

**DIPARTIMENTO DI SCIENZE BIOMEDICHE E NEUROMOTORIE
DIBINEM**

CORSO DI LAUREA IN FISIOTERAPIA

**RICONOSCIMENTO DEI GESTI DELLA
MANO TRAMITE DISPOSITIVO WEARABLE
IN SOGGETTI SANI, PER APPLICAZIONI IN
RIABILITAZIONE POST-ICTUS
(RECOGNITION OF HAND GESTURES USING A WEARABLE
DEVICE IN HEALTHY SUBJECTS, FOR POST-STROKE
REHABILITATION APPLICATIONS)**

Tesi di laurea in “INNOVAZIONI IN FISIOTERAPIA”

**Relatore
Prof. Andrea Turolla**

**Presentata da
Matteo Martini**

**Correlatori:
Prof. Pregnolato Giorgia
Prof. Deserri Deborah**

**Sessione I anno 2025
Anno Accademico 2024/2025**

RIASSUNTO

Obiettivo: Lo scopo di questo studio è stato quello di valutare l'affidabilità del dispositivo Remo, un braccialetto elettromiografico (EMG) sviluppato per il monitoraggio e la riabilitazione motoria dell'arto superiore, analizzando la coerenza dei segnali sia inter-soggetto sia intra-soggetto in un campione di soggetti sani.

Materiali e Metodi: Sono stati arruolati sei soggetti sani (età media $31,8 \pm 1,8$ anni), privi di precedenti neurologici o traumi agli arti superiori. Durante due sessioni sperimentali, ciascun partecipante ha eseguito 12 *task* motorie (7 della mano e 5 del polso) ripetute sei volte, per ogni arto, con registrazione dei segnali EMG tramite il dispositivo Remo. L'affidabilità è stata valutata tramite Intraclass Correlation Coefficient (ICC) e cross-correlation per analizzare la stabilità intra-soggetto e inter-soggetto. È stata inoltre condotta una mappatura muscolare per associare ciascun canale del dispositivo ai muscoli superficiali dell'avambraccio e verificare la coerenza del segnale tra partecipanti con differenti caratteristiche antropometriche.

Risultati: L'analisi inter-soggetto ha mostrato un valore medio di ICC pari a 0,84, indicativo di una buona stabilità del segnale EMG tra i soggetti. Il 92% delle *task* ha evidenziato un livello di affidabilità moderato o alto, con una sola *task* (0,79) classificata come bassa. L'analisi intra-soggetto ha evidenziato valori compresi tra 0,80 e 0,97, con una media di 0,88 per l'arto sinistro e 0,86 per il destro, indicando un'elevata ripetibilità del segnale nel tempo. La mappatura muscolare ha mostrato una corrispondenza coerente dei canali tra i soggetti, suggerendo la possibilità di standardizzare il posizionamento del dispositivo per un utilizzo clinico futuro.

Conclusioni: I risultati confermano che il braccialetto Remo è in grado di fornire misurazioni EMG affidabili e riproducibili sia tra soggetti diversi sia all'interno dello stesso individuo. Il posizionamento attuale del dispositivo può essere considerato ottimale per l'acquisizione dei segnali dei principali muscoli del polso e della mano. Ulteriori studi su pazienti con impairment motorio post-ictus saranno necessari per verificare se la stessa affidabilità si mantenga anche in presenza di deficit neuromotori, con l'obiettivo di validare l'uso del Remo come strumento di supporto nella riabilitazione personalizzata dell'arto superiore.

ABSTRACT

Objective: The aim of this study was to evaluate the reliability of the Remo device, an electromyographic (EMG) bracelet developed for monitoring and motor rehabilitation of the upper limb, by analyzing the coherence of EMG signals both inter-subject and intra-subject in a sample of healthy individuals.

Materials and Methods: Six healthy subjects (mean age 31.8 ± 1.8 years), with no history of neurological disorders or upper limb injuries, were recruited. During two experimental sessions, each participant performed 12 motor *tasks* (7 involving the hand and 5 the wrist), each repeated six times per limb, while EMG signals were recorded using the Remo device. Reliability was assessed using the Intraclass Correlation Coefficient (ICC) and cross-correlation to analyze intra- and inter-subject stability. A muscle mapping was also conducted to associate each device channel with the superficial muscles of the forearm and to verify signal consistency among participants with different anthropometric characteristics.

Results: The inter-subject analysis showed a mean ICC value of 0.84, indicating good signal stability among subjects. Ninety-two percent of the *tasks* showed moderate or high reliability, with only one *task* (0.79) classified as low. The intra-subject analysis showed ICC values ranging from 0.80 to 0.97, with a mean of 0.88 for the left arm and 0.86 for the right arm, demonstrating high repeatability of the signal over time. The muscle mapping revealed a consistent correspondence of channels across subjects, suggesting the potential for standardizing the positioning of the device for future clinical use.

Conclusions: The results confirm that the Remo bracelet provides reliable and reproducible EMG measurements, both across different individuals and within the same individual. The current device positioning can be considered optimal for acquiring signals from the main wrist and hand muscles. Further studies on post-stroke patients with motor impairment will be needed to verify whether the same level of reliability is maintained in the presence of neuromotor deficits, with the ultimate goal of validating Remo as a supportive tool for personalized upper limb rehabilitation.

INDICE

ABSTRACT.....	2
1. INTRODUZIONE.....	8
1.1 Dalla tecnologia alla riabilitazione.....	8
2. BACKGROUND DELLO STUDIO.....	11
2.1 Il Sistema Nervoso Centrale.....	11
2.2 Ictus: eziologia, classificazione e contesto.....	12
2.3 I deficit dell'arto superiore.....	14
2.4 Scale di valutazione per l'arto superiore.....	14
2.5 Approcci riabilitativi.....	16
2.6 Obiettivo dello studio	17
3. MATERIALI E METODI.....	18
3.1 Il contesto.....	18
3.2 Il dispositivo.....	18
3.3 Il setting e la raccolta dati.....	19
3.4 Acquisizione del segnale elettromiografico.....	24
3.5 La popolazione.....	24
3.6 Analisi statistiche.....	24
4. RISULTATI.....	26
5. DISCUSSIONE.....	35
5.1 Affidabilità inter-soggetto.....	35
5.2 Affidabilità intra-soggetto.....	35
5.3 Affidabilità inter-soggetto identificati i muscoli.....	36
6. CONCLUSIONI.....	39

7. INFORMAZIONI AGGIUNTIVE.....	8
Lista delle figure.....	8
Figura 1. Sistema distributivo percettivo applicato tra corpo, dispositivo e ambiente.....	8
Figura 2. Il dispositivo Remo.....	18
Figura 3. Soggetto con il dispositivo indossato e tablet.....	20
Figura 4. Orientamento del dispositivo.....	21
Figura 5. Posizione corretta del dispositivo.....	21
Figura 6. Il posizionamento dei marker.....	21
Figura 7. Il dispositivo Remo e i suoi 8 canali per registrare l'attività EMG.....	23
Lista delle tabelle.....	22
Tabella 1. Elenco dei muscoli considerati nella seconda raccolta dai.....	22
Tabella 2. Scala Fugl-Meyer Assessment Upper Extremity, movimenti richiesti.....	23
Tabella 3. Misure antropometriche dei soggetti.....	26
Tabella 4. Riconoscimento del muscolo col canale del dispositivo Remo, arto sinistro.....	27
Tabella 5 Riconoscimento del muscolo col canale del dispositivo Remo, arto destro.....	27
Tabella 6. Valutazione dell'affidabilità inter-soggetto sinistra.....	28
Tabella 7. Valutazione dell'affidabilità inter-soggetto destra.....	28
Tabella 8. Valutazione dell'affidabilità intra-soggetto sinistra.....	30
Tabella 9. Valutazione dell'affidabilità intra-soggetto destra.....	30
Tabella 10. Affidabilità inter-soggetto identificati i muscoli, sinistra.....	33
Tabella 11. Affidabilità inter-soggetto identificati i muscoli, destra.....	33
Lista dei grafici scatter plot.....	31
Grafici arto destra.....	31
Grafici arto sinistro.....	32

BIBLIOGRAFIA E SITOGRAFIA.....41

ALLEGATI.....I

1. INTRODUZIONE

Nel corso degli ultimi vent'anni, la tecnologia è passata dall'essere un supporto esterno di interazione col mondo al diventare una protesi cognitiva, sensoriale e fisica integrata nel corpo sia sociale che individuale.

L'avvento degli smartphone con la rivoluzione trainata dall'azienda Apple iniziata nel 2007 ha rappresentato la prima "ibridazione uomo-dispositivo", aprendo la strada a una nuova categoria di tecnologie. Ad oggi l'interazione uomo e tecnologia non si limita più al tocco o allo schermo; sensori ambientali, smartwatch, smart-glasses raccolgono costantemente parametri fisiologici come: frequenza cardiaca, movimenti, variabilità cardiaca, stress, e perfino "pattern emotivi" tramite analisi vocale.

Ne deriva, quindi, che la percezione non è solo un'esperienza cognitiva privata, ma si realizza attraverso azioni pratiche e interattive in cooperazione con altri agenti semiotici (1).

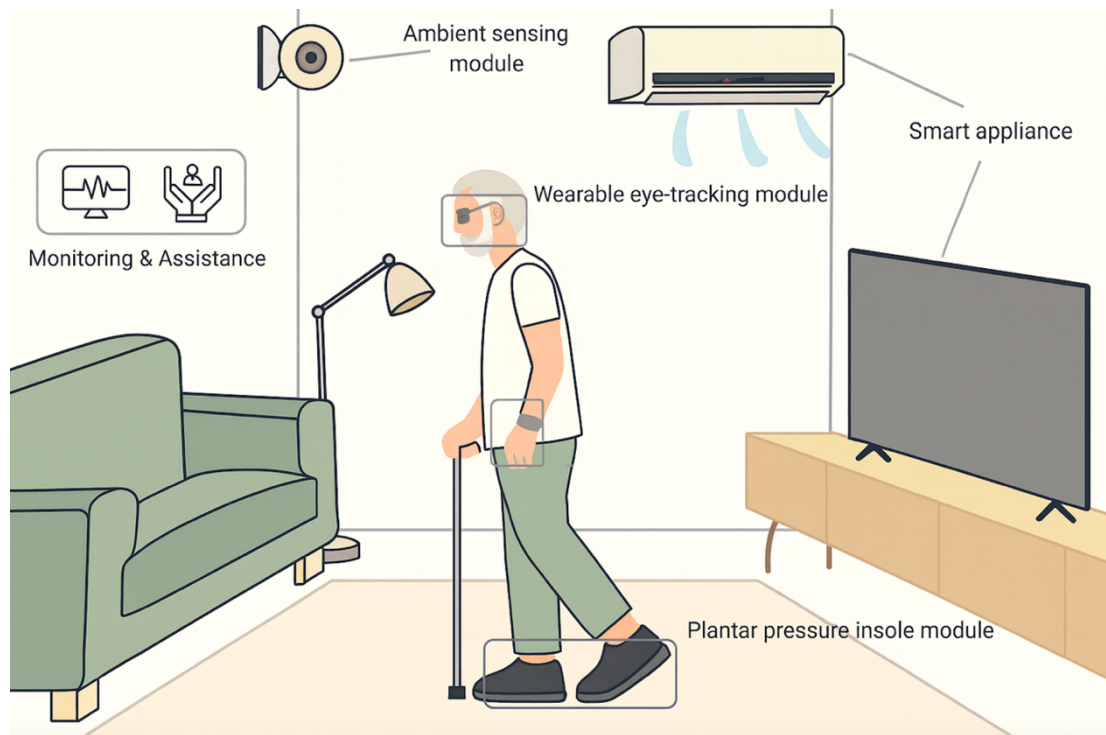


Figura 1. L'immagine ricreata, presa ispirazione dall'autore (Tang C, (6)). Sistema distributivo percettivo applicato tra corpo, dispositivo e ambiente.

In questo modo il sistema percettivo umano, non più centralizzato e isolato, si è esteso e riorganizzato attraverso la tecnologia, la quale non sostituisce la percezione ma ne ridistribuisce i processi sensoriali tra corpo, dispositivi e ambiente. La percezione assume una dimensione più estesa, che si sviluppa attraverso una rete di elementi interconnessi, umani e tecnologici,

capaci di co-produrre l'esperienza percettiva e ridefinire continuamente il confine tra corpo e ambiente (2).

1.1 Dalla tecnologia alla riabilitazione

Nell'ambito della riabilitazione neurologica, l'evoluzione tecnologica ha portato alla definizione di nuove tecnologie di riabilitazione, come bracciali con sensori che registrano il segnale muscolare (elettromiografia, EMG), guanti vibro-tattili o sensori indossabili inerziali (IMU) all'arto superiore che danno un feedback immediato su parametri motori, offrendo al paziente un feedback aumentato rispetto al movimento delle parti del corpo (3)(4).

L'utilizzo della tecnologia deve fondarsi su principi dell'apprendimento motorio: il feedback fornito al paziente in tempo reale rafforza i circuiti di apprendimento motorio e accelera la plasticità cerebrale. La tecnologia non sostituisce il terapeuta, ma "espande" il contesto terapeutico offrendo un feedback aumentato e più preciso. Inoltre, il paziente può eseguire esercizi a casa sotto controllo remoto del terapeuta: la tecnologia può fornire un supporto da remoto monitorando l'esecuzione del paziente e fornendo dati che danno informazioni rispetto al suo recupero motorio. L'utilizzo di dispositivi indossabili permette inoltre di fornire un feedback al paziente rispetto al proprio movimento (biofeedback), che aumenta l'engagement del soggetto e favorisce continuità del percorso (5).

È il passaggio dalla "riabilitazione sporadica" alla riabilitazione continua, distribuita nello spazio e nel tempo, resa possibile da dispositivi che accompagnano la persona nella vita quotidiana (6).

Nel panorama della riabilitazione neurologica, data la presa in carico del soggetto per un lungo periodo, il rapporto tra costi e benefici assume un'importanza centrale nella definizione di nuovi approcci riabilitativi. La tecnologia può ridurre le tempistiche di ospedalizzazione, ma è necessario definire l'efficacia: non è sufficiente che la tecnologia "funzioni" in termini di meccanica o ingegneria, ma è necessario definire il guadagno clinico significativo che giustifichi l'investimento di risorse. La tecnologia dev'essere dunque creata a partire dalle esigenze cliniche dei pazienti, individuando la popolazione target e adattando quella determinata proposta riabilitativa, al fine ultimo di potenziare il recupero motorio del paziente. Per permettere ciò, bisogna porsi degli obiettivi di ricerca comuni, al fine di costruire strumenti idonei ad aumentare il recupero motorio e dunque a garantire il maggior livello di autonomia e benessere per i pazienti con patologie neurologiche (6).

In questo contesto, la tecnologia può offrire nuove opportunità riabilitative. In campo riabilitativo, molti studi hanno l'obiettivo di valutare l'efficacia di nuovi dispositivi tecnologici destinati alla riabilitazione. Un esempio significativo è rappresentato dal dispositivo Remo (MoRecognition, srl, Torino, Italia) sviluppato per favorire il recupero della funzionalità dell'arto superiore in paziente colpiti da ictus, patologia del SNC che comporta deficit motori al lato controlaterale rispetto all'emisfero cerebrale colpito.

I dati riportati nel presente elaborato di tesi sono stati raccolti e analizzati presso *l'University College Dublin (UCD)* mediante utilizzo del dispositivo Remo all'interno delle attività del progetto InHand (*European Union's Horizon 2020 Research and Innovation Programme under the Marie Skłodowska-Curie grant, agreement No. 101034252*). Previa approvazione del Comitato Etico di riferimento, ha consentito la raccolta di dati su soggetti sani tramite l'utilizzo del dispositivo Remo, con finalità di definire l'affidabilità nel riconoscere gesti della mano.

Il lavoro ha coinvolto diverse figure professionali, tra cui ingegneri biomedici, fisioterapisti e statistici, che hanno condiviso le proprie competenze specifiche per supportare le varie fasi della ricerca. In particolare, l'analisi dei dati è stata coordinata dal Professor Giacomo Severini e dal suo team all'interno della *UCD School of Electrical and Electronic Engineering*. La raccolta dei dati e lo sviluppo dell'intero progetto è stata gestita dalla Dott.ssa Giorgia Pregolato, fisioterapista e ricercatrice (*MSCA postdoctoral fellow*) presso il Laboratorio del Prof. Severini. La collaborazione tra professionisti provenienti da ambiti differenti ha rappresentato un'importante occasione di confronto interdisciplinare, che ha permesso di approfondire l'analisi del dispositivo, già precedentemente certificato come dispositivo CE per l'impiego in ambito sanitario nella riabilitazione dell'arto superiore paretico nei pazienti con esiti di ictus (5).

2. BACKGROUND DELLO STUDIO

2.1 Il Sistema Nervoso Centrale

Il sistema nervoso è suddiviso in sistema nervoso centrale (SNC) e sistema nervoso periferico (SNP). Il SNC comprende le strutture del cervello e del midollo spinale, mentre il SNP include le strutture neurologiche al di fuori del canale vertebrale. Il SNC è il luogo in cui le informazioni raccolte dal sistema nervoso periferico vengono rielaborate e da cui partono informazioni da distribuire attraverso lo stesso SNP (7). Le principali funzioni del SNC comprendono la percezione, l'elaborazione e la risposta alle informazioni sensoriali. Il sistema motorio rappresenta la componente funzionale attraverso cui il sistema nervoso centrale traduce l'elaborazione cognitiva e percettiva in azione. Esso costituisce l'interfaccia tra cervello e corpo, permettendo di trasformare gli stimoli sensoriali in movimenti volontari, coordinati e adattivi (8).

Dal punto di vista neuroanatomico, il sistema motorio non è localizzato in un'unica area, ma è il risultato dell'interazione dinamica tra diverse regioni del SNC e del SNP. Il controllo motorio può essere interpretato attraverso il modello computazionale, anatomico e fisiologico (CAP), che descrive come il cervello pianifichi e regoli i movimenti attraverso due processi complementari: i meccanismi a feed-forward in cui il cervello anticipa le conseguenze sensoriali del movimento e genera una risposta predittiva; ed i meccanismi a feedback dove invece confronta le informazioni sensoriali reali con quelle previste, correggendo eventuali discrepanze. Questo continuo scambio tra previsione e correzione permette all'essere umano di apprendere, adattarsi e perfezionare i propri movimenti nel tempo. A supporto di questi meccanismi, altre strutture svolgono un ruolo fondamentale correggendo gli errori motori, come il cervelletto deputato a coordinare i movimenti, mentre i gangli della base intervengono nella selezione e nell'iniziazione del movimento, modulando il comportamento motorio in base al contesto e all'esperienza (8).

Nel complesso, il sistema motorio si configura come una rete integrata tra sistema nervoso centrale e periferico, capace di trasformare informazioni sensoriali in comandi motori attraverso circuiti distribuiti e reciprocamente interconnessi, garantendo così un controllo fine, adattivo e plastico del movimento (9).

2.2 Ictus: eziologia, classificazione e contesto

Nel 1970, la World Health Organization (WHO) definiva l'ictus come: “*Segni clinici ad insorgenza rapida di un disturbo focale (o globale) della funzione cerebrale, della durata superiore a 24 ore o che portano al decesso, senza altra causa apparente se non di origine vascolare.*” (10). Questa definizione, basata principalmente sulla durata dei sintomi (più di 24 ore), è rimasta per molti anni lo standard di riferimento per la diagnosi di ictus. Oggi, invece, la definizione è stata aggiornata dalla WHO nell'ambito della ICD-11 (International Classification of Diseases, 11^a revisione), che è la classificazione internazionale delle malattie e dei disturbi redatta dall'Organizzazione Mondiale della Sanità, entrata in vigore nel 2022, fornisce criteri aggiornati e uniformi per la diagnosi e la codifica delle condizioni cliniche in tutto il mondo.

Nella versione più recente, l'ictus viene definito come: “*Una disfunzione neurologica focale acuta causata da un infarto focale in uno o più siti del cervello. L'evidenza di infarto acuto può derivare da (a) una durata dei sintomi superiore a 24 ore, oppure (b) da esami di neuroimaging o altre tecniche che mostrano prove di infarto acuto nell'area cerebrale clinicamente rilevante.*” (11). In sintesi, questa nuova definizione supera il criterio temporale delle 24 ore, introducendo un approccio basato sull'evidenza di danno tissutale: così anche un episodio con sintomi di breve durata può essere classificato come ictus, se gli esami diagnostici come Tomografia Assiale Computerizzata (TAC), o risonanza magnetica evidenziano un danno ischemico cerebrale (11).

Nella definizione delle cause scatenanti, possiamo distinguere due diversi tipi di ictus cerebrale: emorragico e ischemico.

L'ictus emorragico si manifesta quando uno dei vasi che irrorano il cervello si rompe o ha una perdita di sangue, portando ad una emorragia intracranica, può essere differenziato in emorragico intracerebrale ed emorragico subaracnoideo, in base al tipo di emorragia, inoltre il sanguinamento nella regione cerebrale colpita provoca la compressione del tessuto neuronale attraverso la formazione di un ematoma e l'aumento della pressione intracranica, seguiti da infiammazione secondaria e edema, interruzione della barriera ematoencefalica e ipoperfusione nella regione adiacente all'ematoma. L'ictus emorragico comporta generalmente un deficit motorio iniziale dell'arto superiore più grave; tuttavia, i pazienti con questo tipo di ictus sperimentano un recupero dei sintomi più rapido, suggerendo che gli esiti a lungo termine siano simili per entrambi i tipi di ictus.(12)(13)(14)

L'ictus ischemico si manifesta quando l'apporto di sangue al cervello non è sufficiente, una condizione definita ischemia cerebrale. L'ictus di origine ischemica è dovuto ad una prolungata mancanza di irrorazione di un vaso sanguigno a livello cerebrale. La causa dell'ischemia cerebrale può essere un restringimento o una completa chiusura di uno dei vasi sanguigni che attraversano e alimentano il cervello, per ragioni trombotiche o emboliche. In alcuni casi l'ischemia cerebrale ha una durata limitata nel tempo, dando origine all'attacco ischemico transitorio (TIA). (15)(16)(17)

Si può quindi dire che quando un'arteria che affluisce al cervello si ostruisce o si lacera avviene un ictus, causando la morte di una zona di tessuto cerebrale dovuta alla perdita dell'apporto di sangue (infarto cerebrale) (18).

Successivamente, il percorso riabilitativo si articola in diverse fasi:

- fase acuta (*“timing and intensity of rehabilitation”*): immediatamente successiva all'evento, in cui è fondamentale avviare tempestivamente la riabilitazione per prevenire complicanze e favorire la ripresa precoce delle funzioni motorie,
- fase subacuta (*“content of motor rehabilitation”*): rappresenta il periodo di massima neuroplasticità, durante il quale l'intensità e la specificità dell'allenamento motorio assumono un ruolo cruciale per il recupero funzionale,
- fase cronica (*“chronic phase management”*): è caratterizzata dal mantenimento e dal consolidamento delle abilità acquisite, con programmi riabilitativi a lungo termine e l'integrazione di tecnologie per garantire la continuità terapeutica anche in contesti domiciliari (19).

Ogni anno si verificano oltre 12,2 milioni di ictus a livello globale, con più di 101 milioni di sopravvissuti all'ictus. Le statistiche demografiche mostrano un aumento del 70% nell'incidenza dell'ictus tra il 1990 e il 2019, il che si traduce in una previsione di raddoppio a oltre 200 milioni di sopravvissuti all'ictus entro il 2050. A livello globale: si stima che nel 2019 l'ictus abbia causato 6,55 milioni di decessi (84,2 per 100.000), risultando la seconda causa di morte dopo la cardiopatia ischemica. La mortalità per ictus è del 20-30% a 30 giorni dall'evento e del 40-50% a distanza di un anno, mentre il 75% dei pazienti sopravvissuti presenta qualche forma di disabilità che nella metà dei casi comporta perdita dell'autosufficienza (20).

Attualmente, nel Regno Unito e nella maggior parte dei Paesi europei, i pazienti colpiti da ictus nella fase acuta vengono presi in carico all'interno di unità specializzate per l'ictus (stroke unit), dove un team multidisciplinare promuove la riabilitazione fin dalle prime fasi. In questo

contesto, i pazienti hanno accesso a interventi fisioterapici e terapia occupazionale, mirati ad affrontare la compromissione strutturale e funzionale, a ridurre le limitazioni nelle attività quotidiane e a favorire il recupero della partecipazione sociale considerando la fase di recupero e gli outcome secondo la Classificazione Internazionale del Funzionamento, Disabilità e Salute (ICF) (21)(22)(23).

2.3 I deficit dell'arto superiore

Il deficit dell'arto superiore si verifica in circa il 50-80% dei sopravvissuti all'ictus in fase acuta, ed è ancora presente in circa il 50% dei pazienti dopo 6 mesi, durante la fase cronica.

I deficit dell'arto superiore includono: deficit di coordinazione paresi (o plegia), riduzione della sensibilità somatica, limitata ampiezza di movimento, della velocità, della destrezza, e alterazione del tono muscolare (ipertonia o ipotonia). Questi sintomi possono comparire singolarmente o in combinazione. La paresi successiva a lesioni cerebrali riflette difficoltà nell'output motorio, dovuta a danni ai neuroni corticali o alle fibre di sostanza bianca che proiettano al midollo spinale. Il deficit motorio persistente dell'arto superiore è associato a disabilità più grave e ridotta indipendenza. Pertanto, deve essere affrontato tempestivamente (21)(24). In particolare, la paresi comporta difficoltà o incapacità di modulare l'attivazione muscolare con deficit di forza e alterato timing di attivazione, al fine di eseguire un movimento o un compito funzionale, perdendo la possibilità di eseguire un movimento preciso ed efficiente dal punto di vista energetico. Ad esempio, quando una persona con paresi tenta di afferrare una tazza o raccogliere una chiave, il movimento risulta lento, meno accurato e meno efficiente. In particolare, durante la presa di un oggetto piccolo come una chiave, le dita possono toccare e ritoccare l'oggetto più volte prima di riuscire a completare una presa di precisione. Questo accade perché le forze esercitate dalle dita per sollevare un oggetto sono meno efficienti rispetto a quelle dei soggetti neurologicamente integri, ovvero possono essere alterate nel timing di attivazione muscolare, con intensità direzione del gesto motorio inappropriate (25)(26).

2.4 Scale di valutazione per l'arto superiore

L'ictus rappresenta, e continua a rappresentare, una delle principali cause di disabilità permanente a livello globale, con conseguenze significative non solo per i singoli pazienti, ma anche per l'intera collettività. Il percorso riabilitativo successivo alla fase acuta si configura come un processo dinamico, complesso e multidimensionale, che richiede una costante

valutazione clinica e l'applicazione di interventi terapeutici mirati, progressivi e personalizzati in base alle esigenze del paziente e all'evoluzione del quadro funzionale (27)(28).

La scala clinica Fugl-Meyer Assessment (FMA) è il Gold Standard per la valutazione del paziente post-ictus (29). In letteratura è identificata come indice predittivo di predizione del recupero motorio dopo 3 e 6 mesi. La scala FMA è stata sviluppata come lo strumento quantitativo di valutazione per misurare il recupero sensomotorio dopo ictus, è un metodo di esame con elevata affidabilità, fattibile ed efficiente, ampiamente testato nella popolazione di pazienti colpiti da ictus. La FMA è considerata da molti nel campo della riabilitazione post-ictus una delle misure quantitative più complete del deficit motorio dopo ictus, e il suo uso è stato raccomandato per studi clinici sulla riabilitazione post-ictus (30). Questa scala è un indice oggettivo specifico per la malattia, progettato come misura di outcome per la valutazione del recupero nel paziente emiplegico post-ictus. Esistono e vengono utilizzate anche altre scale per la valutazione dell'arto superiore nei pazienti post-ictus come: Action Research Arm Test (ARAT), Box and Block Test, Chedoke Arm and Hand Activity Inventory (CAHAI) (31).

L'ARAT valuta la funzionalità motoria globale dell'arto superiore attraverso 19 compiti suddivisi in quattro categorie: presa, prensione, manipolazione e movimento grossolano, che misurano la capacità del paziente di afferrare, spostare e rilasciare oggetti. Ogni compito è valutato su una scala a 4 punti (0 = incapace, 3 = normale). Il Box and Block Test (BBT), invece, misura la destrezza manuale grossolana: il paziente deve trasferire, in 60 secondi, il maggior numero possibile di blocchi da un compartimento all'altro di una scatola. Il punteggio corrisponde al numero di blocchi spostati e consente di valutare in modo rapido e oggettivo la velocità e la coordinazione motoria della mano. Infine, CAHAI valuta la capacità di utilizzare entrambe le mani in attività di vita quotidiana (ADL), come versare acqua o aprire un contenitore. I compiti vengono valutati su una scala a 7 punti in base al livello di indipendenza (31).

Nonostante l'uso diffuso di queste scale complementari, la scala FMA rimane il riferimento principale è una scala multi-item a 226 punti sviluppata come misura valutativa del recupero dall'ictus emiplegico. È suddivisa in 4 domini: funzione motoria (arto superiore e inferiore), funzione sensoriale, equilibrio, ampiezza di movimento articolare e dolore articolare. Ogni dominio contiene più item, ciascuno valutato su una scala ordinale a 3 punti (0 = non riesce a eseguire, 1 = esegue parzialmente, 2 = esegue completamente). Il dominio motorio include item che misurano movimento, coordinazione e riflessi a livello di spalla, gomito, avambraccio, polso, mano, anca, ginocchio e caviglia. Il punteggio motorio varia da 0 (emiplegia) a un massimo di 100 punti (prestazione motoria normale), suddivisi in 66 punti per l'arto superiore

e 34 punti per l'arto inferiore. Analogamente, per quanto riguarda la sensibilità, la scala FMA prevede un punteggio massimo di 24 punti, derivante dalla valutazione tattile superficiale e della capacità di discriminazione propriocettiva. Tale sezione consente di quantificare la compromissione sensoriale, che ha un ruolo determinante nella qualità del recupero motorio, poiché la percezione tattile e propriocettiva influisce direttamente sulla precisione del movimento e sulla capacità di controllo dell'arto (30).

2.5 Approcci riabilitativi

Relativamente alla gestione del paziente colpito dell'ictus, la European Stroke Organisation (ESO) ha contribuito alla ricerca e alla definizione di buone pratiche nel trattamento e nella riabilitazione post-ictus pubblicando le linee guida di riferimento europee (2023). Tali linee guida includono raccomandazioni specifiche per il recupero motorio dell'arto superiore e si basano su evidenze provenienti dalla letteratura (21)(32).

Le raccomandazioni dell'ESO individuano come interventi cardine per la riabilitazione motoria dell'arto superiore le *task-specific training* (TST), il *repetitive task training* (RTT) e il *mental practice* (MP). Questi approcci, fondati sul principio della ripetizione e della specificità del compito, mirano a promuovere il recupero funzionale attraverso la stimolazione delle capacità residue e la riorganizzazione neuroplastica (33)(19).

È dimostrato in letteratura che un training più intensivo e prolungato contribuisce a un recupero motorio più efficace, promuovendo la neuroplasticità e il riapprendimento motorio. Tuttavia, la reale efficacia e la continuità del percorso riabilitativo risultano strettamente dipendenti dalla disponibilità di risorse umane, tecnologiche e organizzative nei diversi contesti sanitari (34)(35). Negli ultimi anni gli studi clinici stanno indagando quali effetti conferiscono le diverse tipologie di approcci riabilitativi per il recupero motorio dell'arto superiore, al fine di rendere la pratica clinica basata sulle evidenze e definire un trattamento personalizzato sui deficit del soggetto. Sono state dunque individuate 3 categorie di trattamento basate sui principi neurofisiologici sui quali essi si fondono(36):

1. Tecniche *priming*: preparano il sistema sensori-motorio per promuovere la riorganizzazione del sistema motorio. Sono tecniche che stimolano la creazione di input sensitivi, per esempio visivi o tattili, per favorire la riorganizzazione del gesto motorio ma senza richiederne l'esecuzione. Sono considerate tecniche di *priming*: l'immaginazione motoria, la stimolazione tattile, la mobilizzazione passiva, la terapia

dello specchio (mirror therapy), la stimolazione magnetica transcranica ripetitiva (rTMS) e la stimolazione diretta elettrica transcranica (TDCS).

2. Tecniche *augmenting*: stimolano il sistema sensori-motorio durante l'esecuzione pratica di movimenti. Sono considerate tecniche *augmenting*: la Constraint-induced therapy (CIMT), la terapia robotica-assistita, EMG-biofeedback, la Functional Electrical Stimulation (FES), la Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation (TENS) e il training bilaterale.
3. Pratiche di esercizio *task-specific* (compito-specifico): richiedono l'esecuzione pratica di compiti motori specifici al fine di aggiustare l'esecuzione dell'output motorio.

In particolare, l'EMG-biofeedback e la terapia robotica sono state inserite nel secondo gruppo poiché sono in grado di integrare feedback specifici relativi al movimento che esegue il paziente. Sempre più studi hanno rilevato che la terapia robotica fornisce un trattamento intensivo, ripetitivo e compito-specifico, che è risultato essere efficace per il recupero della funzione motoria (37).

Tra le diverse modalità riabilitative, si sta affermando con sempre maggiore rilevanza l'impiego delle tecnologie indossabili (wearable technologies), che rappresentano oggi uno strumento innovativo e promettente nel campo della riabilitazione neurologica (38). Questi dispositivi consentono di ottenere una misurazione oggettiva, continua e in tempo reale delle condizioni del paziente, sia in ambiente clinico che domiciliare, fornendo dati accurati rispetto al suo movimento. L'integrazione delle tecnologie indossabili nei percorsi riabilitativi permette non solo una valutazione più precisa e personalizzata delle performance motorie, ma anche la possibilità di adattare in modo dinamico gli interventi terapeutici alle esigenze specifiche del paziente (39)(40)(41).

Parallelamente, i professionisti della riabilitazione riconoscono il valore di tali strumenti, sostenendo lo sviluppo, suggerendo che l'impiego di queste tecnologie è indicato nelle sessioni terapeutiche (42).

2.6 Obiettivi dello studio

L'obiettivo di questa tesi è definire l'affidabilità inter- e intra- soggetto di un dispositivo indossabile ("Remo", Morecognition srl, Torino, Italia) destinato all'utilizzo su pazienti con esiti di ictus, nell'ambito della teleriabilitazione.

3. MATERIALI E METODI

3.1 Il contesto

Questa tesi è stata svolta presso la *School of Electrical and Electronic Engineering* Dipartimento all'interno dell'*University College Dublin* (UCD, Dublino, Irlanda). I dati presentati in questa tesi rappresentano la fase iniziale di un progetto dal titolo "InHand – Innovative tool for the assessment of hand motor impairment after stroke", finanziato nell'ambito del programma "European Union's Horizon 2020 research and innovation programme, Marie Skłodowska-Curie grant agreement No. 101034252." Il progetto prevede la raccolta di dati di elettromiografia di superficie (sEMG) e di dati cinematici tramite sensori inerziali (IMU) su partecipanti sani, con l'obiettivo di creare un ampio database contenente oltre 4.000 gesti della mano che riprendono i gesti di polso e mano nella scala clinica FMA, nella parte specifica della sezione motoria. Questo dataset sarà successivamente utilizzato per testare l'affidabilità del dispositivo Remo nella valutazione del deficit motorio della mano in pazienti con diagnosi di ictus. Nel progetto "InHand" è prevista la raccolta di dati su 32 partecipanti sani mediante l'utilizzo del dispositivo indossabile Remo. Nel presente studio, vengono presentati i dati preliminari raccolti su un campione di 6 soggetti sani.

Il fine ultimo del progetto InHand è permettere al paziente, opportunamente istruito nell'utilizzo di Remo durante l'esecuzione autonoma dei movimenti della scala di valutazione FMA, di monitorare i propri progressi nel tempo e favorire un maggiore coinvolgimento e motivazione nel processo di recupero motorio dell'arto superiore.

3.2 Il Dispositivo

Il dispositivo Remo (Fig. 2) utilizzato in questo studio è un dispositivo indossabile, inizialmente sviluppato dall'azienda Morecognition S.r.l. in collaborazione con l'Istituto Italiano di Tecnologia (Genova, Italia) e l'Ospedale San Camillo IRCCS (Venezia, Italia). Dotato di documentazione di certificazione CE, il dispositivo indossabile Remo è classificato come dispositivo medico di Classe I, in conformità alla Direttiva 93/42/CEE sui Dispositivi Medici. Il dispositivo Remo è un braccialetto indossabile composto da otto elettrodi bipolari per la registrazione e la trasmissione del segnale di sEMG, da un'unità inerziale (IMU). Il sistema acquisisce i segnali con una frequenza di campionamento di 2000 Hz e li trasmette tramite connessione Bluetooth a un dispositivo host (PC o tablet).

È inoltre disponibile un'interfaccia per smartphone, sviluppata per sistemi Android, che consente la visualizzazione e la registrazione in tempo reale dei segnali sEMG tramite l'applicazione Remorder (Morecognition S.r.l.). Il sistema fornisce un biofeedback elettromiografico proporzionale all'ampiezza del segnale muscolare, permettendo così il monitoraggio immediato dell'attività neuromuscolare.

L'unità di misura inerziale (IMU) integrata nel dispositivo è composta da un accelerometro, un giroscopio e un magnetometro. Il dispositivo Remo è progettato per rilevare l'attività muscolare complessiva sEMG dell'intera circonferenza dell'avambraccio.



Figura 2. Il dispositivo Remo (Morecognition srl., Torino, Italia)

3.3 Il setting e la raccolta dati

Nella raccolta dati, il setting (Fig. 3) prevede che il soggetto sia seduto su una sedia con schienale, senza braccioli. Il dispositivo Remo viene posizionato attorno all'avambraccio, con una definita posizione: chiediamo al soggetto di porre tre dita (indice, medio, anulare) tra la piega volare del gomito e il braccialetto (Fig. 4). In questo modo, sarà possibile coprire con gli elettrodi il gruppo muscolare degli estensori e flessori del polso e della mano, al fine di registrare l'attività muscolare sEMG. Nella definizione del corretto posizionamento, abbiamo inoltre indentificato la posizione di Remo suddividendo l'avambraccio in 3 parti e prendendo 1/3 di quella più prossimale.



Figura 3. Soggetto con il dispositivo indossato e tablet.



Figura 4. linea di flessione del gomito e proiezione sul tendine del bicipite della freccia del dispositivo.

Per definirne l'orientamento, è stata posizionata una freccia sul dispositivo Remo, la quale è orientata e sovrapposta in direzione della linea di proiezione del tendine del bicipite sull'avambraccio (Fig. 5).



Figura 5. Posizione corretta del dispositivo.

Per identificare i muscoli registrati, nella seconda raccolta dati, sono stati posizionati su ciascun soggetto 15 marker, corrispondenti a 15 muscoli dell'avambraccio, in modo da individuare il posizionamento dell'EMG di ciascun muscolo. È stato quindi redatto un file contenente tutti i muscoli e i relativi posizionamenti dei punti per l'EMG. Per il posizionamento dei punti è stato utilizzato il testo di riferimento "Anatomical guide for the electromyographer" di Aldo O. Perotto M.D., quinta edizione (Fig.6).

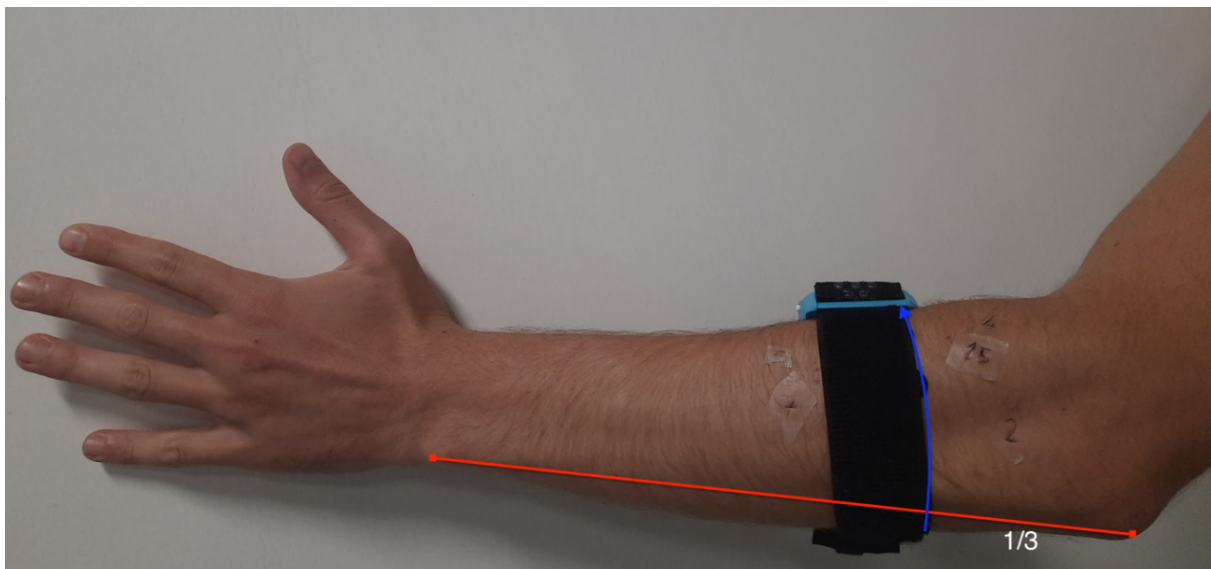


Figura 6. Seconda raccolta dati: il posizionamento dei marker.

Nella raccolta dati, a ciascun partecipante è stata illustrata la tipologia di valutazione prevista e richiesto di firmare un consenso informato scritto prima dell'arrolamento nello studio. Inoltre, è stata somministrata la *Edinburgh Handedness Inventory – Short Form* per determinare la mano dominante. Ogni soggetto è stato testato due volte, e in entrambe le sedute gli sono stati somministrati i 12 *task*, ripetuti 6 volte ciascuno, della scala FMA: 5 *task* per valutare il polso e 7 *task* per valutare le relative prese della mano. In ogni sessione, il paziente esegue i movimenti prima con l'arto dominante definito dalla scala somministrata.

Nel corso dello studio, ogni partecipante ha partecipato a due sessioni, a distanza di almeno tre giorni l'una dall'altra, della durata complessiva di circa un'ora ciascuna, comprensive di pause. I partecipanti hanno eseguito i movimenti con entrambi gli arti superiori iniziando dal lato dominante.

Non vi sono rischi di lesioni associati alla partecipazione a questo studio. L'unico possibile effetto collaterale potrebbe essere un lieve affaticamento, dovuto al numero di ripetizioni richieste; tuttavia, i partecipanti hanno potuto interrompere e riposare in qualsiasi momento lo ritenessero necessario.

I muscoli considerati nella seconda sessione sono riportati nella seguente tabella 1.

	MUSCOLI	MOVIMENTO
1	Abduttore lungo del pollice	Abduzione del pollice
2	Ancono	Estensione gomito
3	Brachioradiale	Flessione gomito Deviazione radiale
4	Estensione radiale del carpo (lungo e breve)	Estensione del polso
5	Estensione ulnare del carpo	Estensione del polso
6	Estensore comune delle dita	Estensione delle dita
7	Estensore lungo del pollice	Estensione del pollice
8	Flessore radiale del carpo	Flessione del polso
9	Flessore ulnare del carpo	Flessione del polso
10	Flessore profondo delle dita	Flessione delle dita (3 rd falange)
11	Flessore superficiale delle dita	Flessione delle dita (2 rd falange)
12	Flessore lungo del pollice	Flessione del pollice
13	Palmare lungo	Flessione del polso
14	Pronatore rotondo	Pronazione
15	Supinatore	Supinazione

Tabella 1. Elenco dei muscoli considerati nella seconda raccolta dati.

Infine, per ciascun soggetto è stata registrata l'attività EMG dei rispettivi muscoli rilevata dal dispositivo Remo, durante l'esecuzione dei *tasks* (Fig. 7).

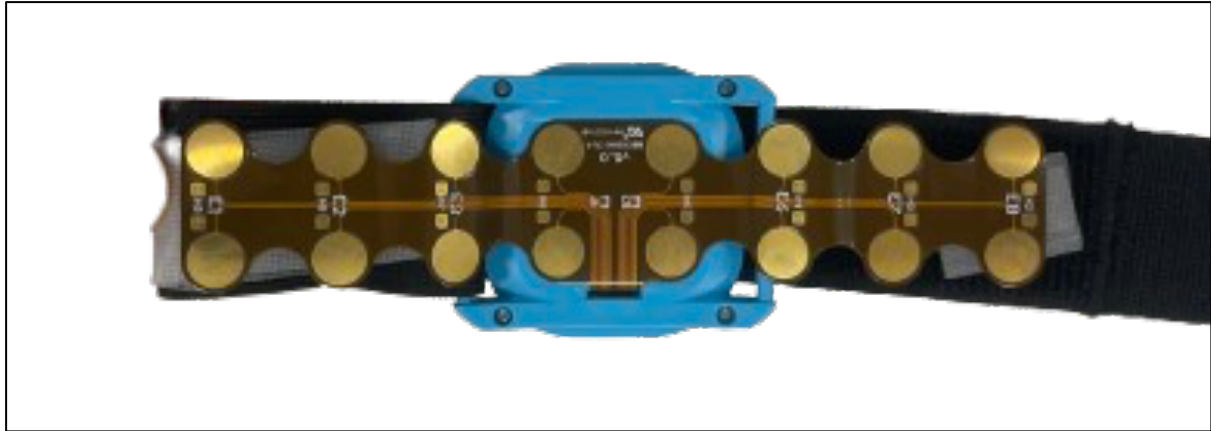


Figura 7. Il dispositivo Remo e i suoi 8 canali per registrare l'attività EMG.

3.4 Acquisizione del segnale elettromiografico

I compiti richiesti ai partecipanti sono riportati nella tabella seguente:

	Name	Instruction
Wrist movements FMA-UE subitem VII	W1	Wrist extension (15°) with slight resistance is given. Elbow at 90°, shoulder at 0°
	W2	Alternating movements from 15° of wrist extension, to 15° of flexion. Elbow at 90°, shoulder at 0°.
	W3	Wrist extension (15°) with slight resistance is given. Elbow at 0°, shoulder at 30°
	W4	Alternating from 15° of wrist extension, to 15° of flexion. Elbow at 0°, shoulder at 30°.
	W5	Circumduction of the wrist.
Hand movements FMA-UE subitem VIII	H1	Full fingers flexion. Arm on bedside table or lap.
	H2	Starting from the position of finger flexion, fully fingers extension.
	H3	Metacarpophalangeal joints of fingers II-V and flex the proximal and distal interphalangeal joints. Test this grip against moderate resistance.
	H4	Hold a piece of paper with the thumb. Test this grip against moderate resistance.
	H5	Hold a pencil with thumb and index. Test this grip against moderate resistance.
	H6	Grasp a can using the volar surfaces of the thumb and digits. Test this grip against moderate resistance.
	H7	Grasp a tennis ball. Test this grip against moderate resistance.

Tabella 2. Scala Fugl-Meyer Assessment Upper Extremity, sezione dei movimenti del polso (sub-item VII) e della mano (sub-item VIII)

I segnali sEMG sono stati acquisiti tramite l'applicazione Remorder App, che permetteva di visualizzare in tempo reale l'attività sEMG sul sistema Android e di scaricare successivamente un file in formato .csv per l'analisi dei dati.

3.5 La popolazione

I partecipanti sono stati reclutati presso la *UCD School of Electrical and Electronic Engineering*. Per favorire il reclutamento è stato utilizzato un volantino informativo come annuncio pubblicitario, attraverso il quale i potenziali partecipanti potevano mettersi in contatto con il team di ricerca. Successivamente, i partecipanti inclusi sono stati informati rispetto agli obiettivi del progetto *InHand* e del presente studio, e richiedendo la partecipazione volontaria alla raccolta dei dati e la firma del consenso informato. In seguito, sono stati concordati gli appuntamenti per le sessioni di registrazione.

Prima dell'arruolamento nello studio, ogni partecipante ha firmato un consenso informato scritto.

Criteri di inclusione:

- Età ≥ 18 anni

Criteri di esclusione:

- Precedenti patologie neurologiche
- Traumi agli arti superiori

Sono stati considerati anche gli aspetti di genere: per garantire un equilibrio nel campione, è stato previsto un numero uguale di soggetti maschi (50%) e femmine (50%).

3.6 Analisi statistiche

I dati sono stati pseudonimizzati, saranno archiviati in un repository dedicato su Google Drive dell'UCD e conservati per cinque anni, dopo i quali saranno eliminati.

Sono state eseguite le seguenti analisi quantitative al fine di verificare l'affidabilità intra- e inter-soggetto del braccialetto Remo, è stata eseguita un'analisi "cross-correlation" sui segnali sEMG acquisiti.

In primo luogo, per valutare l'affidabilità intra-soggetto, si è analizzata la coerenza dei segnali provenienti dallo stesso partecipante nelle diverse *task* motorie. Il valore della cross-correlation che varia tra 0 e 1 è stato confrontato con il valore di riferimento ottimale ($r = 1$), rappresentativo

di una perfetta concordanza tra le acquisizioni. Tale confronto ha consentito di stimare la stabilità del segnale sEMG registrato dal dispositivo in condizioni ripetute sullo stesso soggetto, fornendo così un'indicazione della sua affidabilità nel tempo.

Successivamente, per determinare l'affidabilità inter-soggetto, è stata applicata la medesima procedura considerando però ogni singola *task* eseguita da tutti i partecipanti.

Infine, sono stati confrontati con le misure antropometriche dei partecipanti, in particolare con le circonferenze dell'avambraccio con il canale di riferimento sul dispositivo Remo, al fine di verificare se le modalità di posizionamento del dispositivo fossero adeguate e riproducibili tra soggetti con caratteristiche morfologiche differenti.

Per ciascun sensore è stato realizzato uno scatter plot volto a rappresentare la distribuzione dei valori in funzione delle misure antropometriche di ogni soggetto. L'analisi dell'inter-cross correlation è stata condotta sulla base della mappatura muscolare, considerando non i singoli canali assegnati ai partecipanti, ma piuttosto quali canali del dispositivo intercettassero specifici muscoli. Sono stati presi in esame esclusivamente i muscoli identificati nel 100% dei soggetti, ossia quelli rilevati in maniera coerente dallo stesso canale in tutti i partecipanti, garantendo così un confronto affidabile e standardizzato tra le registrazioni.

A completamento dell'analisi, è stato allegato il protocollo di riferimento utilizzato per la corretta identificazione dei muscoli su ciascun partecipante, documento che definisce con precisione la procedura di localizzazione e posizionamento dei sensori.

4. RISULTATI

Nello studio sono stati arruolati 6 soggetti sani (3 femmine e 3 maschi), con età media di 31.8 ± 1.8 anni, senza precedenti neurologici né traumi agli arti superiori.

ID	Età	Genere	EHI score	Dominanza arto	Lunghezza avambraccio	Circonferenza avambraccio
ID 1	24	Maschio	-100	Mancino	30	28
ID 2	34	Maschio	62.5	Destrimane	27	26.5
ID 3	34	Femmina	50	Misto	24	23
ID 4	25	Femmina	100	Destrimane	26	23.5
ID 5	39	Femmina	-62.5	Misto	24	23.5
ID 6	35	Maschio	50	Mancino	31	29.5

Tabella 3. Misure antropometriche dei soggetti

Infine, come già descritto nel capitolo Materiali e Metodi, durante il secondo incontro sono stati posizionati, tramite marker, i punti di riferimento corrispondenti ai principali muscoli dell'avambraccio. La costruzione di tali tabelle ha consentito di identificare quali muscoli venissero effettivamente intercettati dal segnale elettromiografico rilevato dal dispositivo e di verificare la presenza di eventuali muscoli di riferimento comuni rilevati dallo stesso canale, nonostante le naturali differenze antropometriche tra i soggetti. Le misurazioni antropometriche dell'avambraccio hanno mostrato una larghezza media di 25.7 ± 2.5 cm e una lunghezza media di 27.0 ± 2.7 cm, non è stato evidenziato in modo significativo la incoerenza dei canali di rilevazione. Le tabelle seguenti riportano, rispettivamente, l'associazione tra i canali del dispositivo e i muscoli superficiali e profondi dell'avambraccio rilevati tramite EMG

SINISTRA	MUSCOLI	CANALI REMO					
		<i>ID 1</i>	<i>ID 2</i>	<i>ID 3</i>	<i>ID 4</i>	<i>ID5</i>	<i>ID 6</i>
1	Abduttore lungo del pollice	NO	Ch 3	NO	NO	NO	NO
2	Ancono	NO	NO	NO	NO	NO	NO
3	Brachioradiale	Ch 3	Ch 3	Ch 3	Ch 3	Ch 3	Ch 3
4	Estensione radiale del carpo (lungo e breve)	Ch 1	NO	Ch 2	Ch 1	Ch 2	Ch 1
5	Estensione ulnare del carpo	NO	Ch1	Ch1	NO	Ch1	NO
6	Estensore comune delle dita	Ch 1	Ch 1	Ch2	Ch1	Ch1	Ch1
7	Estensore lungo del pollice	NO	NO	Ch 1	NO	NO	Ch 1
8	Flessore radiale del carpo	Ch 5	Ch 6	Ch 6	Ch 5	Ch 7	Ch 7
9	Flessore ulnare del carpo	Ch 6	Ch 7	Ch 6	Ch 7	Ch 8	Ch8
10	Flessore profondo delle dita	NO	NO	Ch 8	NO	NO	NO
11	Flessore superficiale delle dita	Ch 5	Ch 5	Ch 5	Ch 5	Ch 6	Ch5
12	Flessore lungo del pollice	NO	NO	NO	NO	NO	NO
13	Palmare lungo	Ch 5	Ch 5	Ch 6	Ch 7	Ch 6	Ch 8
14	Pronatore rotondo	Ch 5	Ch 5	Ch6	Ch 6	Ch 5	Ch 5
15	Supinatore	NO	NO	Ch 2	Ch 1	Ch 1	NO

Tabella 4. Riconoscimento del muscolo col canale del dispositivo Remo, arto sinistro

DESTRA	MUSCOLI	CANALI REMO					
		ID 1	ID 2	ID 3	ID 4	ID5	ID 6
1	Abduttore lungo del pollice	NO	NO	NO	NO	NO	NO
2	Ancono	NO	NO	NO	NO	NO	NO
3	Brachioradiale	Ch 6	Ch 6	Ch 6	Ch 6	Ch 5	Ch 6
4	Estensione radiale del carpo (lungo e breve)	Ch 8	Ch 8	Ch 8	Ch 8	Ch 7	Ch 7
5	Estensione ulnare del carpo	NO	Ch 8	Ch 8	NO	Ch 8	Ch 7
6	Estensore comune delle dita	Ch 8	Ch 8	Ch 8	Ch 8	Ch 8	Ch 8
7	Estensore lungo del pollice	NO	NO	Ch 8	NO	Ch 8	NO
8	Flessore radiale del carpo	Ch 3	Ch 3	Ch 5	Ch 4	Ch 4	Ch 3
9	Flessore ulnare del carpo	Ch 2	Ch 1	Ch 3	Ch 2	Ch 1	Ch 1
10	Flessore profondo delle dita	NO	NO	NO	NO	NO	NO
11	Flessore superficiale delle dita	Ch 3	Ch 3	Ch 4	Ch 4	Ch 4	Ch 3
12	Flessore lungo del pollice	NO	NO	NO	NO	NO	NO
13	Palmare lungo	Ch 4	Ch 4	Ch 4	Ch3	Ch 3	Ch 3
14	Pronatore rotondo	Ch 4	Ch 3	Ch 4	Ch 3	Ch 3	Ch 4
15	Supinatore	NO	Ch 8	Ch 7	Ch 8	NO	NO

Tabella 5. Riconoscimento del muscolo col canale del dispositivo Remo, arto destro

Si è valutata l'affidabilità inter e intra soggetto del dispositivo Remo, partendo dalla affidabilità inter-soggetto, i risultati sono riportati nelle figure qui sotto, in ordine la prima rappresenta l'arto superiore sinistro, invece la seconda il destro:

SINISTRA		
TASK	Inter Cross Correlation (ICC)	Livello di affidabilità
H1	0.82	Buona
H2	0.81	Buona
H3	0.86	Buona
H4	0.86	Buona
H5	0.87	Buona
H6	0.81	Buona
H7	0.82	Buona
W1	0.82	Buona
W2	0.85	Buona
W3	0.90	Eccellente
W4	0.79	Scarsa
W5	0.82	Buona

Tabella 6. Valutazione dell'affidabilità inter-soggetto sinistra

DESTRA		
TASK	Inter Cross Correlation (ICC)	Livello di affidabilità
H1	0.85	Buona
H2	0.85	Buona
H3	0.86	Buona
H4	0.87	Buona
H5	0.89	Buona
H6	0.88	Buona
H7	0.86	Buona
W1	0.90	Eccellente
W2	0.84	Buona
W3	0.90	Eccellente
W4	0.86	Buona
W5	0.83	Buona

Tabella 7. Valutazione dell'affidabilità inter-soggetto destra.

Il valore medio di affidabilità inter-soggetto calcolato sull'insieme delle *task* è pari a 0.84, indicando una buona coerenza dei segnali EMG tra i diversi partecipanti. In linea con la letteratura, valori compresi tra 0.80 e 0.90 riflettono una stabilità elevata del segnale e una buona riproducibilità dei risultati.

Sulla base dei coefficienti ottenuti, le *task* sono state suddivise in tre categorie principali di affidabilità:

- Eccellente affidabilità (≥ 0.90) \rightarrow 3 *task* (25 %). Comprende i movimenti W1 e W3, con valori allo 0.90. Questi movimenti — Estensione del polso (15°) (gomito a 90°, avambraccio in pronazione, spalla a 0°) e Estensione del polso (15°) (gomito a 0°, avambraccio in pronazione, spalla a 30°) — richiedono un controllo dell'intero arto superiore molto fine e risultano altamente riproducibili tra soggetti diversi. Ciò suggerisce che i gesti di estensione di polso a 15° partendo con il gomito a 90° o 0° sono gesti motorialmente stabili e facilmente riconoscibili dal dispositivo Remo, grazie alla loro natura funzionale e all'attivazione muscolare estesa.

- Buona affidabilità (0.80 – 0.89) → 20 *task* (83 %). Comprende tutti movimenti tranne W1, W3, W4, con valori compresi tra 0.81 e 0.89. Questi includono sia movimenti fini delle dita (come la flessione ed estensione digitale) sia movimenti combinati di polso e mano, come la alternata flesso- estensione del polso e la circumduzione. L'affidabilità buona riflette una buona consistenza complessiva, pur mostrando una leggera variabilità interindividuale legata a differenze biomeccaniche o posturali. In particolare, nei movimenti che coinvolgono sia articolazioni distali che prossimali.
- Bassa affidabilità (< 0.80) → 1 *task* (0.24 %). L'unico valore inferiore (0.79) è stato osservato nella *task* W4, che richiedeva di alternare il polso tra estensione e flessione, con gomito in estensione (0°) e spalla a 30°. Questo compito risulta biomeccanicamente più complesso, poiché la flesso-estensione ripetuta del polso (partendo a 15° di estensione) richiede elevata precisione motoria e un buon isolamento articolare. Inoltre, mantenere la spalla sollevata e il gomito esteso aumenta la richiesta posturale prossimale, favorendo co-contrazioni muscolari dell'avambraccio e del polso. Questi fattori spiegano la maggiore variabilità del segnale EMG tra soggetti e il conseguente valore di correlazione leggermente più basso.

Per quanto riguarda l'arto sinistro, i valori di *Inter Cross Correlation (ICC)* mostrano una buona affidabilità complessiva, con un valore medio pari a 0.84. La maggior parte delle *task* (20 su 24) rientra nella fascia di affidabilità buona (0.80–0.89), mentre due movimenti *W1* e *W3* raggiungono un livello eccellente (≥ 0.90), evidenziando una particolare stabilità del segnale nelle *task* di stabilità e dorsiflessione del polso. L'unico valore inferiore (0.79, *task W4*) riflette una maggiore complessità biomeccanica del movimento, che comporta una variabilità interindividuale più elevata, ma non compromette la coerenza generale dei risultati. L'arto destro presenta invece un valore medio leggermente superiore (0.87), con una distribuzione dei coefficienti compresa tra 0.83 e 0.90, indicando una riproducibilità del segnale ancora più stabile. Anche in questo caso, le *task W1* e *W3* mostrano valori eccellenti di correlazione, confermando la sensibilità del dispositivo REMO nella rilevazione dei movimenti di polso e mano. Nel complesso, entrambi gli arti mostrano un'elevata affidabilità inter-soggetto.

Per la valutazione della affidabilità intra soggetto del dispositivo Remo, i risultati sono riportati nelle figure qui sotto, in ordine la prima rappresenta l'arto superiore sinistro, invece la seconda il destro:

SINISTRA		
TASK	Intra Cross Correlation (ICC)	Livello di affidabilità
ID 1	0.82	Buona
ID 2	0.80	Buona
ID 3	0.90	Eccellente
ID 4	0.90	Eccellente
ID 5	0.86	Buona
ID 6	0.97	Eccellente

Tabella 8. Valutazione dell'affidabilità intra-soggetto sx

DESTRA		
TASK	Intra Cross Correlation (ICC)	Livello di affidabilità
ID 1	0.84	Buona
ID 2	0.82	Buona
ID 3	0.85	Buona
ID 4	0.91	Eccellente
ID 5	0.89	Buona
ID 6	0.87	Buona

Tabella 9. Valutazione dell'affidabilità intra-soggetto dx

Tutti i coefficienti risultano compresi tra 0.80 e 0.97, indicando un livello di affidabilità buono–eccellente, secondo le linee guida comunemente accettate per l'ICC, dove valori >0.75 indicano buona affidabilità e >0.90 eccellente affidabilità per verificare l'affidabilità intra-soggetto. Questo significa che, per ogni soggetto, le registrazioni EMG effettuate su sei ripetizioni dello stesso movimento risultano altamente sovrapponibili. I valori dell'arto sinistro variano da 0.80 a 0.97, con un valore medio di 0.88. I valori più bassi (0.80–0.82) possono riflettere lievi variazioni posturali, micromovimenti dell'elettrodo o affaticamento muscolare dovuto alla ripetizione dei compiti. Nel complesso, i dati dell'arto sinistro confermano una buona affidabilità intra-soggetto, con oltre l'80% dei casi in fascia alta o eccellente. Per l'arto destro, i coefficienti variano tra 0.82 e 0.91, con un valore medio di 0.86, evidenziando anche in questo caso una buona–ottima ripetibilità dei segnali. Il soggetto ID04 (0.91) raggiunge la soglia di eccellenza, mentre gli altri presentano valori compresi tra 0.82 e 0.89, comunque indicativi di elevata consistenza intra-soggetto.

Nel complesso, i risultati confermano l'elevata affidabilità intra-soggetto del braccialetto Remo per entrambe le braccia, con valori medi superiori a 0.85. Questi dati supportano la stabilità del segnale EMG nel tempo, suggerendo che il dispositivo è in grado di fornire misurazioni consistenti anche in sessioni ripetute, garantendo riproducibilità e robustezza del sistema di acquisizione.

Scatter plot arto di destra:

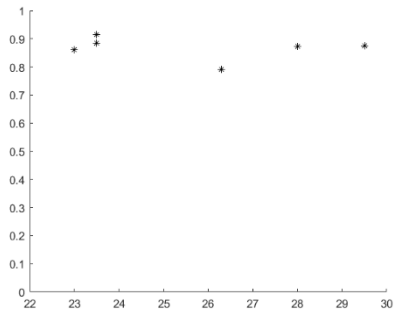


Grafico 1

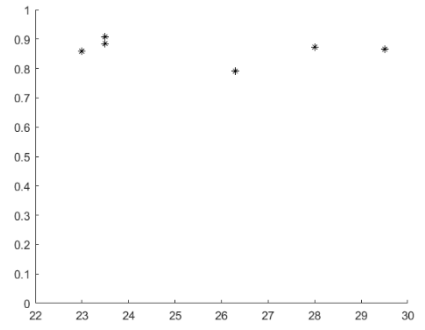


Grafico 2

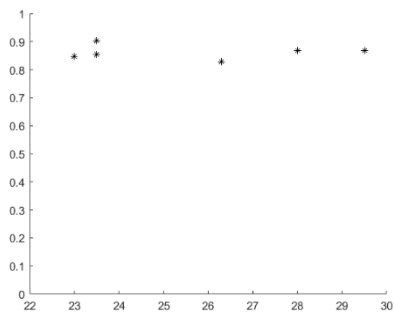


Grafico 3

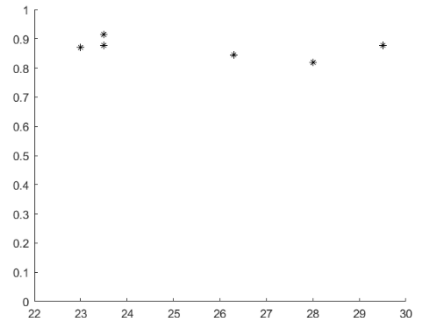


Grafico 4

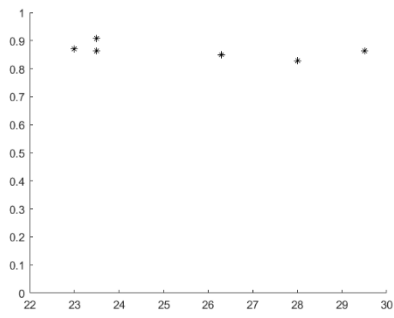


Grafico 5

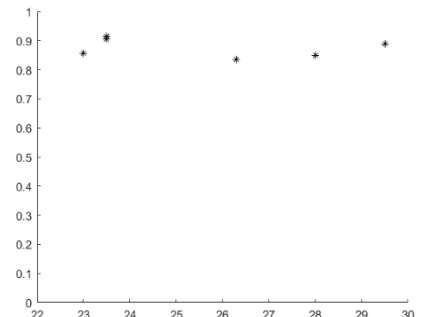


Grafico 6

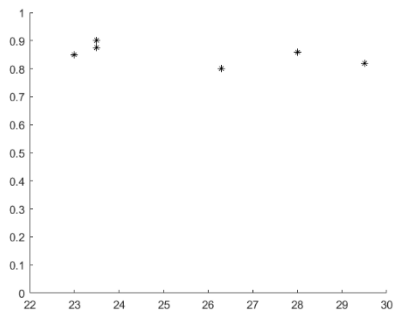


Grafico 7

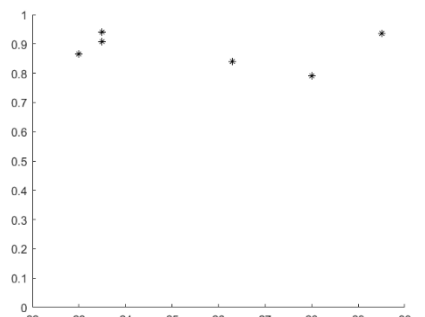


Grafico 8

Scatter plot arto di sinistra:

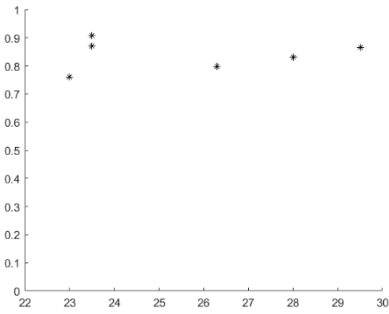


Grafico 1

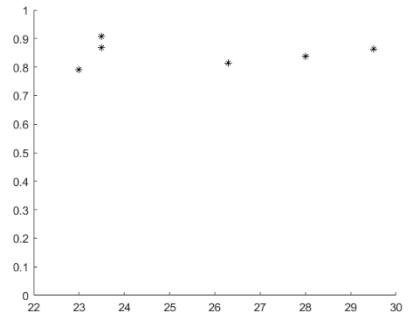


Grafico 2

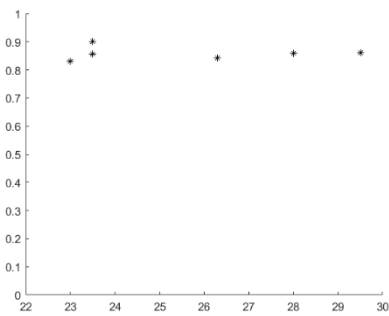


Grafico 3

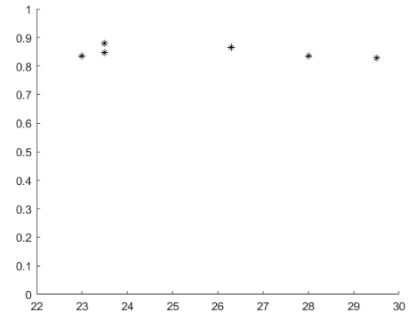


Grafico 4

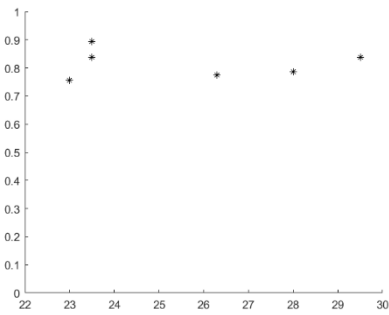


Grafico 5

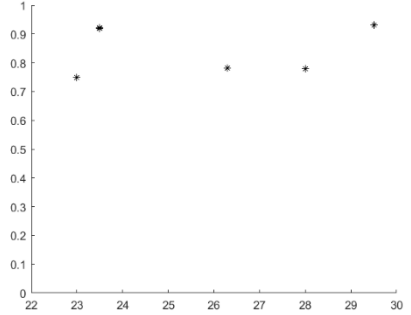


Grafico 6

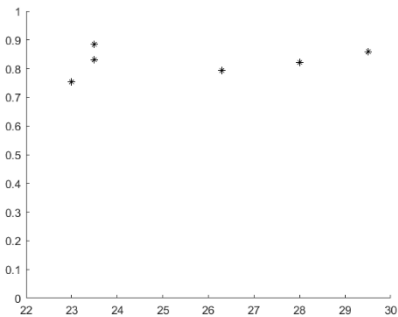


Grafico 7

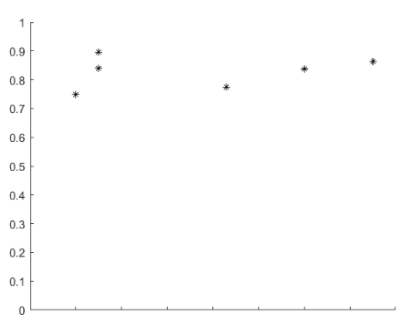


Grafico 8

A seguire, è stata condotta un'ulteriore analisi volta a valutare l'affidabilità inter-soggetto sulla base dei singoli muscoli. In particolare, si è calcolata la media dei valori di correlazione considerando, per ciascun muscolo, i canali individuati come rappresentativi durante le sessioni di registrazione EMG.

SINISTRA	TASK												
MUSCOLI	H1	H2	H3	H4	H5	H6	H7	W1	W2	W3	W4	W5	TOTALE
Brachioradialis	0.8	0.8	0.86	0.84	0.89	0.83	0.84	0.81	0.76	0.87	0.78	0.72	0.8
Extensor Digitorum Communis	0.78	0.77	0.85	0.84	0.9	0.82	0.82	0.79	0.76	0.89	0.77	0.62	0.8
Flexor Carpi Radialis	0.83	0.81	0.84	0.84	0.85	0.8	0.8	0.81	0.69	0.85	0.72	0.76	0.8
Flexor Carpi Ulnaris	0.79	0.77	0.81	0.79	0.84	0.77	0.78	0.81	0.76	0.81	0.75	0.67	0.76
Flexor Digitorum Superficialis	0.83	0.79	0.83	0.81	0.85	0.79	0.8	0.82	0.76	0.87	0.71	0.75	0.8
Palmaris Longus	0.82	0.79	0.82	0.82	0.84	0.78	0.81	0.83	0.74	0.85	0.75	0.68	0.8
Pronator Teres	0.81	0.77	0.81	0.81	0.84	0.78	0.78	0.84	0.74	0.86	0.7	0.71	0.79

Tabella 10. Affidabilità inter-soggetto identificati i muscoli, sinistra.

DESTRA	TASK												
MUSCOLI	H1	H2	H3	H4	H5	H6	H7	W1	W2	W3	W4	W5	TOTALE
Brachioradialis	0.81	0.81	0.84	0.82	0.84	0.85	0.85	0.86	0.77	0.85	0.77	0.83	0.83
Extensor Carpi Radialis	0.81	0.81	0.84	0.87	0.84	0.85	0.87	0.86	0.82	0.88	0.84	0.8	0.85
Extensor Digitorum Communis	0.8	0.83	0.84	0.88	0.85	0.86	0.87	0.87	0.83	0.87	0.85	0.84	0.85
Flexor Carpi Radialis	0.86	0.81	0.85	0.86	0.87	0.88	0.83	0.86	0.76	0.85	0.85	0.74	0.84
Flexor Carpi Ulnaris	0.82	0.81	0.85	0.86	0.85	0.85	0.8	0.86	0.82	0.83	0.89	0.72	0.84
Flexor Digitorum Superficialis	0.87	0.83	0.86	0.86	0.86	0.86	0.83	0.86	0.76	0.86	0.86	0.72	0.84
Palmaris Longus	0.86	0.81	0.86	0.86	0.85	0.86	0.79	0.85	0.78	0.84	0.87	0.72	0.83
Pronator Teres	0.87	0.83	0.84	0.83	0.85	0.85	0.8	0.87	0.78	0.83	0.85	0.74	0.83

Tabella 11. Affidabilità inter-soggetto identificati i muscoli, destra.

Per approfondire ulteriormente l'affidabilità del dispositivo REMO, è stata condotta un'analisi basata sui muscoli intercettati dai canali EMG del dispositivo. In questa fase non si è considerato il singolo canale associato a ciascun soggetto, ma piuttosto la coerenza dei segnali provenienti dallo stesso muscolo nei diversi partecipanti. Sono stati inclusi nell'analisi esclusivamente i muscoli identificati nel 100% dei soggetti, ovvero quelli rilevati in modo costante dallo stesso canale su tutti i partecipanti. In totale, sono stati analizzati 8 muscoli per l'arto sinistro e 7 per l'arto destro, poiché rappresentano le unità muscolari con una copertura completa e affidabile tra i soggetti. Per ciascun muscolo, è stata calcolata la media dei valori di ICC attraverso le diverse *task* motorie (da H1 a W5), in modo da stimare il livello di riproducibilità del segnale tra i partecipanti nelle stesse condizioni di movimento. I risultati mostrano, per l'arto sinistro, valori medi compresi tra 0.76 e 0.80, con una media complessiva di circa 0.79, indicando un buon livello di coerenza tra soggetti. I muscoli Brachioradialis, Flexor Carpi Radialis, Flexor Digitorum Superficialis, Palmaris Longus ed Extensor Digitorum Communis mostrano le correlazioni più alte (≈ 0.80), evidenziando una maggiore stabilità del segnale in movimenti di flesso-estensione e prensione. Valori leggermente inferiori sono stati osservati per il Flexor Carpi Ulnaris (0.76) e per il Pronator Teres (0.79), probabilmente a causa della loro posizione anatomica più profonda o della variabilità del segnale durante movimenti che coinvolgono pronazione e stabilizzazione del polso. Per l'arto destro, i valori risultano lievemente superiori, con un range compreso

tra 0.83 e 0.85 e una media generale di 0.84, suggerendo una maggiore uniformità e stabilità del segnale EMG rispetto al lato sinistro. I muscoli Extensor Digitorum Communis, Extensor Carpi Radialis e Flexor Carpi Radialis raggiungono i punteggi più elevati (0.84–0.85), a conferma della buona sensibilità del dispositivo nella rilevazione dei muscoli superficiali del polso e dell'avambraccio.

5. DISCUSSIONE

5.1 Affidabilità inter-soggetto

I risultati dell'affidabilità inter-soggetto mostrano un valore medio di ICC pari a 0.84, a indicare una buona coerenza dei segnali EMG tra i diversi partecipanti. Questo risultato è in linea con i valori di riferimento riportati in letteratura per strumenti di rilevazione EMG indossabili, che considerano un intervallo compreso tra 0.80 e 0.90 come indicativo di alta stabilità del segnale e buona riproducibilità tra soggetti. Nel dettaglio, il 92% delle *task* analizzate presenta valori di affidabilità moderata o alta, mentre solo una *task* ha mostrato un coefficiente inferiore a 0.80. Le *task* con i valori più elevati (≥ 0.86) sono associate a movimenti fini di prensione, come l'hook grasp, la presa a pinza (pincer grasp) e la presa del foglio (thumb adduction). Questi movimenti, caratterizzati da un'elevata specificità motoria e da un'attivazione muscolare localizzata, risultano più facilmente riconoscibili dal dispositivo, confermando l'efficacia del sistema REMO nel discriminare pattern EMG stabili e ripetibili legati a gesti funzionali della mano. Le *task* con affidabilità moderata (0.80–0.85) comprendono movimenti più complessi e multi-articolari, come la flessione ed estensione delle dita, la dorsiflessione del polso e la circonduzione. In questi casi, la variabilità inter-soggetto può essere attribuita a differenze biomeccaniche, strategie compensatorie e livelli diversi di controllo motorio prossimale, che influenzano la forma del segnale EMG. In sintesi, l'analisi inter-soggetto evidenzia una buona affidabilità complessiva del dispositivo, capace di mantenere una riproducibilità stabile del segnale anche in presenza di differenze antropometriche o di strategia motoria tra individui. Tali risultati trovano riscontro in letteratura. In particolare, è stato condotto uno studio volto a valutare la test-retest reliability e l'inter-rater reliability di un elettromiografo indossabile multi-canale nella misurazione dell'attività dei muscoli bicipite brachiale e tricipite brachiale durante contrazioni volontarie controllate. Gli autori hanno riportato valori di ICC compresi tra 0.83 e 0.97, dimostrando che il sistema era in grado di fornire dati EMG altamente riproducibili sia tra sessioni diverse sia tra valutatori differenti. Inoltre, lo studio sottolinea che la stabilità del segnale EMG non è influenzata significativamente da piccole variazioni di posizionamento degli elettrodi o da caratteristiche anatomiche individuali, purché la procedura di applicazione segua criteri standardizzati (43).

5.2 Affidabilità intra-soggetto

Per quanto riguarda l'affidabilità intra-soggetto, i risultati mostrano valori compresi tra 0.80 e 0.97, con medie generali di 0.88 per l'arto sinistro e 0.86 per il destro. Tali risultati rientrano nelle soglie di buona ($ICC > 0.75$) ed eccellente affidabilità ($ICC > 0.90$), confermando una notevole stabilità temporale delle registrazioni EMG all'interno dello stesso soggetto. La ripetibilità del segnale osservata in tutti i partecipanti indica che il dispositivo REMO è in grado di catturare pattern EMG consistenti anche attraverso ripetizioni successive dello stesso movimento, senza perdite significative di qualità del segnale o variazioni imputabili a rumore o instabilità di contatto. Il valore massimo di 0.97 (soggetto ID06) rappresenta un'eccellente ripetibilità, suggerendo una buona aderenza e stabilità del sensore.

Un aspetto interessante emerso dall'analisi riguarda la leggera differenza tra arto sinistro e destro, con quest'ultimo che mostra una variabilità lievemente inferiore. Tale risultato può essere in parte attribuito alla dominanza manuale dei soggetti, emersa dalla somministrazione della scala EHI (Edinburgh Handedness Inventory), secondo la quale due partecipanti risultavano mancini, due destrimani e due con dominanza mista. Si mostra una situazione molto omogenea con una equità nella dominanza dell'arto.

5.3 Affidabilità inter-soggetto identificati i muscoli

L'analisi dei dati e delle tabelle relative all'associazione tra i canali del dispositivo REMO e i quindici muscoli dell'avambraccio ha permesso di individuare quali muscoli vengono intercettati in modo ricorrente e coerente dai diversi canali, sia per l'arto destro che per quello sinistro. Nel complesso, i risultati mostrano una buona coerenza nella distribuzione dei canali tra i soggetti, nonostante le inevitabili differenze antropometriche. Le misure medie dell'avambraccio evidenziano infatti una larghezza di 25.7 ± 2.5 cm e una lunghezza di 27.0 ± 2.7 cm. Emerge che i canali 3, 4 e 8 sono quelli maggiormente coinvolti nella rilevazione di segnali muscolari, sia nei movimenti di flessione del polso e delle dita sia nei compiti di estensione e prensione. Inoltre, non tutti i muscoli vengono rilevati dai canali ed alcuni muscoli sono stati captati dagli stessi canali.

Nonostante alcuni canali del dispositivo coprano più muscoli e altri non rilevino in modo diretto tutte le aree muscolari considerate, il valore di inter cross-correlation si mantiene comunque superiore a 0.80, indicando una buona affidabilità complessiva del sistema e una coerenza stabile del segnale tra i soggetti. In particolare:

- Il canale 3 mostra una costante associazione al movimento di flessione radiale del carpo e flessore delle dita indicando una buona capacità del sistema di catturare le attivazioni muscolari correlate ai movimenti di flessione.
- Il canale 4 risulta spesso collegato al palmare lungo e al pronatore rotondo, confermando la sensibilità del braccialetto nel rilevare attività di flessione e pronazione del polso.
- Il canale 8, invece, è quello che più frequentemente rileva l'attività degli estensori, come l'estensore comune delle dita e l'estensore radiale del carpo, suggerendo una localizzazione ottimale del sensore per il monitoraggio dei movimenti estensori del polso e delle dita.

Confrontando i due arti, si osserva una buona simmetria generale nella mappatura dei canali, con leggere variazioni nella posizione dei muscoli intercettati. Nel braccio sinistro, la rilevazione tende a essere più distribuita, coinvolgendo un numero leggermente superiore di canali per gli stessi muscoli,

I muscoli più frequentemente rilevati in entrambi gli arti sono:

- Flexor Carpi Radialis (Ch3-5)
- Flexor Digitorum Superficialis (Ch3-5)
- Extensor Digitorum Communis (Ch8)
- Extensor Carpi Radialis (Ch7-8)

Questi risultati confermano che il dispositivo Remo è particolarmente affidabile nella rilevazione del segnale muscolare dei muscoli responsabili dei movimenti principali del polso e delle dita, ossia le funzioni motorie più rilevanti nella riabilitazione post-ictus e nella valutazione della funzionalità dell'arto superiore. L'analisi del mapping consente di ipotizzare che il braccialetto Remo, grazie alla disposizione degli otto canali, sia in grado di rilevare in modo consistente le attivazioni muscolari più rappresentative, garantendo un monitoraggio sEMG affidabile e riproducibile tra i soggetti. La parziale sovrapposizione di alcuni canali su

muscoli contigui (ad esempio Flexor e Pronator sullo stesso canale) è legata alla vicinanza anatomica e alla propagazione del segnale elettrico nei tessuti, senza compromettere la specificità funzionale. Nel complesso, i dati indicano che la mappatura dei canali del dispositivo Remo risulta coerente e stabile tra i diversi soggetti, suggerendo una buona affidabilità del sistema nel rilevare l'attività muscolare. Per completare la valutazione della tecnologia, si dovrà approfondire ulteriormente l'analisi su un campione più ampio, così da confermare la riproducibilità dei risultati e l'applicazione riabilitativa

Verificare inoltre se questa affidabilità si mantiene anche in pazienti con impairment dell'arto superiore, dove la presenza di deficit motori, spasticità o co-contrazioni può influenzare la qualità e la stabilità del segnale EMG. Un'analisi futura dovrebbe quindi valutare se il livello di affidabilità osservato nei soggetti sani rimanga consistente anche nei pazienti con diversi gradi di compromissione motoria, distinguendo tra forme lievi, moderate e gravi, per comprendere in che misura la gravità dell'impairment incida sulla riproducibilità del segnale e sull'efficacia del dispositivo Remo in contesti clinici reali.

6. CONCLUSIONI

L'obiettivo di questa tesi è stimare l'affidabilità inter- e intra- soggetto di un dispositivo indossabile, i risultati ottenuti evidenziano una buona affidabilità complessiva del dispositivo Remo, sia dal punto di vista inter-soggetto, che intra-soggetto. Per quanto riguarda l'affidabilità inter-soggetto, il 92% delle *task* ha mostrato valori compresi tra la fascia moderata e quella alta, con una media pari a 0.84. L'analisi dell'affidabilità intra-soggetto ha ulteriormente confermato la consistenza del dispositivo, con valori di ICC compresi tra 0.80 e 0.97, a testimonianza di un'elevata ripetibilità delle registrazioni tra le sei ripetizioni delle stesse *task* per ciascun soggetto. I dati medi, superiori a 0.85 per entrambe le braccia, indicano che il dispositivo è in grado di garantire misurazioni consistenti nel tempo. Nel loro insieme, questi risultati confermano l'elevata affidabilità del dispositivo Remo, sia tra soggetti diversi che all'interno dello stesso individuo.

Inoltre, sebbene i soggetti presentino caratteristiche anatomiche differenti, il segnale proveniente dallo stesso muscolo e rilevato attraverso il medesimo canale del dispositivo risulta comunque affidabile e coerente tra i partecipanti. Le analisi condotte, infatti, mostrano una buona corrispondenza dei dati EMG tra soggetti diversi. Tale evidenza rappresenta un elemento fondamentale in vista di una potenziale applicazione clinica e riabilitativa, poiché garantisce che le variazioni registrate nel segnale EMG riflettano effettivamente modifiche reali dell'attività muscolare o della performance motoria, e non fluttuazioni dovute a fattori tecnici, strumentali o di posizionamento. La configurazione adottata si dimostra coerente e funzionale, garantendo un'elevata qualità del segnale EMG e una buona riproducibilità tra soggetti diversi.

Nel complesso, questi risultati costituiscono una base solida per la futura standardizzazione del posizionamento del dispositivo, favorendo il suo impiego in contesti clinici e riabilitativi per il monitoraggio dell'attività muscolare e il supporto alla valutazione funzionale dell'arto superiore in pazienti con esito di ictus. Il dispositivo Remo, si configura come uno strumento affidabile e promettente per la valutazione e il monitoraggio del recupero motorio, ponendo le basi per futuri sviluppi e applicazioni in ambito riabilitativo. Sarà necessario testare l'affidabilità del dispositivo in un campione di soggetti più ampio e ripetere le stesse analisi anche in paziente che presentano deficit a livello motorio, quindi verificarlo in pazienti post-stroke nelle varie fasi.

BIBLIOGRAFIA E SITOGRAFIA

1. Pedersen I, Iliadis A, curatori. Embodied computing: wearables, implantables, embeddables, ingestibles. Cambridge, Massachusetts London: The MIT Press; 2020. 1 p.
2. Due BL. Distributed Perception: Co-Operation between Sense-Able, Actionable, and Accountable Semiotic Agents. *Symbolic Interaction*. febbraio 2021;44(1):134–62.
3. Maceira-Elvira P, Popa T, Schmid AC, Hummel FC. Wearable technology in stroke rehabilitation: towards improved diagnosis and treatment of upper-limb motor impairment. *J NeuroEngineering Rehabil*. dicembre 2019;16(1):142.
4. Seim CE, Wolf SL, Starner TE. Wearable vibrotactile stimulation for upper extremity rehabilitation in chronic stroke: clinical feasibility trial using the VTS Glove. *J NeuroEngineering Rehabil*. dicembre 2021;18(1):14.
5. Pregnotato G, Rimini D, Baldan F, Maistrello L, Salvalaggio S, Celadon N, et al. Clinical Features to Predict the Use of a sEMG Wearable Device (REMO®) for Hand Motor Training of Stroke Patients: A Cross-Sectional Cohort Study. *IJERPH*. 14 marzo 2023;20(6):5082.
6. Tang C, Zhang R, Gao S, Chen J, Dai Y, Wang S, et al. An AI-Driven Multimodal Smart Home Platform for Continuous Monitoring and Assistance in Post-Stroke Motor Impairment.
7. Lauren Thau, Vamsi Reddy 1 , Paramvir Singh 2. Anatomy, Central Nervous System [Internet]. Disponibile su: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/31194336/>
8. Sistema nervoso centrale [Internet]. Disponibile su: <https://www.humanitas.it/enciclopedia/anatomia/sistema-nervoso/sistema-nervoso-centrale/>
9. Frey SH, Fogassi L, Grafton S, Picard N, Rothwell JC, Schweighofer N, et al. Neurological Principles and Rehabilitation of Action Disorders: Computation, Anatomy, and Physiology (CAP) Model. *Neurorehabil Neural Repair*. giugno 2011;25(5_suppl):6S-20S.
10. Coupland AP, Thapar A, Qureshi MI, Jenkins H, Davies AH. The definition of stroke. *J R Soc Med*. gennaio 2017;110(1):9–12.
11. Groff H, Yousfani S, Pantoja-Ruiz C, Douiri A, Bhalla A, Wolfe C, et al. A systematic review of the incidence and outcomes of ICD-11 defined stroke. *Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases*. agosto 2024;33(8):107784.
12. Ajaya Kumar A. Unnithan; Joe M. Das; Parth Mehta. Hemorrhagic Stroke [Internet]. Disponibile su: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK559173/>
13. Hemorrhagic Stroke. Hemorrhagic Stroke Process [Internet]. Disponibile su: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK559173/figure/article-90188.image.fl/>
14. Mehta P, Aka U. Hemorrhagic Stroke. In 2020.

15. Bhalla A, Clark L, Fisher R, James M. The new national clinical guideline for stroke: an opportunity to transform stroke care. *Clinical Medicine*. marzo 2024;24(2):100025.
16. Marco Poloni - Laboratorio Malattie Neurologiche, Dipartimento di Neuroscienze, Eugenio Vitelli - Laboratorio Malattie Neurologiche, Dipartimento di Neuroscienze, Stefano Fumagalli - Laboratorio Biologia delle Malattie Neurodegenerative, Dipartimento di Neuroscienze, Alessia Valente - Laboratorio Biologia delle Malattie Neurodegenerative, Dipartimento di Neuroscienze, Editing Raffaella Gatta - Content manager. *Ictus: cause, tipi e sintomi dell'ictus cerebrale* [Internet]. Disponibile su: <https://www.marionegri.it/magazine/ictus-cerebrale>
17. Persson HC, Opheim A, Lundgren-Nilsson Å, Alt Murphy M, Danielsson A, Sunnerhagen KS. Upper extremity recovery after ischaemic and haemorrhagic stroke: Part of the SALGOT study. *European Stroke Journal*. dicembre 2016;1(4):310–9.
18. DiAndrei V. Alexandrov, MD, The University of Tennessee Health Science Center;, Balaji Krishnaiah, MD, The University of Tennessee Health Science Center, Reviewed By Michael C. Levin, MD, College of Medicine, University of Saskatchewan. *Panoramica sull'ictus* [Internet]. Disponibile su: <https://www.msmanuals.com/it/professionale/malattie-neurologiche/ictus/panoramica-sull-ictus?>
19. Berge E, Whiteley W, Audebert H, De Marchis G, Fonseca AC, Padiglioni C, et al. European Stroke Organisation (ESO) guidelines on intravenous thrombolysis for acute ischaemic stroke. *European Stroke Journal*. marzo 2021;6(1):I–LXII.
20. World Stroke Day. Disponibile su: <https://www.salute.gov.it/new/it/news-e-media/notizie/29-ottobre-world-stroke-day-giornata-mondiale-del-ictus-0/>
21. O'Flaherty D, Ali K. Recommendations for Upper Limb Motor Recovery: An Overview of the UK and European Rehabilitation after Stroke Guidelines (2023). *Healthcare*. 18 luglio 2024;12(14):1433.
22. Ward NS, Brander F, Kelly K. Intensive upper limb neurorehabilitation in chronic stroke: outcomes from the Queen Square programme. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*. maggio 2019;90(5):498–506.
23. Roesner K, Scheffler B, Kaehler M, Schmidt-Maciejewski B, Boettger T, Saal S. Effects of physical therapy modalities for motor function, functional recovery, and post-stroke complications in patients with severe stroke: a systematic review update. *Syst Rev*. 28 ottobre 2024;13(1):270.
24. Hirofumi Nakayama, MDa · Henrik Stig Jørgensen, MDa · Hans Otto Raaschou, MDb · Tom Skyhøj Olsen, MD, PhDa. Recovery of upper extremity function in stroke patients: The Copenhagen stroke study.
25. Persson HC, Parziali M, Danielsson A, Sunnerhagen KS. Outcome and upper extremity function within 72 hours after first occasion of stroke in an unselected population at a stroke unit. A part of the SALGOT study. *BMC Neurol*. dicembre 2012;12(1):162.
26. Graeme J. Hankey MBBS, MD, FRACP, FRCPE, FAHA, FESO, FAAHMS,, Malcolm Macleod BSc(Hons), MBChB, PhD, FRCP,, Philip B. Gorelick MD, MPH,

FACP, FAHA, FAAN, FANA,, Christopher Chen BA, BMBCh, FRCP,, Fan Z. Caprio MD,, Heinrich Mattle MD, FRCPE, FAHA, FESO,. Warlow's Stroke: Practical Management. 4;

27. Li X, He Y, Wang D, Rezaei MJ. Stroke rehabilitation: from diagnosis to therapy. *Front Neurol.* 13 agosto 2024;15:1402729.
28. Grefkes C, Fink GR. Recovery from stroke: current concepts and future perspectives. *Neurol Res Pract.* dicembre 2020;2(1):17.
29. Alt Murphy M, Resteghini C, Feys P, Lamers I. An overview of systematic reviews on upper extremity outcome measures after stroke. *BMC Neurol.* dicembre 2015;15(1):29.
30. Gladstone DJ, Danells CJ, Black SE. The Fugl-Meyer Assessment of Motor Recovery after Stroke: A Critical Review of Its Measurement Properties. *Neurorehabil Neural Repair.* settembre 2002;16(3):232–40.
31. González-Fernández M. Development of Upper Limb Prostheses: Current Progress and Areas for Growth. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation.* giugno 2014;95(6):1013–4.
32. Murphy MA, Munoz-Novoa M, Heremans C, Branscheidt M, Cabanas-Valdés R, Engelter ST, et al. European Stroke Organisation (ESO) guideline on motor rehabilitation.
33. Dawson J, Béjot Y, Christensen LM, De Marchis GM, Dichgans M, Hagberg G, et al. European Stroke Organisation (ESO) guideline on pharmacological interventions for long-term secondary prevention after ischaemic stroke or transient ischaemic attack. *European Stroke Journal* [Internet]. settembre 2022 [citato 27 ottobre 2025];7(3). Disponibile su: <https://journals.sagepub.com/doi/10.1177/23969873221100032>
34. Takeuchi N, Izumi SI. Rehabilitation with Poststroke Motor Recovery: A Review with a Focus on Neural Plasticity. *Stroke Research and Treatment.* 2013;2013:1–13.
35. Janssen J, Klassen TD, Connell LA, Eng JJ. Factors Influencing the Delivery of Intensive Rehabilitation in Stroke: Patient Perceptions Versus Rehabilitation Therapist Perceptions. *Physical Therapy.* 7 febbraio 2020;100(2):307–16.
36. Pomeroy V, Aglioti SM, Mark VW, McFarland D, Stinear C, Wolf SL, et al. Neurological Principles and Rehabilitation of Action Disorders: Rehabilitation Interventions. *Neurorehabil Neural Repair.* giugno 2011;25(5_suppl):33S-43S.
37. Fasoli SE, Krebs HI, Hogan N. Robotic Technology and Stroke Rehabilitation: Translating Research into Practice. *Topics in Stroke Rehabilitation.* ottobre 2004;11(4):11–9.
38. Birkenmeier RL, Prager EM, Lang CE. Translating Animal Doses of Task-Specific Training to People With Chronic Stroke in 1-Hour Therapy Sessions: A Proof-of-Concept Study. *Neurorehabil Neural Repair.* settembre 2010;24(7):620–35.
39. Roesner K, Scheffler B, Kaehler M, Schmidt-Maciejewski B, Boettger T, Saal S. Effects of physical therapy modalities for motor function, functional recovery, and post-

stroke complications in patients with severe stroke: a systematic review update. *Syst Rev.* 28 ottobre 2024;13(1):270.

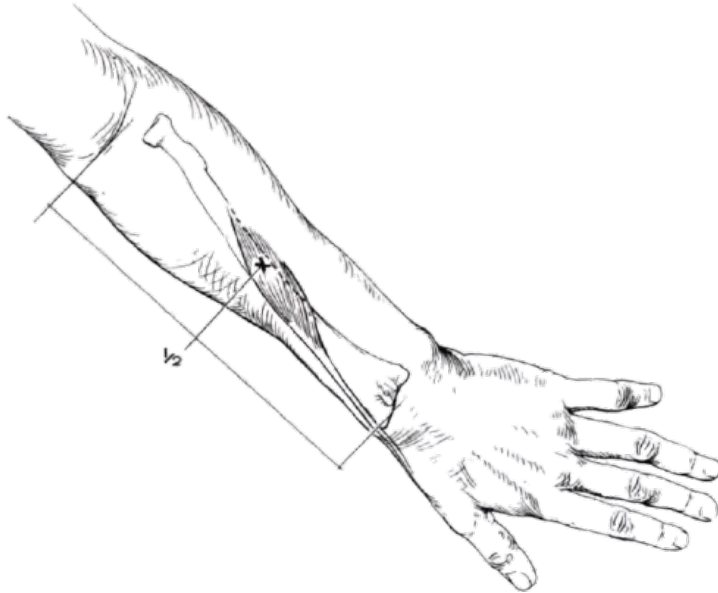
40. Ward NS, Brander F, Kelly K. Intensive upper limb neurorehabilitation in chronic stroke: outcomes from the Queen Square programme. *J Neurol Neurosurg Psychiatry.* maggio 2019;90(5):498–506.
41. Simpson LA, Menon C, Hodgson AJ, Ben Mortenson W, Eng JJ. Clinicians' perceptions of a potential wearable device for capturing upper limb activity post-stroke: a qualitative focus group study. *J NeuroEngineering Rehabil.* dicembre 2021;18(1):135.
42. Simpson LA, Menon C, Hodgson AJ, Ben Mortenson W, Eng JJ. Clinicians' perceptions of a potential wearable device for capturing upper limb activity post-stroke: a qualitative focus group study. *J NeuroEngineering Rehabil.* dicembre 2021;18(1):135.
43. Matsuda T, Miyamori T, Fujino Y, Nozu S, Kajiwara Y. Reliability and validity of muscle activity analysis using wearable electromyographs. *J Phys Ther Sci.* 2024;36(3):123–7.

APPENDICE

MAP OF EMG PLACEMENT ON MUSCLES (PG 13-41 HAND. PG 45-93 FOREARM)

FOREARM

1. ABDUCTOR POLLICIS LONGUS



Origin:

From the dorsal surface of the body of the ulna, the interosseus membrane, and the middle one-third of the body of the radius.

Insertion:

Lateral aspect of the base of the first metacarpal.

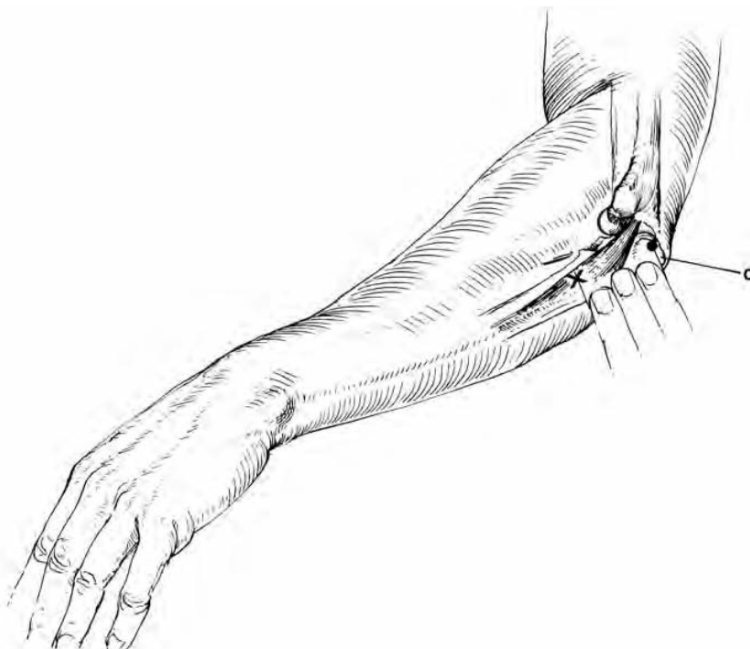
Electrode Insertion (X):

Over the shaft of the radius at mid-forearm. The electrode will travel through the extensor digitorum communis.

Test Maneuver:

Radial abduction of the thumb.

2. ANCONEUS



Origin:

From the posterior aspect of the lateral epicondyle of the humerus as a continuation of the medial head of the triceps.

Insertion:

Lateral aspect of the olecranon process and the proximal portion of the posterior surface of the ulna.

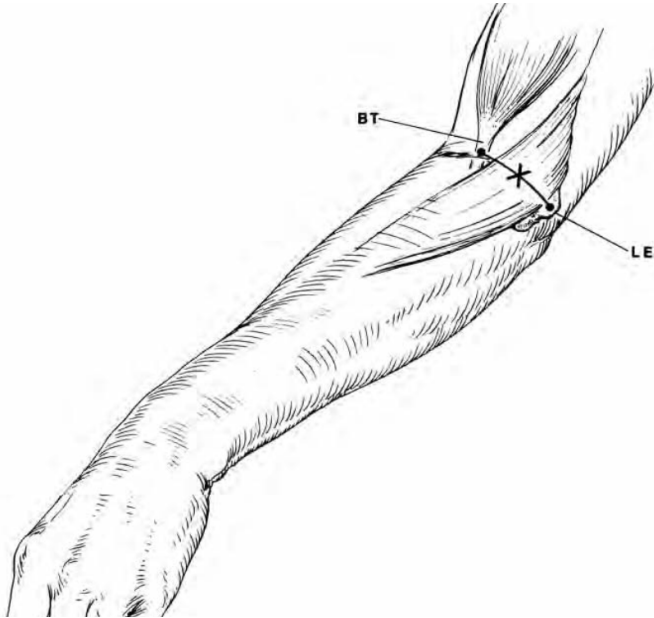
Electrode Insertion (X):

Place the tip of the little finger on the olecranon (O) and ring and middle fingers along with ulna. Insert the electrode just beyond tip of middle finger, radial to the ulna.

Test Maneuver:

Extension of the elbow.

3. BRACHIORADIALIS



Origin:

From the supracondylar area of the lateral aspect of the humerus.

Insertion:

Lateral aspect of the radius, just above the styloid process.

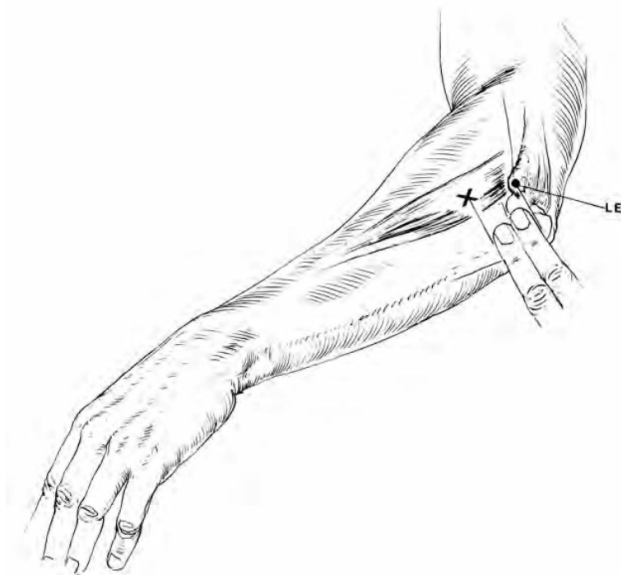
Electrode Insertion (X):

Midway between biceps tendon (BT) and lateral epicondyle (LE) along flexor crease; insert electrode to a depth of one-half inch.

Test Maneuver:

Flexion of the forearm in neutral position.

4. EXTENSOR CARPI RADIALIS, LONGUS AND BREVIS* *Because of the close anatomical and functional relationship of these muscles, the authors have found it impossible to develop a technique by which they could place the electrode in one or the other of these muscles with confidence.



Origin:

Longus: The lower third of the supracondylar ridge of humerus. Brevis: The lateral epicondyle of humerus.

Insertion:

Longus: Dorsal surface of base of second metacarpal. Brevis: Dorsal surface of third metacarpal.

Electrode Insertion (X):

Insert two fingerbreadths distal to lateral epicondyle (LE).

Test Maneuver:

Dorsiflexion of wrist in radial deviation.

5. EXTENSOR CARPI ULNARIS



Origin:
Lateral epicondyle of humerus.

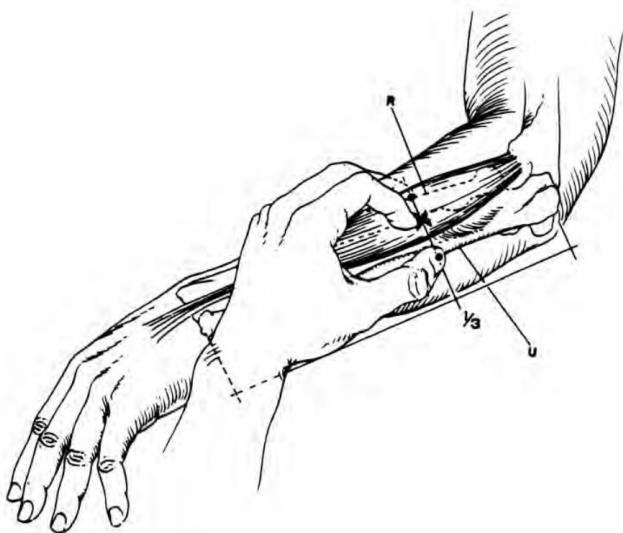
Insertion:
Dorsal surface of base of fifth metacarpal.

Electrode Insertion (X):
Palpate the ulna in middle of forearm and insert needle electrode just above the shaft of ulna.

Test Maneuver:
Extend the wrist with ulnar deviation.

6. EXTENSOR DIGITORUM COMMUNIS AND EXTENSOR DIGITI MINIMI PROPRIUS*

*Because of the close anatomical and functional relationship of these muscles, the authors have found it impossible to develop a technique by which they could place the electrode in one or the other of these muscles with confidence.



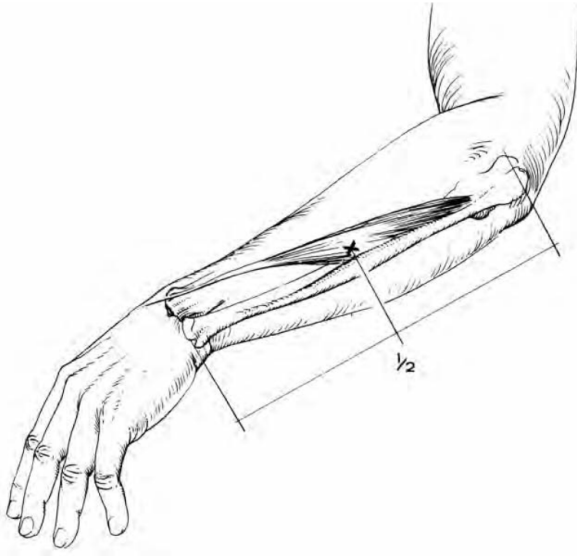
Origin:
Common extensor tendon from the lateral epicondyle of humerus.

Insertion:
On dorsal surface of base of second to fifth phalanges of fingers.

Electrode Insertion (X):
Grasp the forearm at junction of upper and middle third with thumb and middle finger on radius (R) and ulna (U). Then with index finger bisect these two points and insert needle electrode at tip of index finger to a depth of one-half inch.

Test Maneuver:
Extend metacarpophalangeal joints.

7. EXTENSOR POLLICIS LONGUS



Innervation:

Posterior Interosseus Nerve, Radial Nerve, Posterior Cord, Posterior Division, Middle and Lower Trunk, C7, C8.

Origin:

The dorsal surface of the middle third of ulnar shaft below the abductor pollicis longus.

Insertion:

The dorsal aspect of base of terminal phalanx of thumb.

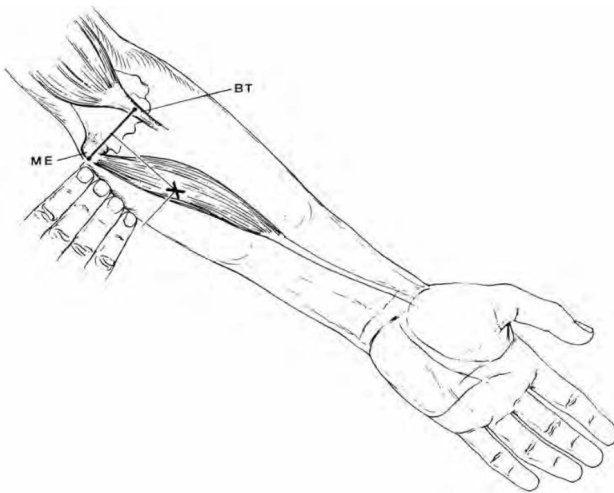
Electrode Insertion (X):

At mid-forearm insert needle electrode along radial border of ulnar. The electrode will travel through the extensor carpa ulnaris.

Test Maneuver:

Extend distal phalanx of thumb.

8. FLEXOR CARPI RADIALIS



Origin:

Common tendon from medial epicondyle of humerus.

Insertion:

Volar surface of base of second metacarpal.

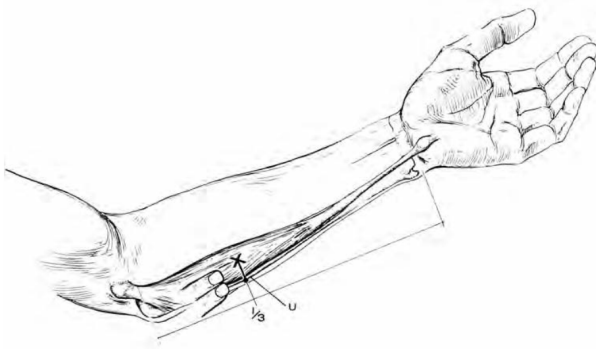
Electrode Insertion (X):

Three to four fingerbreadths distal to the midpoint of a line connecting the medial epicondyle (ME) and biceps tendon (BT).

Test Maneuver:

Flexion of wrist with radial deviation.

9. FLEXOR CARPI ULNARIS



Origin:
Common tendon from medial epicondyle of humerus, medial margin of olecranon, coronoid process, and upper two-thirds of the dorsal border of ulna.

Insertion:
Volar surface of pisiform, hamate and fifth metacarpal.

Electrode Insertion (X):
Two fingerbreadths volar to ulna (U) at the junction of

the upper and middle thirds of the forearm.

Test Maneuver:
Flexion of the wrist with ulnar deviation.

10. FLEXOR DIGITORUM PROFUNDUS



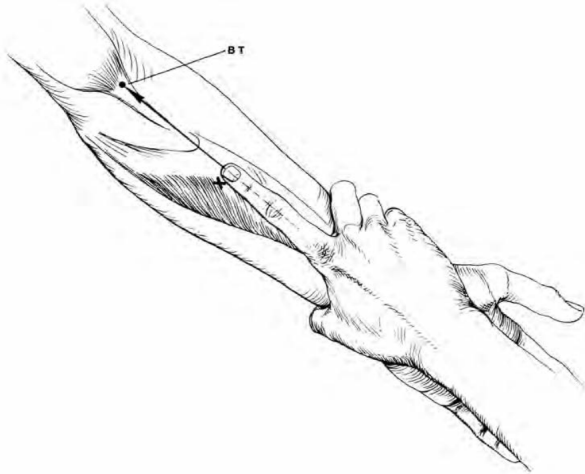
Origin:
Upper three-fourths of volar and medial surfaces of ulna and interosseus membrane.

Insertion:
Volar surfaces of bases of distal phalanges of four fingers.

Electrode Insertion (X):
Place tip of little finger on olecranon (O) and ring, middle and index fingers along shaft of ulna. Insert needle electrode just beyond tip of index finger just ulnarly to shaft. The ulnar innervated portion is the more superficial (1–2 cm), while the median innervated portion is deeper (3–5 cm).

Test Maneuver:
Flexion of distal phalanges of digits.

11. FLEXOR DIGITORUM SUPERFICIALIS



Origin:

Common tendon from medial epicondyle of humerus, coronoid process of ulna and oblique line of radius.

Insertion:

All these tendons insert in the volar surface of the 2nd phalanx. Before inserting in the phalanx, the tendon split in two bands to allow the flexor digitorum profundus tendon to go through and to reach the proximal end of the distal phalanx.

Electrode Insertion (X):

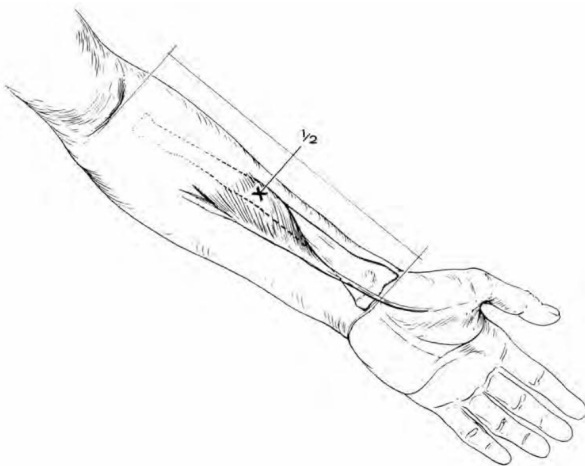
Grasp with operator's palm to volar surface of subject's wrist. Point index finger to biceps tendon

(BT) and insert needle electrode just ulnarly to tip of index finger. The electrode will travel through the palmaris longus.

Test Maneuver:

With the distal interphalangeal joints of three digits maintained in hyper extension, the patient is asked to flex the proximal interphalangeal joint of the free finger.

12. FLEXOR POLLICIS LONGUS



Origin:

The volar surface of the body of the radius from the bicipital tuberosity to the attachment of the pronator quadratus and interosseus membrane.

Insertion:

Volar surface of base of distal phalanx of thumb.

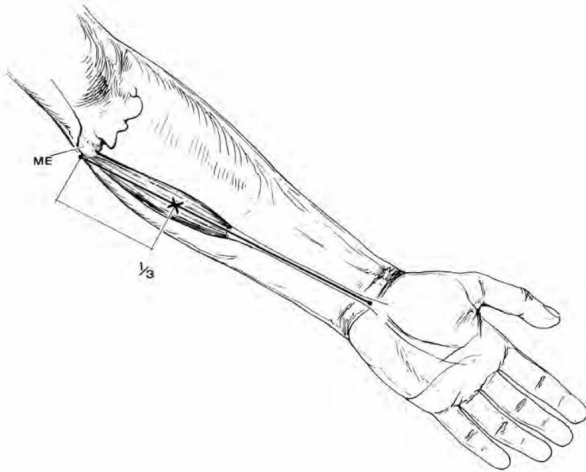
Electrode Insertion (X):

In the middle of the forearm the needle electrode is inserted from the radial aspect just volar to the radius. The electrode will travel through the flexor carpi radialis and the flexor digitorum superficialis.

Test Maneuver:

Flexion of the distal phalanx of thumb.

13. PALMARIS LONGUS



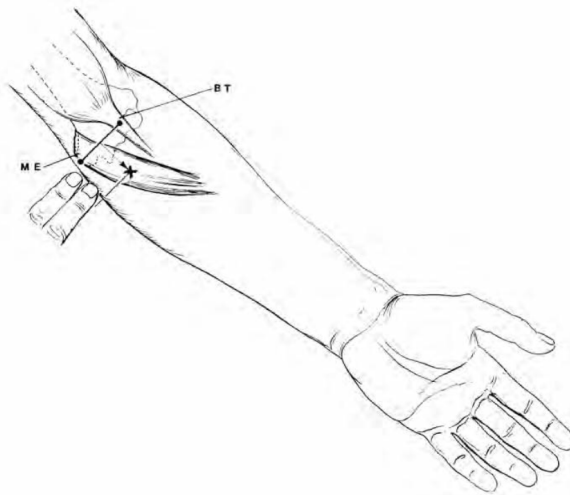
Origin:
The medial epicondyle of humerus.

Insertion:
The palmar aponeurosis and flexor retinaculum.

Electrode Insertion (X):
At the junction of the upper and middle thirds of a line joining the medial epicondyle (ME) and middle of volar surface of wrist.

Test Maneuver:
To cap the palm of the hand.

14. PRONATOR TERES



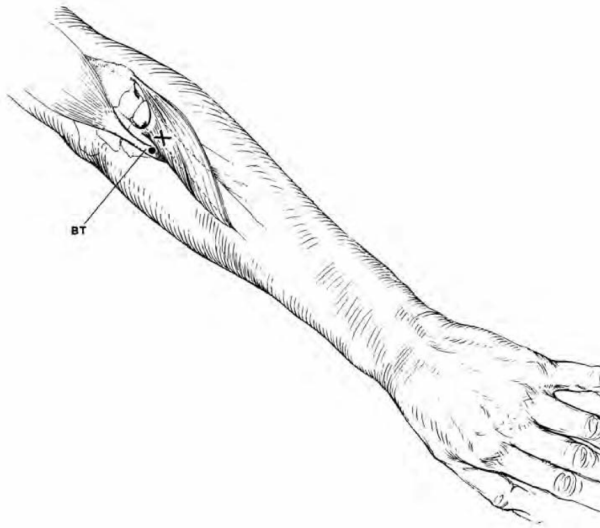
Origin:
This muscle has two heads of origins: (a) from the medial epi- condyle of the humerus and (b) the coronoid process of the ulna. The median nerve enters the forearm between these two heads.

Insertion:
Lateral surface of radius at mid-shaft.

Electrode Insertion (X):
Two fingerbreadths distal to the midpoint of a line connecting the medial epicondyle (ME) and biceps tendon (BT).

Test Maneuver:
Pronation of forearm.

15. SUPINATOR



Origin:

Lateral epicondyle of humerus, radial collateral ligament of elbow, supinator crest of ulna.

Insertion:

Dorsal and lateral surfaces of upper third of radial shaft.

Electrode Insertion (X):

Just radial to the most distal part of insertion of the biceps tendon (BT). The electrode will travel through the extensor digitorum communis.

Test Maneuver:

Supination of forearm.

Muscoli presi in considerazione

- **Clinical assessment (MAS – Modified Ashworth Scale):**
 - Pectoralis Major (PecMaj)
 - Biceps Brachii (BicBra)
 - Flexor Carpi (FlexCarp)
 - Flexor Digitorum Superficialis (FlexDigSup)
 - Flexor Digitorum Profundis (FlexDigProf)
- **sEMG registrazioni:**
 - Extensor digitorum
 - Extensor digiti minimi
 - Flexor digitorum profundus