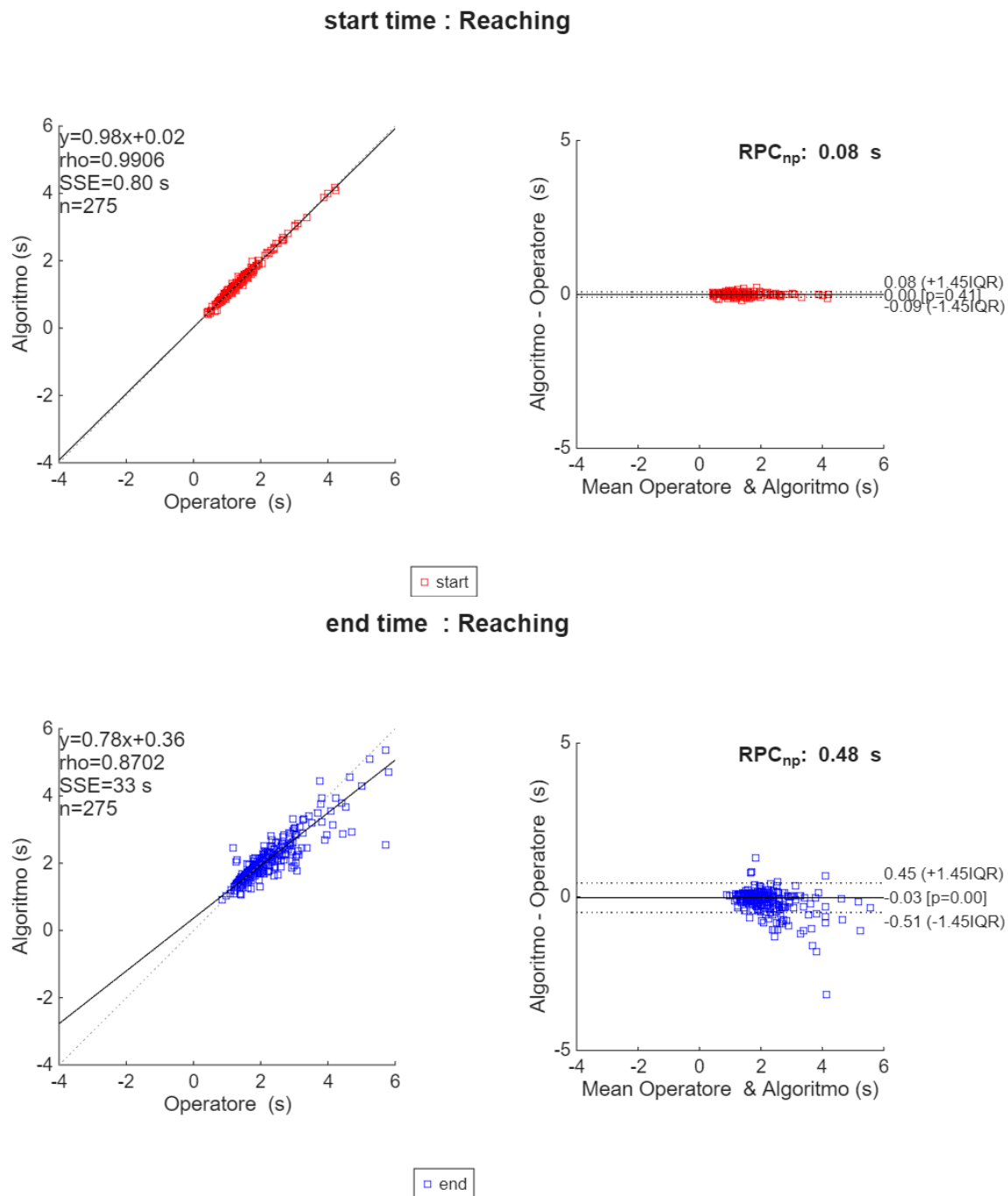


Figura 5.2.11: Analisi dell'accordo temporale per la primitiva di *Reaching* nei pazienti post-ictus, con diagrammi di dispersione e grafici di Bland-Altman per gli istanti di inizio (pannelli superiori) e fine (pannelli inferiori) della fase.

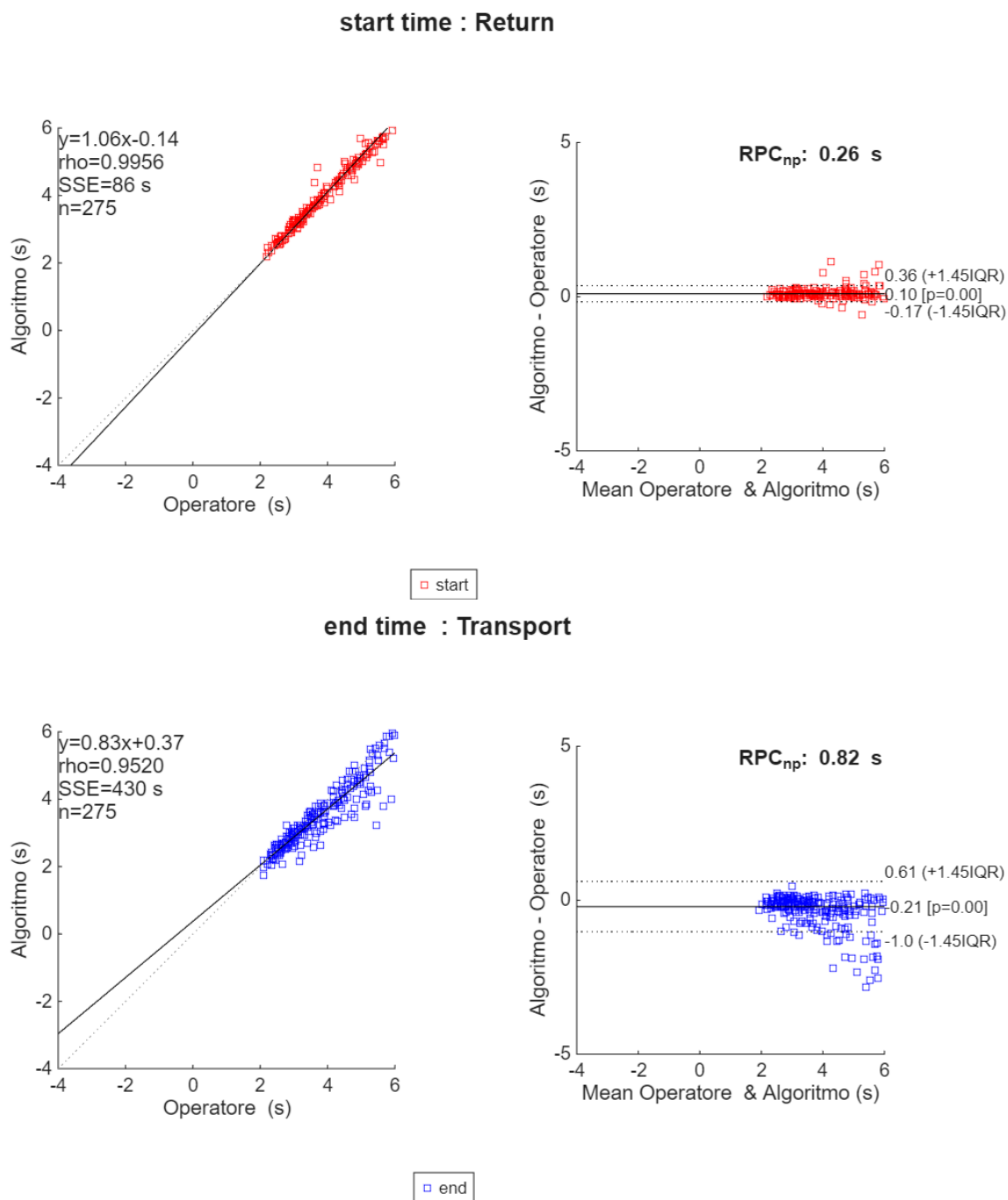


Figura 5.2.12: Analisi dell'accordo temporale per la primitiva di *Transport* nei pazienti post-ictus, con diagrammi di dispersione e grafici di Bland-Altman per gli istanti di inizio (pannelli superiori) e fine (pannelli inferiori) della fase.

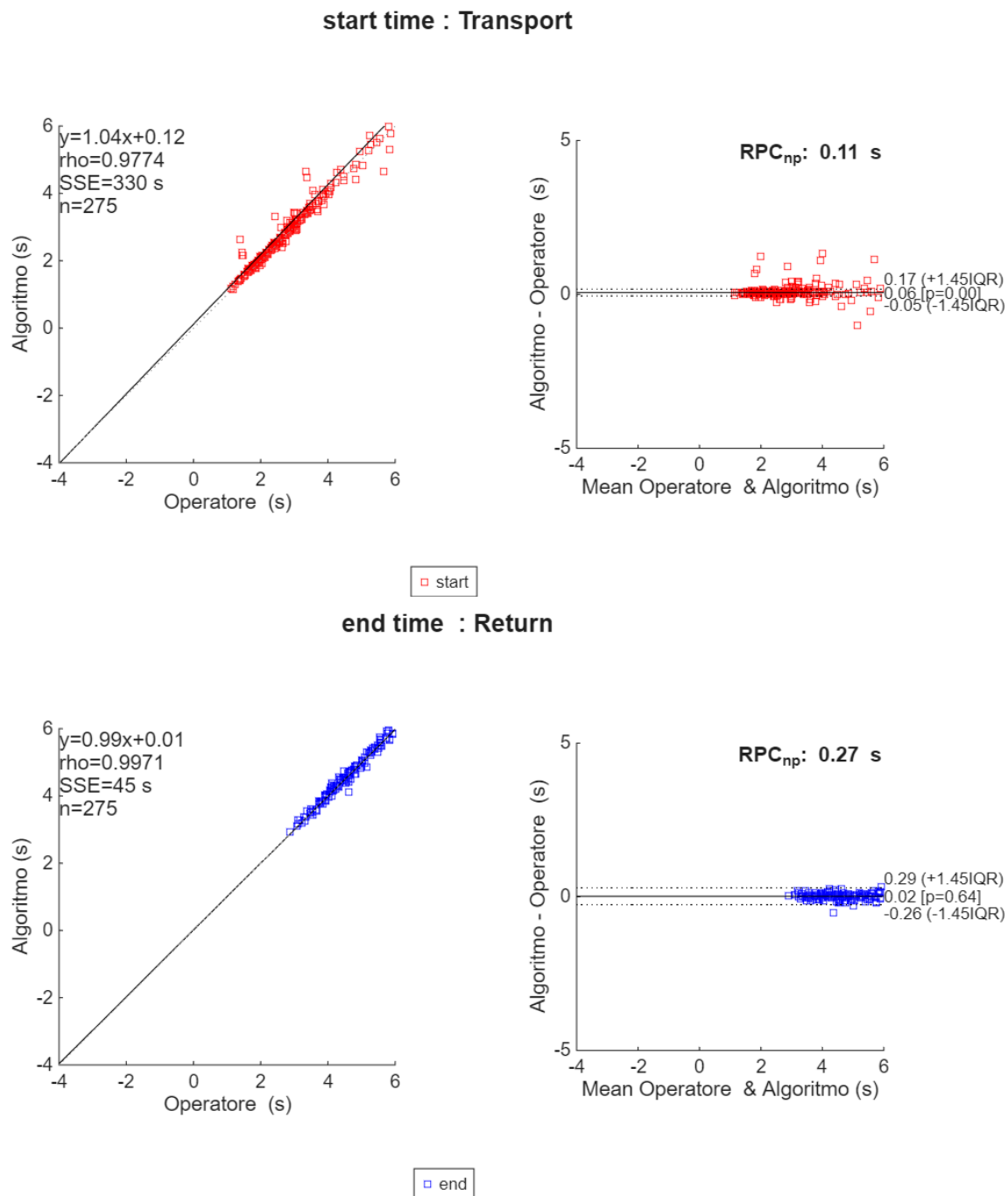


Figura 5.2.13: Analisi dell'accordo temporale per la primitiva di *Return* nei pazienti post-ictus, con diagrammi di dispersione e grafici di Bland-Altman per gli istanti di inizio (pannelli superiori) e fine (pannelli inferiori) della fase.

5.3 Esempio di applicazione clinica: Path Length Ratio

In questa sezione vengono presentati i dati quantitativi relativi al *Path Length Ratio* (PLR) globale e parcellizzato (segmentato per le fasi attive di *Reaching*, *Transport* e *Return*) calcolati per le tre coorti di soggetti nelle quattro prove rappresentative dell'ARAT.

Al fine di ottimizzare la leggibilità dei dati e facilitare il confronto tra il comportamento spaziale globale e quello delle singole primitive, i valori di mediana e intervallo interquartile [IQR], unitamente ai risultati dei confronti *post-hoc* di Dunn per tutte le prove, sono stati sintetizzati nelle tabelle sottostanti.

I dati quantitativi raccolti attraverso le quattro prove descritte evidenziano variazioni sistematiche del *Path Length Ratio* sia quando calcolato sull'intero compito, sia quando analizzato all'interno delle singole sotto-fasi attive. La significatività di queste differenze statistiche tra le tre coorti di soggetti e la loro interpretazione vengono discusse nel capitolo successivo.

Nota sui livelli di significatività.

I livelli di significatività statistica riportati per i confronti *post-hoc* a coppie di Dunn con correzione del *p*-value (*p*-adjusted per confronti multipli) sono definiti come segue:

- (*) $p < 0.05$ (*statutariamente significativo*): evidenzia una differenza statisticamente significativa tra le due coorti a confronto ($< 5\%$ di probabilità di errore di primo tipo).
- (**) $p < 0.01$ (*altamente significativo*): indica una marcata significatività statistica ($< 1\%$ di probabilità di errore di primo tipo).
- (***) $p < 0.001$ (*estremamente significativo*): denota una significatività statistica molto elevata ($< 0.1\%$ di probabilità di errore di primo tipo).
- (n.s.) $p \geq 0.05$ (*non significativo*): indica l'assenza di differenze statisticamente significative tra le coorti esaminate.

Prova 1: Cubo 2.5 cm

Questa prova richiede la presa e lo spostamento di un piccolo cubo di legno, richiedendo un livello moderato di precisione distale.

Primitiva	Giovani Sani (G)	Anziani Sani (A)	Pazienti Post-Ictus (S)	Post-Hoc Dunn (p-adj)
Globale	1.13 [1.11 - 1.16]	1.19 [1.15 - 1.28]	1.26 [1.24 - 1.63]	G vs A (*); G vs S (***); A vs S (n.s.)
Reaching	1.22 [1.16 - 1.30]	1.27 [1.23 - 1.35]	1.27 [1.24 - 1.63]	n.s. (Kruskal-Wallis non sig.)
Transport	1.11 [1.08 - 1.14]	1.21 [1.16 - 1.25]	1.33 [1.27 - 1.72]	G vs A (***); G vs S (***); A vs S (n.s.)
Return	1.15 [1.05 - 1.20]	1.09 [1.07 - 1.23]	1.26 [1.15 - 1.38]	n.s. (Kruskal-Wallis non sig.)

Tabella 5.1: Valori di PLR (Mediana [IQR]) e confronti *post-hoc* di Dunn per la prova ARAT Cubo 2.5 cm.

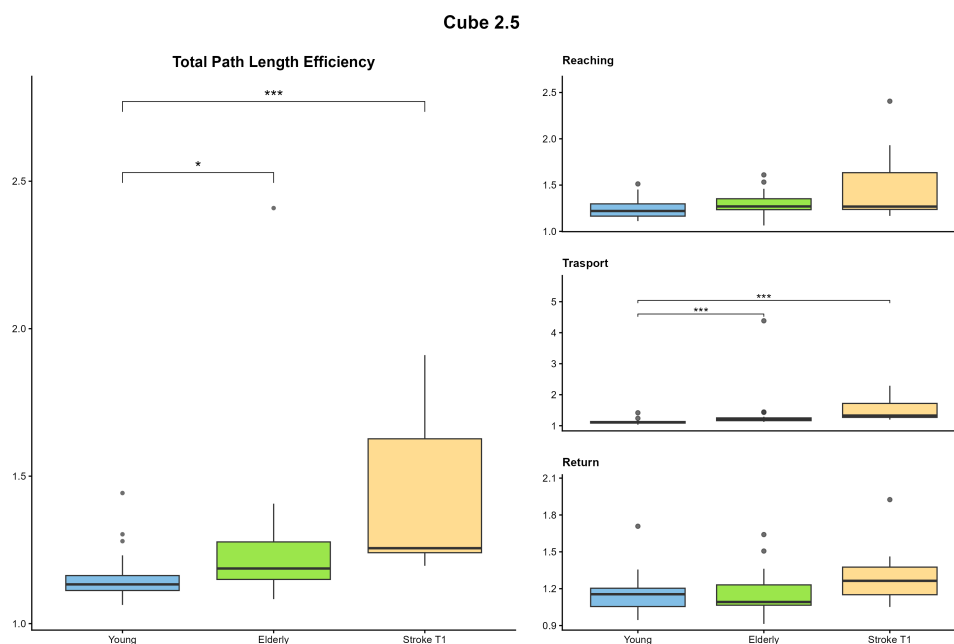


Figura 5.3.1: Boxplot del PLR globale e parcellizzato per la prova con il cubo da 2.5 cm (*cube* 2.5) tra le tre coorti. Le barre orizzontali indicano la significatività statistica dei confronti *post-hoc* di Dunn.

Prova 2: Cubo 7.5 cm

Questa prova prevede il sollevamento di un cubo di legno più grande, richiedendo una coordinazione della spalla e del gomito più pronunciata e una maggiore apertura della mano.

Primitiva	Giovani Sani (G)	Anziani Sani (A)	Pazienti Post-Ictus (S)	Post-Hoc Dunn (p-adj)
Globale	1.19 [1.14 - 1.24]	1.21 [1.17 - 1.27]	1.26 [1.24 - 1.27]	n.s. (Kruskal-Wallis non sig.)
Reaching	1.38 [1.30 - 1.48]	1.34 [1.28 - 1.43]	1.31 [1.28 - 1.68]	n.s. (Kruskal-Wallis non sig.)
Transport	1.14 [1.12 - 1.19]	1.26 [1.21 - 1.38]	1.34 [1.31 - 1.37]	G vs A (**); G vs S (**); A vs S (n.s.)
Return	1.13 [1.07 - 1.17]	1.10 [1.06 - 1.17]	1.20 [1.02 - 1.20]	n.s. (Kruskal-Wallis non sig.)

Tabella 5.2: Valori di PLR (Mediana [IQR]) e confronti *post-hoc* di Dunn per la prova ARAT Cubo 7.5 cm.

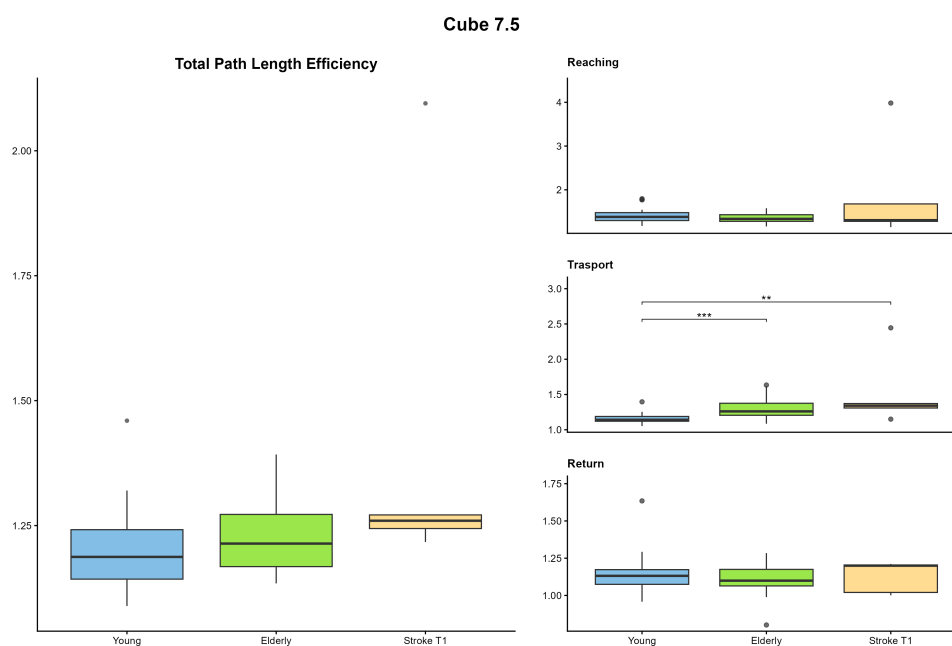


Figura 5.3.2: Boxplot del PLR globale e parcellizzato per la prova con il cubo da 7.5 cm (*cube 7.5*) tra le tre coorti. Le barre orizzontali indicano la significatività statistica dei confronti *post-hoc* di Dunn.

Prova 3: Palla Cricket

Questo subtest valuta la presa sferica di un oggetto di grandi dimensioni e di peso consistente, richiedendo un controllo motorio coordinato.

Primitiva	Giovani Sani (G)	Anziani Sani (A)	Pazienti Post-Ictus (S)	Post-Hoc Dunn (p-adj)
Globale	1.12 [1.09 - 1.16]	1.23 [1.17 - 1.29]	1.25 [1.22 - 1.39]	G vs A (***); G vs S (**); A vs S (n.s.)
Reaching	1.17 [1.15 - 1.24]	1.29 [1.22 - 1.48]	1.36 [1.28 - 1.73]	G vs A (**); G vs S (**); A vs S (n.s.)
Transport	1.12 [1.07 - 1.16]	1.27 [1.17 - 1.36]	1.23 [1.12 - 1.30]	G vs A (***); G vs S (n.s.); A vs S (n.s.)
Return	1.09 [1.05 - 1.16]	1.15 [1.05 - 1.29]	1.22 [1.13 - 1.30]	n.s. (Kruskal-Wallis non sig.)

Tabella 5.3: Valori di PLR (Mediana [IQR]) e confronti *post-hoc* di Dunn per la prova ARAT Palla Cricket.

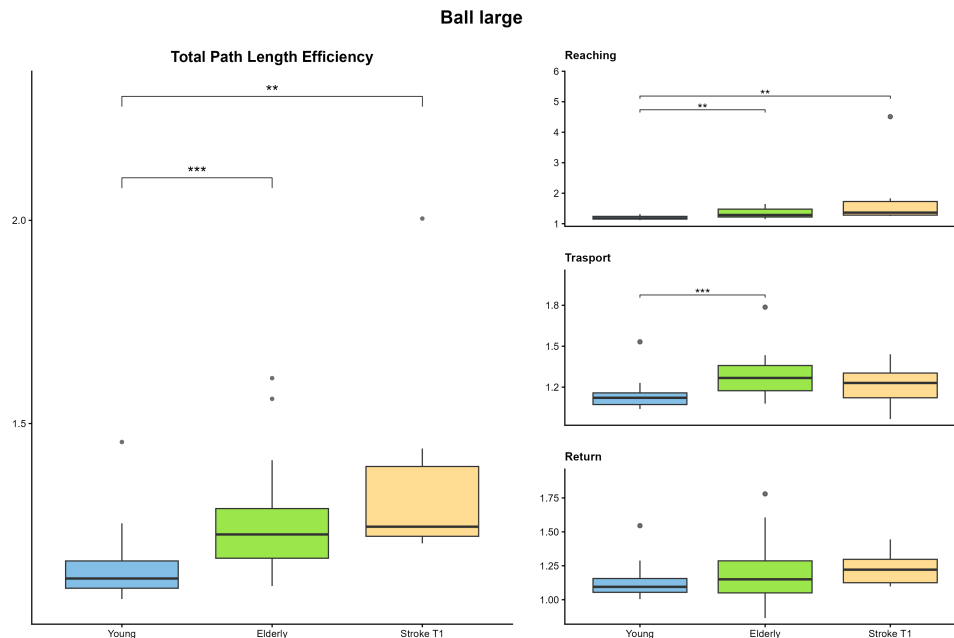


Figura 5.3.3: Boxplot del PLR globale e parcellizzato per la prova con la palla da cricket (*ball large*) tra le tre coorti. Le barre orizzontali indicano la significatività statistica dei confronti *post-hoc* di Dunn.

Prova 4: Tubo Largo

Questo subtest richiede l'impugnatura cilindrica di un tubo metallico e il suo spostamento orizzontale da un perno a un altro.

Primitiva	Giovani Sani (G)	Anziani Sani (A)	Pazienti Post-Ictus (S)	Post-Hoc Dunn (p-adj)
Globale	1.35 [1.30 - 1.43]	1.49 [1.42 - 1.75]	1.54 [1.53 - 2.30]	G vs A (**); G vs S (**); A vs S (n.s.)
Reaching	1.43 [1.36 - 1.63]	1.45 [1.36 - 1.67]	1.54 [1.48 - 2.03]	n.s. (Kruskal-Wallis non sig.)
Transport	1.44 [1.33 - 1.64]	1.87 [1.65 - 2.19]	1.78 [1.77 - 2.55]	G vs A (***); G vs S (**); A vs S (n.s.)
Return	1.18 [1.07 - 1.27]	1.38 [1.27 - 1.50]	1.34 [1.30 - 1.62]	G vs A (**); G vs S (*); A vs S (n.s.)

Tabella 5.4: Valori di PLR (Mediana [IQR]) e confronti *post-hoc* di Dunn per la prova ARAT Tubo Largo.

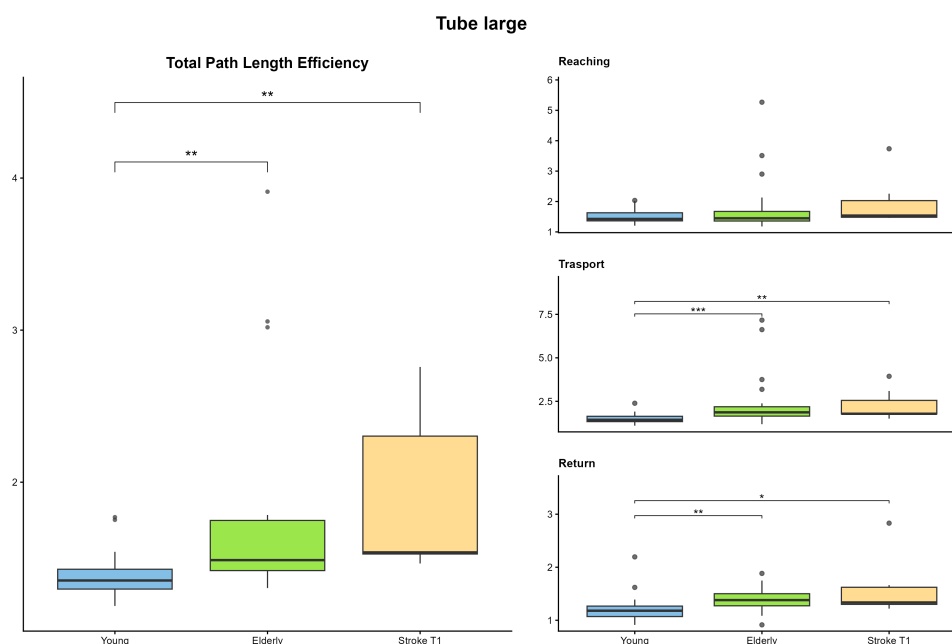


Figura 5.3.4: Boxplot del PLR globale e parcellizzato per la prova con il tubo largo (*tube large*) tra le tre coorti. Le barre orizzontali indicano la significatività statistica dei confronti *post-hoc* di Dunn.

Capitolo 6

Discussione

6.1 Accuratezza della segmentazione automatica rispetto all'operatore

La discussione sull'accordo temporale tra la segmentazione automatica dell'algoritmo e la marcatura manuale dell'operatore evidenzia un livello di concordanza complessivamente molto soddisfacente, in particolare per quanto riguarda gli istanti di inizio delle primitive motorie funzionali. Di contro, si riscontra una variabilità superiore in corrispondenza delle transizioni finali delle sottofasi, con una maggiore problematicità concentrata nella delimitazione e conclusione della primitiva di *Transport*.

Entrando nel dettaglio dei dati prestazionali, l'accordo migliore si registra all'inizio della primitiva di *Reaching*, corrispondente all'istante in cui la mano si stacca dal piano di lavoro. Questo specifico evento viene identificato dal modello cinematico con un errore sistematico medio estremamente ridotto, evidenziato da un *bias* globale di 5.82 ms. Tale livello di precisione si mantiene costante e accurato in tutti i sottogruppi analizzati, registrando un *bias* di 13.96 ms nei giovani adulti, di 3.30 ms negli anziani sani e di -3.53 ms nei pazienti post-ictus. Un comportamento altrettanto solido, sebbene con uno scarto leggermente superiore, si osserva per l'inizio della fase di *Transport* (*bias* globale di 53.76 ms), in cui il sollevamento dell'oggetto dal tavolo determina una variazione cinetica ben definibile dal sensore posto sul polso.

La concordanza tende invece a ridursi nelle transizioni che delimitano la fine delle fasi attive di movimento. Se per il termine del *Reaching* (fase di presa o *Manipulation 1*) l'errore sistematico medio si mantiene contenuto (*bias* globale di -19.64 ms), si rileva tuttavia un aumento della variabilità individuale, indicata da un coefficiente di riproducibilità non parametrico (RPC_{np}) globale di 338.27 ms, che sale a 478.34 ms nei pazienti post-ictus. La discrepanza maggiore emerge al termine della fase di *Transport* (fase di rilascio o *Manipulation 2*), dove l'algoritmo mostra una tendenza ad anticipare la transizione rispetto all'operatore, registrando un *bias* globale di -189.34 ms e un coefficiente RPC_{np} di 575.35 ms (con un picco di dispersione pari a 816.99 ms nel gruppo post-ictus).

Pur evidenziando una deviazione, tale comportamento dell'algoritmo si attesta al di sotto della soglia metodologica di 400 ms complessivi e rimane coerente con la variabilità attesa in letteratura per compiti cinematici complessi [20], [25]. L'incremento del valore di RPC_{np} riflette

la natura non parametrica dell'analisi su dati clinici fortemente dispersi, in cui le alterazioni motorie dei pazienti estendono i limiti di accordo del 95%.

La spiegazione di questa minore concordanza nella primitiva di trasporto non è legata a una presunta superiorità della segmentazione visiva rispetto a quella basata sul segnale, né a semplici caratteristiche matematiche della pendenza delle curve di velocità. La discrepanza risiede, piuttosto, nell'intrinseca ambiguità e variabilità esecutiva che caratterizza la conclusione dei *task* di trasporto e rilascio previsti dal protocollo ARAT.

Mentre l'avvio del movimento o il distacco dell'oggetto dal piano d'appoggio sono associabili a eventi fisici discreti e netti, la fase di posizionamento e rilascio presenta una notevole eterogeneità di comportamento da parte dei soggetti. Alcuni partecipanti tendono a lasciar andare o a far cadere l'oggetto per effetto della forza di gravità appena prima di toccare la superficie d'appoggio, mentre altri accompagnano il movimento fino alla fine con piccoli aggiustamenti. Questa variabilità intrinseca nell'esecuzione del gesto rende oggettivamente complesso stabilire il momento esatto in cui il trasporto si conclude e inizia l'effettivo rilascio dell'oggetto. Di conseguenza, determinare questo specifico confine temporale risulta problematico sia analizzando visivamente i fotogrammi del video, sia elaborando i dati fisici ricavati dal segnale inerziale del polso.

Analizzando il comportamento dell'algoritmo nelle tre coorti di soggetti esaminate, emerge un quadro coerente con le aspettative del controllo motorio. La prestazione del sistema risulta ottimale nella popolazione dei giovani sani, dove i movimenti sono tipicamente caratterizzati da traiettorie fluide, costanti e prive di compensi, favorendo l'identificazione automatica dei punti di transizione. Come atteso, nei soggetti anziani sani e, in misura più evidente, nei pazienti post-ictus, la precisione e la riproducibilità temporale della segmentazione registrano una riduzione. La presenza di rallentamenti motori, instabilità articolare, tremori o sinergie muscolari anomale altera la fluidità dei tracciati fisici, introducendo una maggiore variabilità cinetica.

Tuttavia, nonostante la frammentazione motoria tipica dell'invecchiamento e della patologia neurologica renda la segmentazione più complessa, l'algoritmo si dimostra in grado di completare l'elaborazione dei dati per tutti i *trial* portati a termine, confermando una solida stabilità di funzionamento anche per queste popolazioni.

In conclusione, l'analisi dell'accordo dimostra che, sebbene permangano margini di miglioramento legati all'ambiguità intrinseca di alcune sottofasi e alla necessità di estendere la validazione su casistiche più ampie, l'algoritmo è in grado di mappare in modo coerente la struttura macroscopica del movimento. La capacità di mantenere buone prestazioni anche di fronte alle alterazioni motorie dei soggetti patologici ne conferma la robustezza complessiva e ne evidenzia le concrete prospettive di applicazione clinica per il monitoraggio quantitativo dei trattamenti riabilitativi.

6.2 Differenze tra giovani, anziani e pazienti post-ictus

Il confronto sistematico del *Path Length Ratio* (PLR) tra le tre coorti analizzate (giovani sani, anziani sani e pazienti post-ictus) fornisce elementi di rilievo per comprendere come l'invecchiamento fisiologico e la patologia neurologica influenzano l'efficienza spaziale del movimento. L'analisi di questo parametro, i cui risultati quantitativi e grafici sono dettagliati nella Sezione 5 (Tabelle 5.1–5.4 e relative Figure), viene qui utilizzata come metrica cinematica esemplificativa. Essa permette di validare l'importanza metodologica della scomposizione del gesto in primitive motorie funzionali (FMP), evidenziandone la superiore sensibilità rispetto a una valutazione puramente globale del compito.

L'utilità di questo approccio parcellizzato emerge con particolare chiarezza nei casi in cui l'analisi globale del movimento non è in grado di rilevare differenze significative tra i gruppi, le quali si manifestano invece solo quando si esaminano le singole sottofasi. L'esempio più significativo di questo fenomeno di “mascheramento” è rappresentato dalla prova del cubo da 7.5 cm (Prova 2):

- Se si considera il PLR calcolato sull'intero movimento (PLR Globale), la differenza tra le tre coorti non raggiunge la significatività statistica ($p = 0.070$), suggerendo un'apparente equivalenza motoria ed efficienza spaziale analoga tra giovani, anziani e pazienti post-ictus.
- Al contrario, analizzando il PLR segmentato per le singole sottofasi, la primitiva di *Transport* rivela una differenza altamente significativa tra i gruppi ($p = 0.000033$). I test *post-hoc* isolano chiaramente le inefficienze spaziali dei soggetti anziani e dei pazienti post-ictus rispetto ai giovani controlli.

Questo riscontro evidenzia come un deficit di coordinazione o una strategia compensatoria possano concentrarsi esclusivamente in una specifica sottofase (in questo caso il trasporto dell'oggetto, che richiede un controllo fine della stabilità prossimale di spalla e gomito e una complessa gestione del carico), mentre le altre fasi (come il raggiungimento o il ritorno) rimangono preservate. Valutare il movimento solo nella sua interezza rischia di diluire e mascherare queste anomalie localizzate all'interno della traiettoria complessiva, riducendo la sensibilità diagnostica del test. La scomposizione in primitive permette invece di superare questo limite, isolando l'inefficienza spaziale esattamente nel momento in cui si manifesta.

Nei casi in cui, invece, le differenze tra le coorti risultano statisticamente significative sia a livello globale sia nelle singole primitive, l'analisi parcellizzata offre comunque un contributo clinico fondamentale, poiché consente di localizzare con precisione dove si concentra la maggiore compromissione motoria.

Un esempio è offerto dalla prova della palla da cricket (Prova 3), che richiede una presa sferica su un oggetto di dimensioni e peso maggiori. In questo compito, le differenze tra i gruppi

sono significative sia a livello globale sia nelle primitive di *Reaching* e di *Transport*. L'analisi dettagliata mostra che l'inefficienza spaziale della coorte patologica e di quella anziana si manifesta in modo marcato già nella fase di *Reaching* ($p = 0.000058$). Da un punto di vista neurofisiologico, questo indica che la necessità di pianificare l'apertura della mano in funzione della geometria complessa dell'oggetto e di prevedere il sollevamento di un carico maggiore accentua le difficoltà di programmazione motoria anticipatoria (controllo *feedforward*) sin dalle primissime fasi di avvicinamento, traducendosi in una traiettoria di raggiungimento meno diretta e più curva.

Questo livello di dettaglio assume una rilevanza cruciale in ambito riabilitativo e clinico. Poter determinare se l'inefficienza spaziale di un paziente post-ictus si collochi prevalentemente nella fase di raggiungimento (*Reaching*) o in quella di trasporto dell'oggetto (*Transport*) permette al terapeuta di personalizzare il trattamento riabilitativo in modo mirato. Un'alterazione concentrata nel *Reaching* suggerisce la necessità di lavorare sulla pianificazione del gesto, sull'apertura della mano e sull'estensione dell'arto, mentre una compromissione selettiva nel *Transport* indica la priorità di allenare la stabilità prossimale, la modulazione della forza di presa e la coordinazione spalla-gomito sotto carico.

In conclusione, la discussione del *Path Length Ratio* conferma che la scomposizione del movimento in primitive motorie funzionali non rappresenta soltanto un raffinamento matematico, ma uno strumento clinico sensibile e informativo. Essa permette di documentare alterazioni spaziali sub-cliniche dovute all'età o alla patologia che sfuggirebbero a un'analisi globale, fornendo indicatori precisi e focalizzati per orientare e monitorare l'efficacia dei percorsi terapeutici.

6.3 Limiti dello studio

Nonostante i risultati ottenuti forniscano indicazioni utili sulla fattibilità della segmentazione automatica basata su sensori inerziali, è necessario evidenziare alcuni limiti metodologici e sperimentali che caratterizzano il presente lavoro e che devono essere considerati nell'interpretazione dei dati.

Un primo limite è rappresentato dalla necessità che i compiti motori previsti dal protocollo ARAT vengano eseguiti interamente dai soggetti per poter essere elaborati dall'algoritmo. Il modello cinematico a tre campane si basa infatti sulla presenza sequenziale di tutte le fasi attive di movimento interrotte da intervalli di manipolazione. Nel caso di pazienti con deficit motori particolarmente severi, l'impossibilità di completare anche una sola delle sottofasi (ad esempio l'incapacità di sollevare l'oggetto nel *Transport* o di riposizionare la mano sul tavolo nel *Return*) determina il fallimento del processo di segmentazione automatica. Di conseguenza, i *trial* non completati devono essere necessariamente scartati dall'analisi. Questo aspetto introduce una potenziale distorsione metodologica, limitando l'applicabilità clinica del sistema a una popolazione con compromissione motoria da lieve a moderata e precludendo la valutazione oggettiva dei quadri clinici più gravi che registrano un fallimento nel test tradizionale.

In secondo luogo, la durata eterogenea dei diversi compiti motori dell'ARAT costituisce un fattore di influenza sui parametri di accordo temporale e sulla variabilità dei risultati della validazione. I *task* presentano differenze sostanziali nella durata dell'azione, la quale, come avviene nei soggetti anziani e, in misura maggiore, nei pazienti post-ictus, risulta dilatata. Sotto il profilo statistico, un *bias* temporale espresso in valore assoluto (millisecondi) ha un impatto relativo molto differente a seconda che si riferisca a un movimento rapido o a un compito prolungato. Inoltre, i compiti caratterizzati da una durata ridotta e da movimenti rapidi tendono a presentare transizioni cinematiche più nette e picchi di velocità più definiti, facilitando l'allineamento tra la segmentazione dell'operatore e quella dell'algoritmo. Al contrario, movimenti lenti o caratterizzati da esitazioni generano profili cinematici piatti o frammentati, aumentando la variabilità e l'incertezza nell'individuazione automatica dei confini temporali delle primitive.

Un altro limite di natura tecnologica riguarda l'impiego dei guanti sensorizzati per il tracciamento distale. Sebbene tali dispositivi siano di fondamentale importanza per raccogliere informazioni sul movimento delle singole dita, la loro presenza fisica sul dorso della mano e sulle falangi costituisce un ostacolo meccanico e sensoriale durante la manipolazione. Lo spessore dei sensori e il tessuto del guanto alterano la sensibilità tattile del soggetto e riducono l'attrito naturale con la superficie degli oggetti. Questa problematica si è manifestata in particolare nelle prove di precisione fine (subtest *Pinch*), dove l'afferrare e sollevare oggetti di dimensioni ridotte o scivolosi, come le biglie o i cuscinetti a sfera, è risultato difficoltoso. Tale ingombro può aver indotto i partecipanti ad adottare strategie di presa atipiche o più conservative, prolungando

in parte i tempi di esecuzione e influenzando la fluidità del gesto rispetto a una condizione ecologica priva di vincoli strumentali.

Infine, la dimensione del campione in generale rappresenta un limite per la generalizzabilità e la robustezza statistica delle conclusioni. Sebbene il numero complessivo di partecipanti (56 soggetti) e di *trial* analizzati (1295) fornisca una base analitica consistente, la numerosità delle singole coorti, con particolare riferimento al gruppo dei pazienti post-ictus che comprende attualmente 9 soggetti valutati a un mese dall'evento (T_1), rimane circoscritta. I risultati ottenuti indicano che, sulla base di questi dati preliminari, l'algoritmo si dimostra efficace nell'identificare con adeguata precisione le transizioni motorie principali. Tuttavia, per poter effettivamente introdurre e utilizzare questo sistema all'interno della routine clinica come strumento di valutazione standardizzato, è indispensabile estendere la validazione a un campione significativamente più ampio e diversificato per tutte e tre le popolazioni esaminate (giovani, anziani e pazienti post-ictus).

Un ulteriore limite di carattere metodologico risiede nell'assenza, all'interno dello stato dell'arte della letteratura scientifica, di una soglia di tolleranza temporale univocamente e clinicamente validata per la segmentazione automatica dell'arto superiore, in particolare per la popolazione post-ictus. Sebbene la soglia di 400 ms adottata in questo studio si sia dimostrata un solido compromesso metodologico e statistico, proporzionato alla durata reale delle primitive di trasporto e coerente con la variabilità intrinseca della marcatura manuale dell'operatore, la mancanza di uno standard di riferimento condiviso a livello internazionale limita la possibilità di confrontare direttamente e in modo uniforme le prestazioni di diversi algoritmi di segmentazione presenti in letteratura. Questa lacuna metodologica evidenzia la necessità, per la ricerca futura, di mirare alla definizione di linee guida e schemi di *benchmarking* standardizzati per la validazione temporale delle tecnologie riabilitative indossabili.

La scelta metodologica di isolare e analizzare esclusivamente la sessione sub-acuta precoce (T_1), escludendo le fasi acuta (T_0) e post-acuta avanzata (T_2) previste dal disegno longitudinale originario, risponde tuttavia a un preciso criterio di controllo delle variabili di confondimento. La fase T_1 rappresenta infatti un momento di stabilità clinica intermedia in cui i deficit motori sono chiaramente definiti, ma non ancora influenzati in modo significativo da fattori esterni. Escludendo la sessione T_2 , si è evitata l'introduzione di elementi di elevata eterogeneità clinica legati a differenti decorsi riabilitativi, trattamenti farmacologici o all'instaurarsi di schemi di compenso motorio cronici e consolidati nel tempo. Isolare il campione al tempo T_1 ha consentito quindi di testare la robustezza e la sensibilità dell'algoritmo di segmentazione su un profilo di compromissione motoria post-acuto stabile e neurologicamente omogeneo, riducendo al minimo i fattori di distorsione.

Capitolo 7

Conclusioni

Il lavoro svolto in collaborazione con la Clinica Neurologica dell'Università di Padova e il laboratorio di automazione IAS ha fornito un contributo metodologico alla valutazione dell'algoritmo di segmentazione automatica delle primitive motorie dell'arto superiore durante l'esecuzione dell'ARAT.

Il confronto temporale sistematico con la *Ground Truth* visiva, costruita manualmente dall'operatore, ha permesso di caratterizzare le prestazioni del modello cinematico a tre campane. L'accordo temporale si è rivelato soddisfacente in corrispondenza delle transizioni macro-motorie più dinamiche (come l'inizio del *Reaching* e la fine del *Return*), sia nelle popolazioni di controllo sane sia nel gruppo dei pazienti post-ictus. Sono tuttavia emersi limiti intrinseci alla segmentazione, in particolare durante le fasi di interazione fine mano-oggetto (presa e rilascio) e in presenza di schemi motori compensatori complessi.

I risultati ottenuti indicano che l'approccio quantitativo basato sulla scomposizione del movimento in primitive motorie rappresenta uno strumento utile, capace di descrivere la struttura temporale del compito motorio in modo non rilevabile attraverso i soli punteggi clinici visivi o i tempi complessivi di esecuzione. Questo lavoro si inserisce nel percorso di definizione di protocolli di misura strumentali e standardizzati per la neuroriabilitazione, offrendo una metodologia quantitativa per affiancare le scale cliniche tradizionali.

In un'ottica di sviluppo futuro, i risultati e le limitazioni analizzati in questa tesi suggeriscono le seguenti linee di ottimizzazione tecnologica e metodologica del sistema:

- Risoluzione dei limiti di sincronizzazione visiva: Al fine di ridurre l'incertezza temporale intrinseca alla marcatura manuale dell'operatore, risulta prioritario implementare protocolli di sincronizzazione elettronica rigida di tipo hardware tra l'unità di acquisizione delle IMU e le telecamere di registrazione. Questo consentirà di disporre di una *Ground Truth* visiva sincronizzata al millisecondo, riducendo l'errore di stima operatore-dipendente durante i movimenti più rapidi dei soggetti sani.
- Ampliamento del campione clinico e validazione su larga scala: Infine, per testare la generalizzabilità e la robustezza del sistema di calcolo, sarà necessario estendere la validazione dell'algoritmo a un campione clinico di pazienti neurologici più ampio ed eterogeneo. Questo consentirà di valutare la precisione della segmentazione automatica su diversi livelli di compromissione motoria, verificando la stabilità del modello a tre campane anche in presenza di tremori, esitazioni cinematiche o spasticità marcata.

Lista dei Simboli e delle Abbreviazioni

Simboli e Metriche Cinematiche

Bias (ms)	Errore sistematico medio temporale espresso in millisecondi
Bias _{START} (ms)	Errore sistematico all'inizio della primitiva motoria funzionale
Bias _{END} (ms)	Errore sistematico alla fine della primitiva motoria funzionale
RPC _{np} (ms)	Coefficiente di riproducibilità non parametrico ($1.45 \times \text{IQR}$)
RPC _{np} _{START} (ms)	Coefficiente di riproducibilità non parametrico all'inizio della primitiva
RPC _{np} _{END} (ms)	Coefficiente di riproducibilità non parametrico alla fine della primitiva
PLR	<i>Path Length Ratio</i> (rapporto tra traiettoria reale e teorica minima)
PLR _{Globale}	<i>Path Length Ratio</i> calcolato sull'intero compito motorio
PLR _{Reach}	<i>Path Length Ratio</i> della fase attiva di <i>Reaching</i>
PLR _{Trans}	<i>Path Length Ratio</i> della fase attiva di <i>Transport</i>
PLR _{Ret}	<i>Path Length Ratio</i> della fase attiva di <i>Return</i>
J	Indice di similarità di Jaccard (metrica di sovrapposizione temporale)
M	Valore mediano
IQR	Intervallo interquartile ($75^\circ - 25^\circ$ percentile)
p	Valore di probabilità (p -value)
p -adj	Valore di probabilità corretto per confronti multipli (p -adjusted)
H	Statistica del test non parametrico di Kruskal–Wallis
z	Statistica standardizzata del test <i>post-hoc</i> di Dunn
T_0	Tempo di valutazione clinica in fase acuta post-ictus
T_1	Tempo di valutazione clinica in fase sub-acuta precoce (1 mese)
T_2	Tempo di valutazione clinica in fase post-acuta avanzata (6 mesi)
t (s, ms)	Durata temporale espressa in secondi o millisecondi
v ($\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$)	Modulo del vettore velocità lineare
a ($\text{m} \cdot \text{s}^{-2}$)	Modulo del vettore accelerazione lineare
ω ($\text{rad} \cdot \text{s}^{-1}$)	Modulo del vettore velocità angolare
N	Numero complessivo di soggetti o prove (<i>trial</i>)

n	Numerosità campionaria del sottogruppo
*	Differenza statisticamente significativa ($p < 0.05$)
**	Differenza statisticamente molto significativa ($p < 0.01$)
***	Differenza statisticamente estremamente significativa ($p < 0.001$)
n.s.	Differenza non statisticamente significativa ($p \geq 0.05$)

Abbreviazioni e Acronimi

Primitive Motorie e Compiti

FMP	Primitiva Motoria Funzionale (<i>Functional Motor Primitive</i>)
Reach	Primitiva di raggiungimento (<i>Reaching</i>)
Trans	Primitiva di trasporto (<i>Transport</i>)
Ret	Primitiva di ritorno (<i>Return</i>)
M1	Manipolazione 1 (fase di presa dell'oggetto)
M2	Manipolazione 2 (fase di rilascio e posizionamento)

Test Clinici e Coorti di Soggetti

ARAT	<i>Action Research Arm Test</i>
G	Coorte dei giovani adulti sani
A	Coorte dei controlli anziani sani
S	Coorte clinica dei pazienti post-ictus (<i>Stroke</i>)
FMA-UE	<i>Fugl-Meyer Assessment for Upper Extremity</i>

Strumentazione e Sensori

IMU	Unità di Misura Inerziale (<i>Inertial Measurement Unit</i>)
GT	<i>Ground Truth</i> (marcatura visiva manuale dell'operatore)
DOF	Gradi di Libertà (<i>Degrees of Freedom</i>)

6-DOF Sei Gradi di Libertà

Enti e Laboratori di Ricerca

IAS-Lab *Intelligent Autonomous Systems Laboratory* (Università di Padova)

UNIPD Università degli Studi di Padova

Metodologia e Analisi Statistica

BA Analisi di correlazione e concordanza di Bland–Altman

LoA Limiti di Accordo (*Limits of Agreement*)

KW Test non parametrico di Kruskal–Wallis

Dunn Test statistico di confronto multiplo a coppie *post-hoc* di Dunn

FDR Tasso di Falsa Scoperta (*False Discovery Rate*)

FWER Tasso di Errore per Famiglia (*Family-Wise Error Rate*)

ROM Ampiezza di Movimento Articolare (*Range of Motion*)

CNS / SNC Sistema Nervoso Centrale

SD / DS Deviazione Standard

SE / ES Errore Standard

CI / IC Intervallo di Confidenza

Bibliografia

- [1] H. M. Schambra, A. Parnandi, N. G. Pandit, J. Uddin, A. Wirtanen e D. M. Nilsen, «A taxonomy of functional upper extremity motion,» *Frontiers in Neurology*, vol. 10, p. 857, 2019.
- [2] C. J. Winstein, A. M. Wing e J. Whittall, «Motor control and learning principles for rehabilitation of upper limb movements after brain injury,» in *Handbook of Neuropsychology*, 2nd, vol. 9, Elsevier, 2003, pp. 77–137.
- [3] V. Longatelli et al., «A unified scheme for the benchmarking of upper limb functions in neurological disorders,» *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 19, n. 1, p. 102, 2022.
- [4] I. Carpinella, D. Cattaneo e M. Ferrarin, «Quantitative assessment of upper limb motor function in multiple sclerosis using an instrumented Action Research Arm Test,» *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 11, n. 1, p. 67, 2014.
- [5] J. Guerra et al., «Capture, learning, and classification of upper extremity movement primitives in healthy controls and stroke patients,» in *2017 International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, IEEE, 2017, pp. 547–554.
- [6] GBD 2019 Stroke Collaborators, «Global, regional, and national burden of stroke and its risk factors, 1990–2019: A systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2019,» *The Lancet Neurology*, vol. 20, n. 10, pp. 795–820, 2021.
- [7] M. C. Cirstea e M. F. Levin, «Compensatory strategies for reaching in stroke,» *Brain*, vol. 123, n. 5, pp. 944–953, 2000.
- [8] D. J. Gladstone, C. J. Danells e S. E. Black, «The Fugl-Meyer assessment of motor recovery after stroke: A critical review of its measurement properties,» *Neurorehabilitation and Neural Repair*, vol. 16, n. 3, pp. 232–240, 2002.
- [9] G. K. Oxford, K. A. Vogel, V. Le, A. Mitchell, S. Muniz e M. A. Vollmer, «Adult norms for a commercially available Nine Hole Peg Test for finger dexterity,» *American Journal of Occupational Therapy*, vol. 57, n. 5, pp. 570–573, 2003.
- [10] R. C. Lyle, «A performance test for assessment of upper limb function in physical rehabilitation treatment and research,» *International Journal of Rehabilitation Research*, vol. 4, n. 4, pp. 483–492, 1981.
- [11] S. H. Scott e S. P. Dukelow, «Potential of robots as next-generation technology for clinical assessment of neurological disorders and upper-limb therapy,» *Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol. 48, n. 4, pp. 335–353, 2011.

BIBLIOGRAPHY

- [12] J. Biernaskie, G. Chernenko e D. Corbett, «Efficacy of rehabilitative experience declines with time after focal ischemic brain injury,» *The Journal of Neuroscience*, vol. 24, n. 5, pp. 1245–1254, 2004.
- [13] N. Hogan e D. Sternad, «Sensitivity of smoothness measures to movement duration, amplitude, and arrests,» *Journal of Motor Behavior*, vol. 41, n. 6, pp. 529–534, 2009.
- [14] A. Schwarz et al., «Characterization of stroke-related upper limb motor impairments across various upper limb activities by use of kinematic core set measures,» *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 19, n. 1, p. 2, 2022.
- [15] C. Armbruster e W. Spijkers, «Movement planning in prehension: Do intended actions influence the initial reach and grasp movement?» *Motor Control*, vol. 10, n. 4, pp. 311–329, 2006.
- [16] M. Al-Amri, K. Nicholas, K. Button, V. Sparkes, S. Tedesco e B. O’Flynn, «Inertial measurement units for clinical movement analysis: Reliability and concurrent validity,» *Sensors*, vol. 18, n. 3, p. 719, 2018.
- [17] M. Paulich, M. Schepers, N. Rudigkeit e G. Bellusci, «Xsens MTw Awinda: Miniature wireless inertial-magnetic motion tracker for highly accurate 3D kinematic applications,» Xsens Technologies, rapp. tecn., 2018, pp. 1–9.
- [18] H. J. Luinge e P. H. Veltink, «Measuring orientation of human body segments using gyroscopes and accelerometers,» *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 43, n. 2, pp. 273–282, 2005.
- [19] Movella, *MVN User Manual*, Accessed: 2024-02-20, 2021. indirizzo: https://www.xsens.com/hubfs/Downloads/Manuals/MTw_Awinda_User_Manual.pdf
- [20] J. F.-S. Lin e D. Kulić, «Online Segmentation of Human Motion for Automated Rehabilitation Exercise Analysis,» *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 22, n. 1, pp. 168–180, 2014.
- [21] D. Roetenberg, H. J. Luinge, C. T. Baten e P. H. Veltink, «Compensation of magnetic disturbances improves inertial and magnetic sensing of human body segment orientation,» *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 13, n. 3, pp. 395–405, 2005.
- [22] N. Yozbatiran, L. Der-Yeghiaian e S. C. Cramer, «A standardized approach to performing the Action Research Arm Test,» *Neurorehabilitation and Neural Repair*, vol. 22, n. 1, pp. 78–90, 2008.
- [23] terremat, *fmp_annotation*, https://github.com/terremat/fmp_annotation, 2024.

- [24] J. M. Bland e D. G. Altman, «Measuring agreement in method comparison studies,» *Statistical Methods in Medical Research*, vol. 8, n. 2, pp. 135–160, 1999.
- [25] J. F.-S. Lin, M. Karg e D. Kulić, «Movement Primitive Segmentation for Human Motion Modeling: A Framework for Analysis,» *IEEE Transactions on Human-Machine Systems*, vol. 46, n. 3, pp. 325–339, 2016.