

Progetto, realizzazione e prove preliminari di un sistema automatico per la riabilitazione del gomito

Alberto Borboni¹, Davide Fausti², Rodolfo Faglia¹, Nicola Pedrocchi²

¹*Dipartimento di Ingegneria Meccanica e Industriale, Università degli Studi di Brescia, via Branze 38, 25123 Brescia*

E-mail: alberto.borboni@ing.unibs.it, rodolfo.faglia@ing.unibs.it

²*Polibrixia s.r.l., via Branze 43, 25123 Brescia*

E-mail: davide.fausti@polibrixia.it, nicola.pedrocchi@polibrixia.it

Keywords: Device for elbow rehabilitation, Continuous Passive Motion,

SOMMARIO. Lo studio presentato in questo articolo riporta le fasi di sviluppo di un dispositivo di riabilitazione del gomito, dalla progettazione e realizzazione del prototipo, alle prime prove sui pazienti.

1. INTRODUZIONE

I vantaggi già noti in letteratura circa l'utilizzo di dispositivi automatici per la riabilitazione riguardano la possibilità di ottenere informazioni quantitative sulla terapia ed adattare la stessa, personalizzandola, alle particolari esigenze del paziente [4].

A questi vantaggi clinici si aggiunge la possibilità di poter effettuare in modo più continuativo la terapia e l'esecuzione di esercizi a domicilio in autonomia o sotto la supervisione di un operatore sanitario a distanza. Sebbene l'utilizzo della tecnologia di sistemi di comunicazione e di apparecchi informatici, sia ampiamente diffusa tra la popolazione di tutte le età, è soggetta ancora a forti resistenze di tipo psicologico soprattutto da parte dei terapeuti, meno dei medici fisiatristi, come emerso da ricerche nel settore ed interviste al personale sanitario.

Il dispositivo si classifica come un sistema automatico adatto sia per una riabilitazione di tipo passivo, CPM, che attivo o cooperante con il paziente.



Fig. 1: Il dispositivo meccanico.

Sulla base dei risultati ottenuti dalle prove cliniche del dispositivo (esposte al paragrafo 3) sono stati definiti i requisiti funzionali per il controllo dello stesso. Il design degli algoritmi di controllo e la loro implementazione è in corso. La finalità è quella di dotare il fisioterapista di uno strumento che non solo replichi le tipologie di ginnastica oggi utilizzate ma che permetta di sperimentarne di nuove e di quantificarne i risultati.

2 DESCRIZIONE DELLA STRUTTURA MECCANICA

Il dispositivo ha struttura ad esoscheletro con due piastre laterali, ancorate ad una piastra di base che alloggiava nella parte inferiore il motore brushless direct drive, mentre nella parte superiore sono incernierate ad altrettante aste parallele. L'arto del paziente è posizionato sulla macchina in corrispondenza di un appoggio per il braccio nella parte posteriore ed uno per il polso (per mezzo di un tutore ortopedico calzato sulla mano) nella parte anteriore. Alle estremità delle aste laterali, in corrispondenza del blocco anteriore, il tutore si aggancia ad una guida semicircolare, libera di ruotare attorno al proprio asse; tale grado di libertà consente la realizzazione del movimento di prono-supinazione della mano.

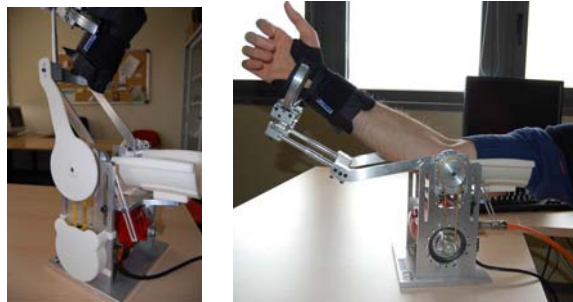


Fig. 2: Immagini del dispositivo.

La trasmissione del moto tra albero motore ed asse di rotazione del gomito, per l'esecuzione del movimento di flessione-estensione, avviene per mezzo di una cinghia sincrona ($\tau=0.2$). La prono-supinazione è invece generata da una trasmissione a cavi scorrevoli all'interno di guaine (non visibile nelle immagini di Fig. 2), che agiscono alle estremità della guida circolare. Esternamente al dispositivo i cavi sono avvolti su un rocchetto collegato ad un motore in corrente continua.

Questa tipologia di trasmissione garantisce un opportuno grado di cedevolezza al sistema e consente di separare il gruppo di attuazione dal componente condotto, riducendo la massa del sistema collegata all'avambraccio e la conseguente inerzia [1] [2].

Limitazioni alle ampiezze dei movimenti di flessione-estensione e prono-supinazione sono garantiti dalla presenza di fermi meccanici, mentre limitazioni alla coppia di prono-supinazione vengono realizzati per mezzo di un limitatore di coppia.

Il rapporto di trasmissione per il movimento di flessione-estensione del gomito è tale da consentire la reversibilità del moto necessaria per una modalità di funzionamento di tipo attivo.

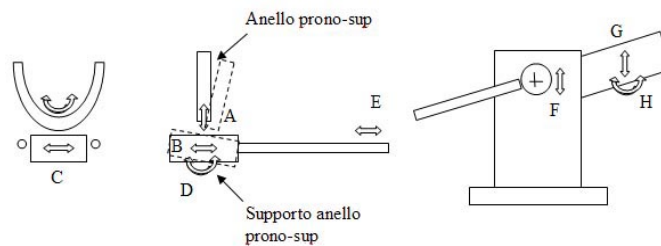


Fig. 3: Regolazioni: A – regolazione verticale sull'asse di prono-supinazione (a dispositivo fermo); B – scorrimento del blocco polso per compensare compressioni dell'articolazione (può essere sia una regolazione permanente a dispositivo fermo che un grado di libertà a meccanismo in

movimento); C - scorrimento laterale del blocco polso per compensare i movimenti laterali della mano sia in fase di flesso-estensione che di prono-supinazione (regolazione permanente a dispositivo fermo o grado di libertà a meccanismo in movimento); D – rotazione del blocco polso (grado di libertà); E – regolazione lunghezza braccio (a dispositivo fermo); F – regolazione dell’asse della puleggia maggiore – sistema di tensionamento della cinghia di trasmissione (a dispositivo fermo); G H – regolazione posizionamento braccio (a dispositivo fermo).

La progettazione meccanica del banco prova è stata effettuata seguendo criteri ergonomici e nel rispetto dei parametri antropometrici dell’arto [3] , con ampia possibilità di adattabilità alle differenti misure articolari. A tale scopo sono state previste opportune regolazioni in lunghezza delle parti, orientamento degli appoggi per braccio e polso e gradi di libertà per la compensazione dei movimenti fisiologici secondari dell’arto [3] (si veda in proposito lo schema in Fig. 3).

3 PROVE DI ACQUISIZIONE DELLA LEGGE DI MOTO DELLA TERAPIA

Come già citato, ai fini terapeutici è di importanza rilevante la misura di grandezze oggettive che possano dare indicazione sia sul tipo di patologia o grado di disabilità del paziente che su gli stati di avanzamento di una terapia riabilitativa. I principali parametri di interesse riguardanti la riabilitazione dell’arto superiore sono relativi all’ampiezza di movimento articolare (R.O.M.) ed alla forza resistente dell’articolazione. Per ottenere un campionamento dei diversi movimenti del fisioterapista nel trattamento di differenti patologie, è stato implementato un sistema di misura dell’angolo di flesso estensione del gomito per mezzo di un potenziometro rotativo (in corrispondenza dell’asse di rotazione dei bracci della macchina - Fig 4a), ed una misura della forza imposta in fase di terapia per mezzo di una cella di carico (sotto la ghiera di fissaggio del tutore alla macchina, in prossimità del polso - Fig. 4b).

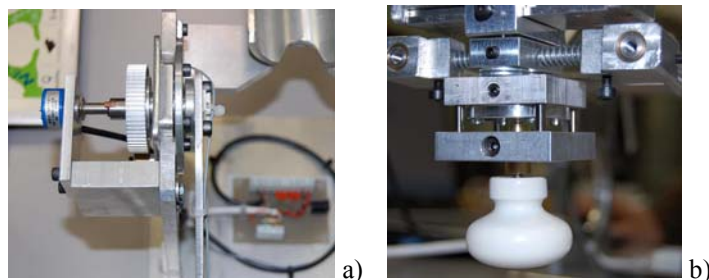


Fig. 4: Posizionamento dei sensori di misura sul dispositivo.

La cella di carico monoassiale è interposta tra il dispositivo stesso ed un organo di presa a manopola sul quale il fisioterapista esercitava i movimenti (Fig. 5). Per acquisire i dati analogici dei sensori è stata utilizzata una scheda National Instruments DAQ USB 6009.

Tutte le prove sono state effettuate con una procedura standard che prevedeva la postura seduta del paziente, con il dispositivo posto su un tavolo di appoggio, e l’azzeramento della misura prima dell’inizio del movimento.

3.1 Dati relativi ai pazienti sottoposti alla prova

Al fine di chiarire il significato delle prove sperimentali, si riportano i dati clinici dei pazienti testati. E’ da notare che, il valore della regolazione laterale del polso è lo scostamento laterale del blocco polso in riferimento all’asse della manopola di spinta (il segno positivo indica uno

spostamento verso destra rispetto la vista frontale del dispositivo).; l'angolo di prono-supinazione, si considera positivo quando il palmo della mano è rivolto verso l'alto.

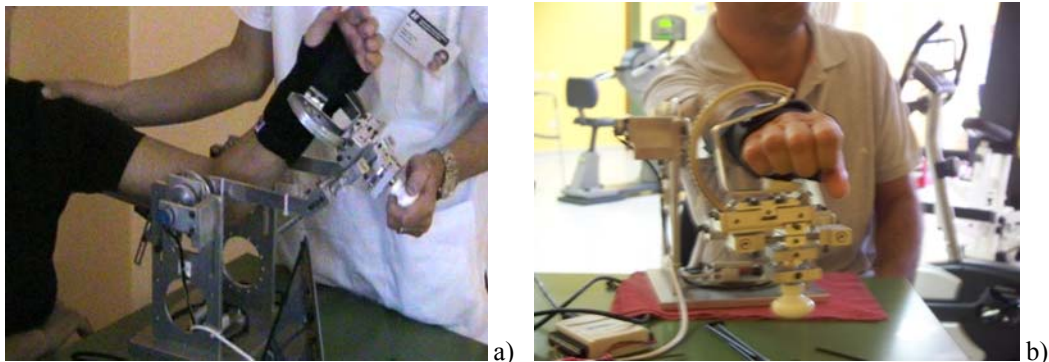


Fig. 5: (a) prova di acquisizione dati; (b) regolazione dell'angolo di prono-supinazione del polso.

- Paziente 1

Età: 60 anni, femmina. Braccio interessato: sx. Patologia: frattura capitello radiale sintetizzata. Stato di avanzamento della terapia: 5a seduta di trattamento ambulatoriale. Distanza temporale dall'insorgenza della patologia: 51 giorni dal trauma; 39 dall'intervento di sintesi; gesso fino a 15 giorni dalla data della prova. Lunghezza avambraccio: 209 mm. Peso avambraccio da tabella antropometrica: 11.9 N. Regolazione della posizione laterale del polso: 25 mm. Angolo di prono supinazione 1°.

- Paziente 2

Età: 45 anni, maschio. Braccio interessato: sx. Patologia: tetraparesi (tono cloniche) e tendinopatia sovra spinata. Stato di avanzamento della terapia: 5a seduta di trattamento ambulatoriale. Distanza temporale dall'insorgenza della patologia: 28 anni dal trauma. Lunghezza avambraccio: 269 mm. Peso avambraccio da tabella antropometrica: 15.5 N. Regolazione posizione laterale del polso: -26 mm. Angolo di prono supinazione 73°.

- Paziente 3

Età: 45 anni, maschio. Braccio interessato: dx. Patologia: tetra parsi spastica con distonia e movimenti coreici. Stato di avanzamento della terapia: trattamento ambulatoriale. Distanza temporale dall'insorgenza della patologia: dalla nascita; causa: tossina botulinica; parti interessate: trapezio, splenio, paravertebrali, scaleni, sternocleidomastoideo. Lunghezza avambraccio: 272 mm. Peso avambraccio da tabella antropometrica: 14.4 N. Regolazione posizione laterale del polso: -27 mm. Angolo di prono supinazione -79°. Altre note: la prova è stata condotta sul braccio destro del paziente in quanto soggetto a movimenti coreici (piccoli tremori incontrollati) che interessano soprattutto il braccio sinistro.

- Paziente 4

Età: 16 anni, maschio. Braccio interessato: sx. Patologia: frattura capitello radiale. Stato di avanzamento della terapia: ultima seduta di trattamento ambulatoriale. Distanza temporale dall'insorgenza della patologia: 44 giorni dalla frattura; gesso per 3 settimane. Lunghezza avambraccio 226 mm. Peso avambraccio da tabella antropometrica: 12.9 N. Regolazione posizione laterale del polso: -3 mm. Angolo di prono supinazione -3°.

3.2 Dati relativi ai fisioterapisti esecutori della prova

Fisioterapista 1: circa 40 anni, femmina, coordinatrice di reparto, maggiore conoscenza ed esperienza. Fisioterapista 2: circa 30 anni, femmina, lamenta nell'utilizzo del banco prova scarsa sensibilità sul paziente in quanto non a contatto diretto con l'arto da riabilitare. Fisioterapista 3: 25 anni, femmina. Fisioterapista 4: 28 anni, maschio. Fisioterapista 5: 24 anni, maschio.

3.3 Descrizione prove ed analisi dei risultati

La tabella seguente riporta l'ordine di esecuzione delle prove:

N° prova	Paziente	Fisioterapista	N° prova	Paziente	Fisioterapista
1	1	Fisioterapista 1	4	4	Fisioterapista 3
2	2	Fisioterapista 2	5	4	Fisioterapista 4
3	3	Fisioterapista 3	6	4	Fisioterapista 5

Nei grafici riportati nelle figure sottostanti si considera come tracciato di riferimento quello della prova 1, eseguito dalla terapeuta con maggiore esperienza; esso presenta un andamento più lento. In generale, per tutte le prove esposte, la fase di salita (flessione) si presenta più lenta e graduale di quella di discesa (estensione). In prossimità della massima flessione tutte le curve denotano un rallentamento del movimento (zona a pendenza ridotta nel grafico delle posizioni angolari). Al raggiungimento della massima flessione si ha un mantenimento della posizione e della forza di spinta per un intervallo di tempo. La massima ampiezza di movimento raggiunta è variabile da paziente a paziente e compresa tra un minimo di circa 115° per il paziente n° 3 ed un massimo di 149° per il n° 2. L'andamento della prova n° 3 si distingue per la rapidità dell'esecuzione dei movimenti da parte della fisioterapista e per la presenza di un andamento a gradino nella fase di flessione; tale comportamento si ritiene imputabile al tipo di patologia del paziente caratterizzata dalla presenza di piccoli tremori incontrollati. Significativo è anche il confronto del comportamento di differenti terapisti su uno stesso paziente, riportato nel grafico di Fig. 7 relativo alle prove 4, 5 e 6.

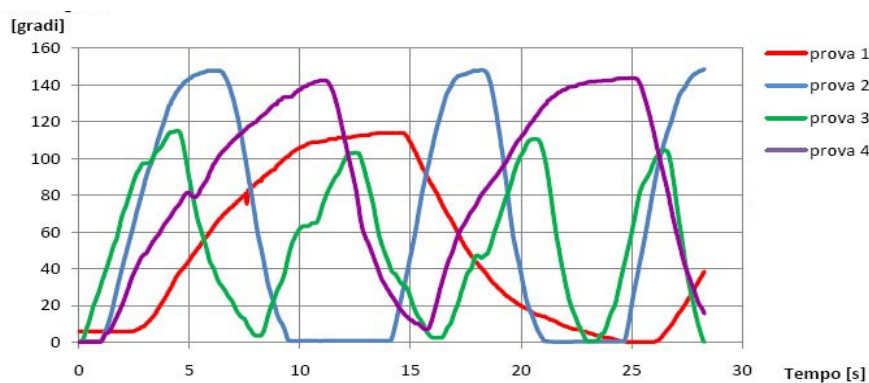


Fig. 6: Legame tempo- posizione angolare delle prime quattro prove.

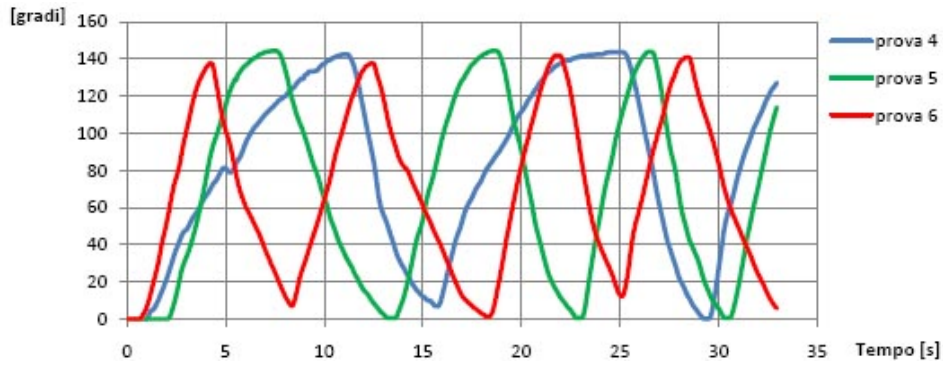


Fig. 7: Legame tempo - posizione angolare delle ultime tre prove.

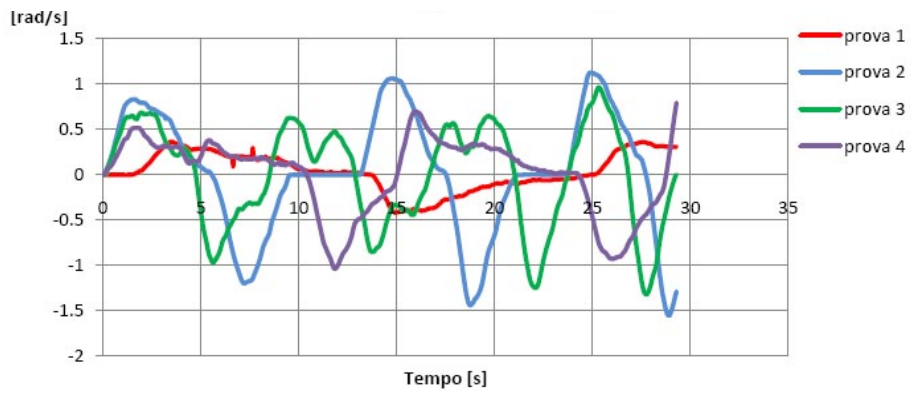


Fig. 8: Velocità Angolari in funzione del tempo.

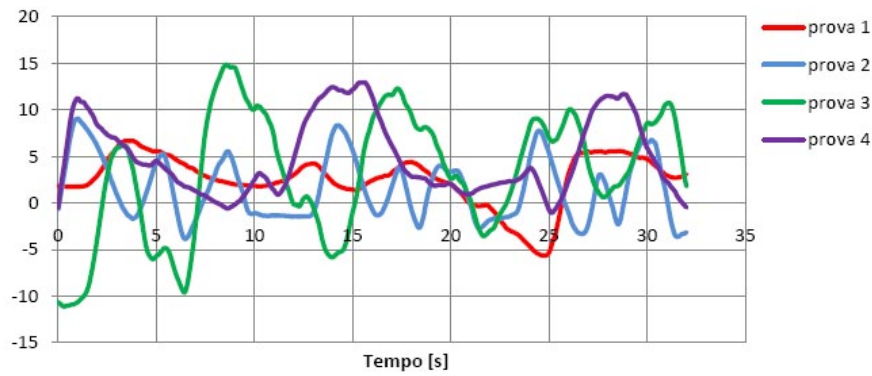


Fig. 9: Diagramma delle forze in [N] scambiate in funzione del tempo [s].

3.4 Calcolo della coppia impressa dal fisioterapista

Il calcolo della coppia impressa dal fisioterapista è di interesse rilevante, perché è indice della

coppia resistente generata dal gomito nella flessione. Questa può essere dovuta a molteplici fattori, sia di tipo volontario (resistenza muscolare volontaria) che di carattere patologico (rigidezze articolari in corrispondenza di specifiche posizioni etc.).

3.4.1 Descrizione del modello di calcolo

Il meccanismo è formato da tre gruppi, collegati rigidamente tra loro: l'avambraccio del paziente; la forcella iniziale del braccio meccanico (in Fig. 10 con il numero "1"); il gruppo meccanico di prono-supinazione del polso (in Fig. 10 con il numero "2"). Si indicano rispettivamente con:

L , lunghezza del braccio del paziente dall'asse del gomito al polso; lb , distanza del baricentro del segmento "braccio-mano" dall'asse di rotazione del gomito rilevato tramite tabelle antropometriche ($lb = 0.682L$); $l1$, distanza del baricentro del segmento "1" dall'asse di rotazione del gomito (calcolato tramite software CAD); $l2$, distanza del baricentro del segmento "2" dall'asse di rotazione del gomito (calcolato tramite software CAD); α , angolo di flessione del gomito; $\alpha1$, angolo compreso tra l'asse longitudinale dell'avambraccio ed il segmento "1"; $\alpha2$, angolo compreso tra l'asse longitudinale dell'avambraccio ed il segmento "2".

Gli angoli $\alpha1$ e $\alpha2$ sono determinati dalle regolazioni iniziali e sono funzione della lunghezza L dell'arto del paziente. Sia L che $\alpha1$ ed $\alpha2$ possono essere ricavate inoltre dalla quota Δx nel seguente modo:

$$L = L_{max} - \Delta x \quad \text{con } L_{max} = 0,298 \text{ mm}$$

$$\alpha1 = a \tan\left(\frac{yG1}{xG1}\right) \quad \alpha2 = a \tan\left(\frac{yG2}{L - xG2}\right)$$

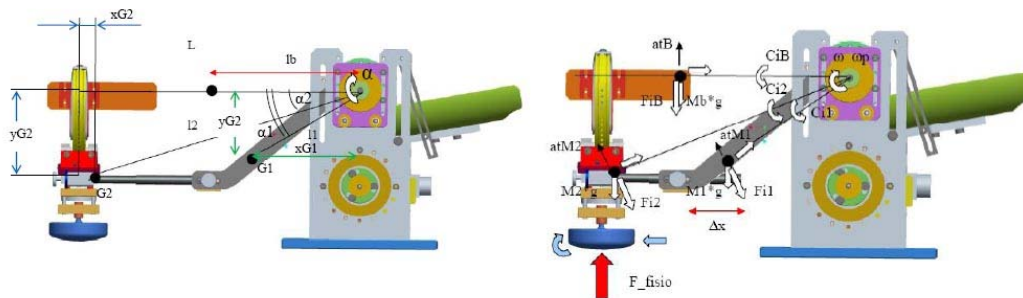


Fig. 10: Schema meccanico parametrico del dispositivo.

Il calcolo della "coppia di fisioterapia" si ottiene dall'equazione di equilibrio alla rotazione del sistema attorno all'asse di rotazione del gomito:

$$F_{fisio} \cdot L - Mb \cdot g \cdot lb \cdot \cos(\alpha) - M2 \cdot g \cdot \cos(\alpha - \alpha2) \cdot l2 - M1 \cdot g \cdot \cos(\alpha - \alpha1) \cdot l1 + \\ - Fib \cdot lb - Fi1 \cdot l1 - Fi2 \cdot l2 - Cib - Ci1 - Ci2 = 0$$

con F_i e C_i forze e coppie d'inerzia dei singoli elementi e $Coppia_{fisioterapia} = F_{fisio} \cdot L$

3.4.2 Confronto dati sulla prova 1

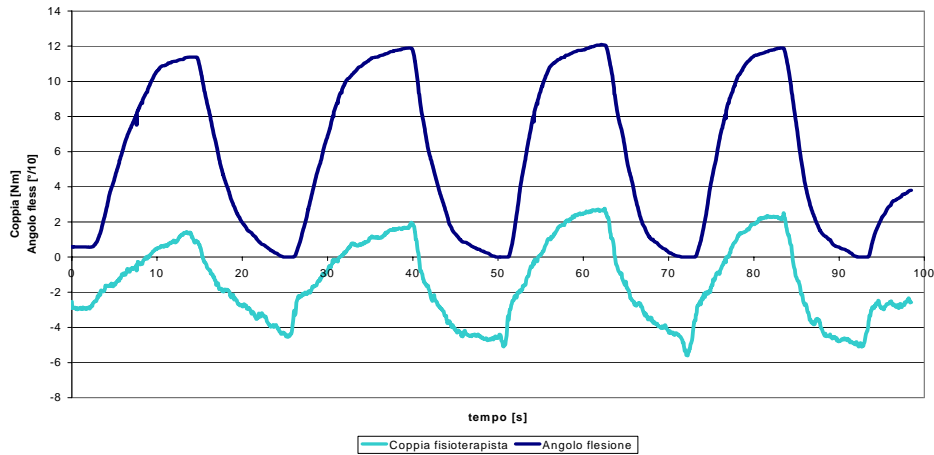


Fig. 11: Coppia impressa dal fisioterapista ed angolo di flessione nel tempo.

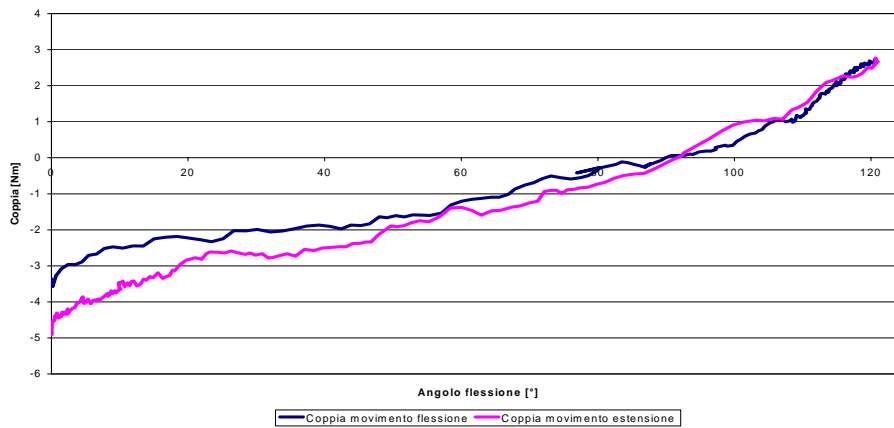


Fig. 12: Coppia impressa dal fisioterapista in funzione dell'angolo di flessione in fase di movimento in andata e ritorno.

La presenza della cella di carico monoassiale consente esclusivamente la misura della forza nella direzione principale di spinta (rappresentata dalla freccia rossa di fig. 10), nel modello di calcolo proposto vengono quindi trascurate forze trasversali alla manopola e coppie (indicate in colore blu). Queste sono dipendenti dal modo in cui il fisioterapista impugna la manopola di movimentazione. Seppur in fase di esecuzione delle prove si sia provveduto a istruire opportunamente il fisioterapista circa la modalità più idonea di impugnatura, la misura della coppia rimane affetta da incertezza; quest'ultima varia in funzione dell'angolo di flessione del gomito, ed è massima per angoli prossimi a 90°. In questa posizione l'errore massimo raggiungibile può essere calcolato come segue:

$$C_{err} = M2 \cdot g \cdot \cos(\alpha - \alpha2) \cdot l2 - M1 \cdot g \cdot \cos(\alpha - \alpha1) \cdot l1$$

4 LAVORI IN CORSO E SVILUPPI FUTURI

Le acquisizioni descritte nei paragrafi precedenti e l'interazione con i fisioterapisti ed i pazienti hanno permesso l'identificazione delle modalità più opportune per il controllo della macchina di riabilitazione. L'idea alla base è che le tipologie di ginnastica riabilitative abbiano come duplice obiettivo il recupero delle funzionalità muscolo-articolari e la riacquisizione da parte del paziente delle capacità propriocettive e di controllo del movimento. In questa prospettiva il sistema di controllo deve garantire differenti possibilità di utilizzo della macchina stessa poiché la modalità di controllo permette il raggiungimento di diversi obiettivi terapeutici. È quindi in corso la scrittura degli algoritmi di controllo più opportuni per la movimentazione.

Per quanto riguarda la ginnastica passiva, verranno implementate le seguenti strategie:

A.1) Movimentazione con traiettoria predefinita: il movimento che il paziente deve eseguire è acquisito in una fase preliminare ed imposto dal fisioterapista stesso.

A.2) Movimentazione con controllo di velocità: in questo caso non c'è la definizione della traiettoria (cioè di ogni posizione da raggiungere a ogni istante di tempo) ma è definito esclusivamente il punto iniziale e finale della terapia. Il movimento viene imposto modulando opportunamente la velocità di rotazione del motore. Essendo la macchina omocinetica, imporre la velocità significa controllare direttamente il comportamento articolare. La definizione della velocità di percorrenza dovrà essere imponibile tra alcuni livelli settabili dal fisioterapista e deve poter essere variata in corso dal fisioterapista. Inoltre, si svilupperanno logiche per la modifica della velocità di riferimento sulla base delle forze scambiate dal paziente.

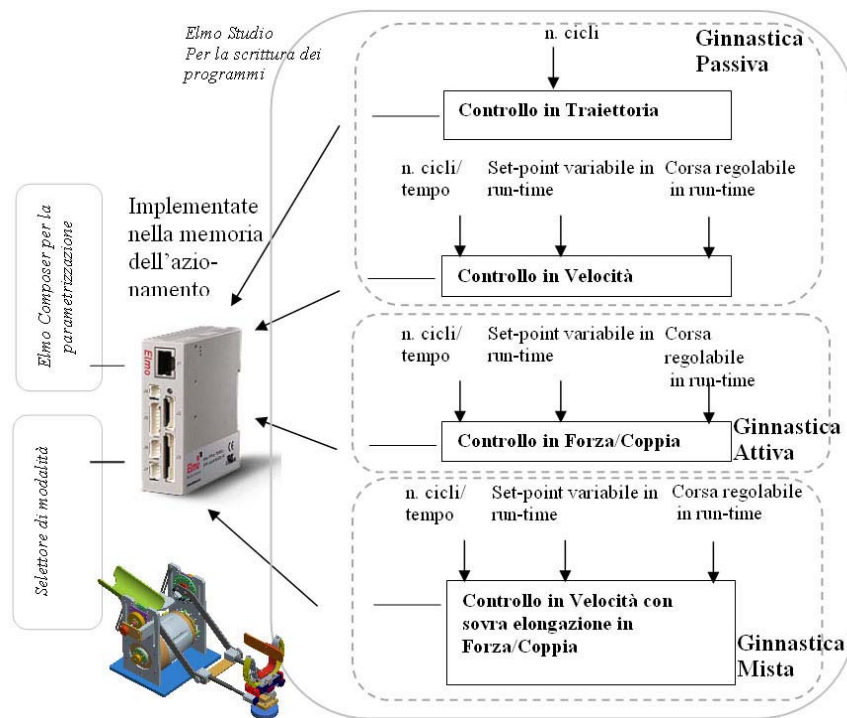


Fig. 13: Paradigma del set-up sperimentale per il controllo del dispositivo.

Per quanto riguarda la ginnastica attiva saranno implementate le seguenti strategie:

B.1) Controllo in anello aperto della forza con set-point funzione della posizione angolare: si impone che il motore debba esercitare una coppia (forza resistente alla mano del paziente) predefinita per che sia funzione della posizione angolare del supporto dell'avambraccio.

Oltre a queste due tipologie di controllo, si intende implementare una quarta modalità con movimentazione passiva ed elongazione finale attiva:

C.1) La macchina è movimentata in controllo di traiettoria od in controllo di velocità, come visto nei casi precedenti, all'interno di un range di movimento (R.O.M.) predefinito dal fisioterapista. Una volta raggiunto il target di posizione, si richiede al paziente di effettuare una sovra-elongazione del movimento esercitando una forza richiesta e il trattamento non è concluso finché non viene raggiunta la nuova posizione di target.

5 CONCLUSIONI

L'utilizzo di dispositivi per la mobilizzazione (CPM) è parte integrante del trattamento riabilitativo prevalentemente nelle patologie di spalla, gomito ed anca. Lo sviluppo di un dispositivo per la riabilitazione, dalla meccanica al controllo, non può prescindere da una comprensione approfondita delle patologie interessate e dallo studio dei metodi di terapia. Tale studio deve essere svolto in stretto contatto con la realtà clinica. Nel lavoro presentato, accanto ad una descrizione tecnica del dispositivo, sono stati esposti i risultati di una prima campagna di misura dell'ampiezza di movimento (R.O.M.) e della forza impressa dal terapeuta, nel trattamento di patologie del gomito. I dati ottenuti dalle prove sui pazienti, costituiscono una base di partenza per la pianificazione dei programmi di controllo del dispositivo.

References

- [1] Tee, K. P., Burdet, E., Chew C. M., and Milner, T. E., "A model of force and impedance in human arm movements", *Biological Cybernetics* 90, 368-375 (2004).
- [2] Zinn, M., Khatib, O., Roth, B., Salisbury, K., "Playing It Safe", *IEEE Robotics & Automation Magazine*, June 2004, 12-21.
- [3] Kapandji, I. A., "The physiology of the joints, volume 1", Churchill Livingstone, (2007).
- [4] Salter, R. B., "Continuous Passive Motion (CPM)", Williams & Wilkins, ISBN 0683074970, 9780683074970, (1993).
- [5] Amis, A. A. (1990), "Biomechanics of the Upper Limb: Forearm, Wrist and Fingers", *Current Orthopaedics*, 4, 107-111.
- [6] Kecskemehy A. and Weinberg A., "An improved elasto-kinematic model of the human forearm for biofidelic medical diagnosis". *Multibody System Dynamics*, volume 14, number 1, 1-21, (2005).
- [7] Harwin W., Kojima Y., Louriero R., Nagai K., Okubo T., Yonemoto S., "Structural Design of an Escort Type Rehabilitation Robot for Post-Stroke Therapies of Upper -Limb", *ICORR 2007 Conference Proceedings*.
- [8] Lefeber D., Naudet J., Van Ham R., Vanderborcht B., Vanderniepen I., Verslusys R., "Novel Compliant Actuator for Safe and Ergonomic Rehabilitation Robots - Design of a Powered Elbow Orthosis", *ICORR 2007 Conference Proceedings*.
- [9] Ju M.S., Kung P.C., Lin C.C., "Design of a forearm rehabilitation robot". *ICORR 2007 Conference Proceedings*.