



POLITECNICO
MILANO 1863

SCUOLA DI INGEGNERIA INDUSTRIALE
E DELL'INFORMAZIONE

Riabilitazione su remoergometro per pazienti con paralisi cere- brale infantile spastica unilatera- le: caratterizzazione delle varia- bili cinematiche e delle lunghezze muscolari

TESI DI LAUREA MAGISTRALE IN
BIOMEDICAL ENGINEERING - INGEGNERIA BIOMEDICA

Author: **Giulia Cernivani**

Student ID: 10807119

Advisor: Prof. Manuela Galli

Co-advisors: Federica Camuncoli

Academic Year: 2022-23

Abstract

The presented study proposes an engaging activity for children affected by unilateral spastic cerebral palsy (CP). The comparison of kinematic variables and muscle lengths suggest that the training on the rowing ergometer is an effective therapy to promote motor functionality and assist the child in daily activities.

The project has been developed in collaboration with the research institute "I.R.C.S.S. Eugenio Medea - Associazione La Nostra Famiglia" and the "Società Canottieri" in Lecco, which has provided the necessary space and equipment for the study.

In the pathological musculoskeletal system, several muscle parameters are altered, resulting in significant repercussions on active force generation. Muscular fibers appear shorter and reduced in diameter, while sarcomeres are elongated and the extracellular matrix undergoes changes in shape and composition. In the spastic form of the condition, muscular hypertonicity reduces joint range of motion in the elbow, knee, and ankle, and contributes to increased fatigue in the individual.

The equipment used in the gym to simulate the rowing gesture is the rowing ergometer, which is proposed to counteract muscular hypertonicity. The experimentation involved three patients with unilateral spastic cerebral palsy, two of them with right hemiplegia and another with left hemiplegia (3 M, age: 10 ± 3 years; height: 1.42 ± 0.2 m; weight: 32.7 ± 6.0 kg), and a control group of ten healthy children (8 M 2 F, age: 10 ± 2 years; height: 1.41 ± 0.1 m; weight: 32.0 ± 8.6 kg). The training consists in performing several rowing cycles, involving the main body regions affected by the pathology. The effectiveness of rehabilitation has been evaluated by using functional tests of the upper limbs, the reaching and the hand-to-mouth. The 3D kinematics has been acquired from the inertial measurement units of the Xsens MVN Awinda system. The kinematic variables recorded before rehabilitation have showed a more difficult and a slower test execution with the affected limb. All the temporal parameters considered for the phases of reach, adjustment and return of the task were significantly different between the dominant and non-dominant limb. Joint range of motion was reduced in the elbow, knee, and ankle joints of the affected limb, confirming existing literature results. Following rehabilitation, the time required to perform the two most critical phases of the task, the return and

adjustment phases, was significantly reduced, demonstrating the effectiveness of the proposed protocol.

Additionally, the use of Opensim software confirmed the presence of muscular hypertonicity in the flexors of the upper limbs and extensors of the lower limbs. Where the joint range of motion was reduced, the muscles affected by hypertonicity appeared more contracted and activated, while the antagonistic muscles more weaker and elongated. The angle-muscle analogy during the execution of functional tests is an innovative prospective of the presented thesis.

Keywords: cerebral palsy, CP, spasticity, muscle length, disability, rehabilitation, functional test

Abstract in lingua italiana

Lo studio presentato propone un'innovativa terapia riabilitativa per bambini colpiti da paralisi cerebrale infantile spastica unilaterale. L'analisi delle variabili cinematiche e della lunghezza muscolare indica come l'allenamento su remoergometro sia un efficace approccio terapeutico per favorire lo sviluppo delle funzionalità motorie e assistere il bambino nelle attività quotidiane.

Il progetto nasce dalla collaborazione con l'istituto di ricerca "I.R.C.S.S. Eugenio Medea - Associazione La Nostra Famiglia" e la "Società Canottieri" di Lecco, che ha fornito gli spazi e la strumentazione necessaria per eseguire lo studio.

Nel sistema muscolo-scheletrico patologico, diversi parametri muscolari risultano alterati, con gravi ripercussioni sulla forza attiva generabile: le fibre muscolari appaiono più corte e di diametro ridotto, i sarcomeri allungati e la matrice extracellulare cambia in forma e composizione. Nella forma spastica della patologia, l'ipertono muscolare riduce l'escursione articolare delle articolazioni di gomito, ginocchio e caviglia e contribuisce ad affaticare maggiormente il soggetto. L'allenamento su remoergometro, l'attrezzo utilizzato in palestra per simulare il gesto della remata, viene proposto per contrastare l'ipertono muscolare. La sperimentazione ha previsto la partecipazione di tre pazienti con PCI spastica unilaterale, due caratterizzati da emiplegia destra e uno da emiplegia sinistra (3 M; età: 10 ± 3 anni; altezza: 1.42 ± 0.2 m; peso: 32.7 ± 6.0 kg), e da un gruppo di controllo di dieci bambini sani (8 M e 2 F; età: 10 ± 2 anni; altezza: 1.41 ± 0.1 m; peso: 32.0 ± 8.6 kg). L'allenamento consiste nell'eseguire diversi cicli di remata, coinvolgendo i principali distretti corporei colpiti dalla patologia. L'efficacia della riabilitazione è stata valutata ricorrendo ai test funzionali dell'arto superiore, il *reaching* e l'*hand to mouth*, la cui cinematica 3D è stata acquisita dalle unità di misura inerziale del sistema MVN Awinda di Xsens. Le variabili cinematiche, registrate prima della riabilitazione, hanno evidenziato un'esecuzione dei test più difficoltosa e lenta con l'arto affetto; tutti i parametri temporali considerati per le fasi di andata, aggiustamento e ritorno del task, sono risultati significativamente diversi tra l'arto affetto e quello meno affetto. L'escursione articolare è risultata ridotta per le articolazioni di gomito, ginocchio e caviglia dell'arto affetto, confermando i risultati presenti in letteratura. In seguito alla riabilitazione, il

tempo richiesto per eseguire le due fasi più critiche del task, ovvero la fase di ritorno e quella di aggiustamento, si è ridotto notevolmente, dimostrando l'efficacia del protocollo proposto. Inoltre, l'utilizzo del software Opensim ha verificato la presenza di ipertono muscolare dei flessori degli arti superiori e degli estensori degli arti inferiori. Laddove il range articolare di un'articolazione è risultato ridotto, i muscoli colpiti da ipertono sono apparsi maggiormente contratti e attivati, mentre gli antagonisti, più deboli ed allungati. L'analogia angolo - muscolo durante l'esecuzione dei test funzionali è un fattore di grande innovazione della tesi presentata.

Parole chiave: paralisi cerebrale infantile, spasticità, lunghezza muscolare, disabilità, riabilitazione, test funzionali

Indice

Abstract	i
Abstract in lingua italiana	iii
Indice	v
1 Introduzione	1
1.1 Paralisi Cerebrale Infantile	1
1.1.1 Definizione, fattori di rischio e classificazione	1
1.1.2 Sistema muscolo-scheletrico nella patologia	4
1.2 Importanza della riabilitazione e della fisioterapia	10
1.3 Test funzionali per la valutazione dell'arto superiore	14
1.4 Riabilitazione su remoergometro	17
1.5 Modelli muscolo-scheletrici	19
1.6 Obiettivo della tesi	20
2 Materiali e metodi	21
2.1 Partecipanti alla sperimentazione clinica	21
2.2 Strumentazione	22
2.2.1 Remoergometro	22
2.2.2 Cardiosfrequenzimetro	24
2.2.3 GoPro Hero 10 Black	24
2.2.4 Strumentazione per il test funzionale	25
2.2.5 Sensori IMU Xsens	26
2.3 Software	29
2.3.1 MVN Analyze	29
2.3.2 Opensim	30

2.4	Procedura sperimentale	32
2.4.1	Protocollo sperimentale	32
2.4.2	Analisi dei dati	35
2.4.3	Definizione del modello muscolo-scheletrico su Opensim	37
2.4.4	Analisi statistica	40
3	Risultati	41
3.1	Test funzionali per la valutazione dell'arto superiore	41
3.1.1	Reaching	42
3.1.2	Hand to mouth	47
3.2	Riabilitazione su remoergometro	52
4	Discussione	59
5	Conclusioni e sviluppi futuri	65
	Bibliografia	67
	Elenco delle figure	73
	Elenco delle tabelle	77
	Ringraziamenti	79

1 | Introduzione

1.1. Paralisi Cerebrale Infantile

1.1.1. Definizione, fattori di rischio e classificazione

La Paralisi Cerebrale Infantile (PCI) è una patologia che interessa il sistema nervoso centrale e periferico [1] ed è la causa più frequente di disabilità neurologica grave in età infantile [2],[3].

A partire dal 1800 vengono identificati i principali fattori di rischio. Nel 1862 l'ortopedico inglese *John Willian Little* associa le deformità scheletriche congenite a lesioni neurologiche centrali e a sofferenze durante il parto, teoria confermata poi da *William Osler* e *Sigmund Freud*. La patologia viene però definita solo nel 1964 da *Martin Bax* come un "*disturbo del movimento e della postura dovuto ad un difetto o ad una lesione del cervello immaturo*". Questa definizione, ritenuta da molti troppo scarna e non efficace per una categoria così eterogenea di disturbi, è stata riproposta nel 2004 da un gruppo di ricercatori statunitensi:

"Cerebral palsy describes a group of permanent disorders of the development of movement and posture, causing activity limitation, that are attributed to non-progressive disturbances that occurred in the developing fetal or infant brain. The motor disorders of CP (cerebral palsy) are often accompanied by disturbances of sensation, perception, cognition, communication, behaviour, by epilepsy and by secondary musculoskeletal problems" (modificata dopo *Bax M., 2004*)[2].

La cui traduzione in italiano risulta essere: "La paralisi cerebrale infantile è definita come un gruppo di disordini dello sviluppo di movimento e postura, che causa limitazioni nelle attività, attribuiti ad alterazioni non progressive del cervello del feto o del bambino in fase di sviluppo; il disordine motorio della PCI è spesso accompagnato da alterazioni neurosensoriali, cognitive, comunicative, percettive, e/o comportamentali, e/o dalla presenza di convulsioni" [3].

Questa definizione è divenuta di riferimento per il mondo scientifico [4] in quanto riprende le principali caratteristiche della neuropatologia:

- "*la PCI è definita come un gruppo di disordini*" indica che la patologia non sia tutt'oggi, pienamente caratterizzata ma che diverse neuropatologie, per eziologia, tipo o severità della compromissione, ricadano sotto questo termine "ad ombrello".
- "*Disturbo persistente [...] ma non immutabile e non progressivo*" sottolinea come il disturbo non sia transitorio ma presente per tutta la vita dell'individuo; si possono quindi escludere le neuropatologie con decorso breve o progressivo. Tuttavia la situazione non è immutabile ma, grazie alla riabilitazione, agli interventi farmacologici e chirurgici, il quadro clinico può evolvere.
- "*Alterazione della postura e del movimento che causa delle limitazioni nelle attività*": il deficit posturo-motorio è la caratteristica distintiva della PCI. Si manifestano, infatti, delle anomalie nella coordinazione del movimento e/o nel controllo del tono muscolare [3] che limitano il bambino nelle proprie attività. La "limitazione" riprende il concetto di disabilità. Si escludono inoltre le patologie caratterizzate da soli deficit neurologici.
- "*Disturbo attribuibile ad alterazioni del cervello del feto o del bambino in via di sviluppo*": la causa è da attribuirsi ad una lesione cerebrale che interessa principalmente la corteccia, la materia bianca, i gangli della base e il cervelletto [5] del cervello immaturo (pre-, peri- e post-natali). Volutamente non si indica un periodo preciso ma si pone l'attenzione sul fatto che non sia stata raggiunta una completa maturazione cerebrale.
- "*Deficit motori sono spesso accompagnati da alterazioni sensoriali, percettive, cognitive, comunicative, comportamentali, crisi epilettiche e da problemi muscolari secondari*" causati dalla lesione che ha determinato la patologia o come conseguenza indiretta della compromissione motoria [3],[4].

La prematurità, come già evidenziato da *J. W. Little* [4] e da *S. Freud*, è il principale fattore di rischio associato alla patologia [3]. Se la sopravvivenza dei neonati ad età gestazionali sempre più basse è una grande conquista per la medicina, si registra, d'altro canto, un incremento dell'incidenza di esiti neurologici e psicologici.

Il parto viene definito pretermine se l'età gestazionale del bambino è inferiore a 37 settimane [6]. L'utilizzo del termine "pretermine" non è casuale, ma è stato introdotto nel 1969 dall'Organizzazione Mondiale della Sanità (OMS) a sostituzione del precedente "prematuro" per porre l'accento sul fatto che il tempo necessario per far avvenire la completa maturazione non sia stato raggiunto. Non solo vengono meno i fenomeni maturativi e organizzativi del sistema nervoso centrale tipici dell'ultimo trimestre di gestazione, ma viene anche impedito lo sviluppo degli altri organi ed apparati, soprattutto dell'apparato

cardio-vascolare e respiratorio. Queste alterazioni rendono a loro volta il cervello ancora più vulnerabile.

Recenti studi condotti su bambini nati pretermine hanno evidenziato la presenza di deficit neurologici, cognitivi, ritardi nello sviluppo del linguaggio, disturbi visuo-spaziali o visuo-percettivi associati a severe forme di paralisi cerebrale infantile con gravi ripercussioni sulla qualità di vita. Ad esempio, lo studio prospettico Epipage (Etude Epidémiologique sur les Petits Ages Gestationnels) condotto in Francia nel 2009 ha evidenziato la correlazione tra la patologia e i fattori ad alto rischio nei bambini "fortemente prematuri" (*very premature*, nati prima della 32esima settimana di gestazione). Tra i fattori ad alto rischio si considerano l'età gestazionale, il peso alla nascita, eventuali infezioni intrauterine, il travaglio pretermine, la presenza di sindromi respiratorie o sepsi neonatali; inoltre si è potuto verificare che l'incidenza e la gravità della disabilità cresce con la diminuzione dell'età gestazionale [7].

La diversità dei quadri clinici della patologia "ne rende complessa quanto necessaria la classificazione" (*Cioni G., Belmonti V.* [4]). Numerosi sono i modelli di classificazione e si possono identificare due grandi macrogruppi, quelli che si rifanno alla diagnostica e quelli che considerano la funzionalità degli arti e la riabilitazione. Un esempio di classificazione diagnostica, ancora oggi molto diffusa, è quella proposta dallo studioso svedese *Hagberg* nel 1975, secondo cui la PCI viene classificata in base alla qualità del tono muscolare, al sintomo neurologico prevalente e alla sua localizzazione. In particolare si definiscono [3]:

- **Forme spastiche:** caratterizzate da un aumento anomalo del tono muscolare (soprattutto dei flessori degli arti superiori e degli estensori di quelli inferiori) e dalla presenza di cloni e riflessi arcaici per una lesione delle vie piramidali. Questa categoria viene a sua volta suddivisa in emiplegia, diplegia e tetraplegia. Nell'emiplegia un solo emilato del corpo viene colpito; a livello prossimale, motilità e forza muscolare vengono conservate mentre a livello distale si osservano delle alterazioni e la possibile comparsa di contratture muscolari e deformità ossee. È la forma più frequente, interessando il 44% del totale delle PCI. Nella diplegia, invece, sono gli arti inferiori ad essere maggiormente colpiti; questa forma di PCI rappresenta circa il 30% del totale. Infine, se tutti e quattro gli arti risultano compromessi, si parla di tetraplegia.
- **Forme atassiche:** disturbo della coordinazione e dell'equilibrio per il coinvolgimento del cervelletto. È la forma più rara di PCI, circa il 5-10% del totale.
- **Discinetiche:** caratterizzate da movimenti involontari, molto lenti, incontrollati, ricorrenti e dalla presenza di pattern di riflessi primitivi per una lesione delle vie

extrapiramidali. Interessa circa il 10-15% di tutte le PCI.

Negli anni 2000, la *Surveillance of Cerebral Palsy in Europe* ha sostituito i termini tradizionali emiplegia, diplegia e tetraplegia in PCI spastica unilaterale e bilaterale, quest'ultima comprende sia le diplegie che le tetraplegie [4].

L'altro filone di ricerca si concentra maggiormente sulla quantificazione della funzionalità e la limitazione degli arti, senza considerare la tipologia del disturbo o l'eziopatogenesi. Il *Gross Motor Function Classification System* (GMFCS) è una classificazione molto utilizzata che identifica cinque livelli di invalidità a seconda delle competenze motorie globali del bambino durante l'esecuzione di diversi esercizi [8]. Un'altra scala molto utilizzata è la *Manual Ability Classification System* (MACS) che evidenzia la capacità manuale del bambino nello svolgere attività di vita quotidiana, come spostare e manipolare gli oggetti di uso comune, scrivere, giocare, mangiare, vestirsi [4],[9].

1.1.2. Sistema muscolo-scheletrico nella patologia

Il danno cerebrale fa sì che il sistema muscolo-scheletrico sia quello maggiormente colpito dalla patologia. *Graham K. et al.* individuano nell'ipossia e nell'ischemia le sue cause scatenanti per la limitata capacità dilatativa dei vasi sanguigni del cervello immaturo del bambino pretermine. Poiché la lesione può interessare la corteccia, la materia bianca, i gangli della base o il cervelletto, il coordinamento, la pianificazione motoria, la regolazione della forza muscolare e l'apprendimento motorio vengono meno; inoltre la persistenza di interruzioni nelle vie motorie discendenti può portare a riflessi poco inibiti, spasticità e sviluppo di tono muscolare non fisiologico [5]. Si evidenziano quindi, da un livello macroscopico ad uno microscopico, le peculiarità del sistema muscolo-scheletrico affetto dalla patologia:

- **Distonia** (se PCI discinetica): consiste in un'alterazione del tono muscolare e in una difficoltà nel coordinamento e nel controllo muscolare. Le contrazioni incontrollate di muscoli non direttamente coinvolti nel task, i tremori e le co-contrazioni provocano dei movimenti e delle posture non fisiologiche. Ad esempio, l'inibizione reciproca di muscoli antagonisti viene meno per il rinsaldamento dei riflessi reciproci [5].
- **Spasticità** (se PCI spastica): è l'esagerata risposta di contrazione allo stiramento muscolare; *Lance et al.* definiscono la spasticità come un disturbo motorio caratterizzato da un incremento velocità-dipendente del riflesso tonico da stiramento con un'esagerata risposta del tendine [10]. Secondo *Gordon et al.*, viene espressa come la quantità di forza necessaria per estendere passivamente l'articolazione

[11]. Il riflesso allo stiramento può però cambiare nel tempo grazie alla fisioterapia, all'immobilizzazione e alla chirurgia.

- Contrattura muscolare: si definisce come una limitazione nel range di movimento (RoM) di un'articolazione per un'eccessiva forza muscolare passiva opposta al movimento; la contrattura muscolare limita quindi la mobilità del paziente, può essere dolorosa e talvolta deformare l'articolazione [12]. Nel piede equino, ad esempio, il gastrocnemio, un muscolo biarticolare coinvolto nella flessione plantare e nella flessione del ginocchio, risulta contratto, accorciato, impedendo la flessione dorsale del piede.
- Fibre muscolari e deformità ossee: le fibre muscolari appaiono più corte e dotate di un diametro ridotto. *Rose J. et al.* hanno esaminato nel 1994 la struttura muscolare per studiare la correlazione tra forma, tipo e distribuzione delle fibre [13]. Lo studio ha evidenziato come la dimensione e distribuzione delle fibre nei muscoli dei bambini con PCI erano alterate; poiché la tensione generata dal muscolo dipende dall'area fisiologica della sezione trasversale (*Physiologic Cross-Section Area*, PCSA), la riduzione del diametro delle fibre limita la capacità di generare forza utile [14], spiegando, in parte, la maggior fatica e la diminuzione della forza dei pazienti [5].

La riduzione della lunghezza della fibra comporta un malfunzionamento del muscolo; poiché la lunghezza della fibra dipende dal numero di sarcomeri in serie, una riduzione nel numero, registrata drammaticamente con ecografi nei flessori del polso, flessori del ginocchio, estensori della caviglia [5], riduce la capacità del muscolo di produrre forza attiva [14].

Inoltre, l'escursione angolare dell'articolazione è ridotta e il paziente è notevolmente limitato nello svolgimento delle proprie attività quotidiane [15].

D'altro canto l'accorciamento persistente del muscolo produce delle complicanze a livello osteo-tendineo; nei pazienti con PCI spastica unilaterale sono frequenti la deformità dell'anca (anca flessa adotta intraruotata), del ginocchio (può essere flesso oppure recurvato) e del piede (equinismo di appoggio, di spinta o in sospensione) [3]. L'immagine sottostante riporta le principali caratteristiche del muscolo patologico; vengono illustrati il numero ridotto di sarcomeri, la riduzione della PCSA e la limitazione del RoM dell'articolazione della caviglia.

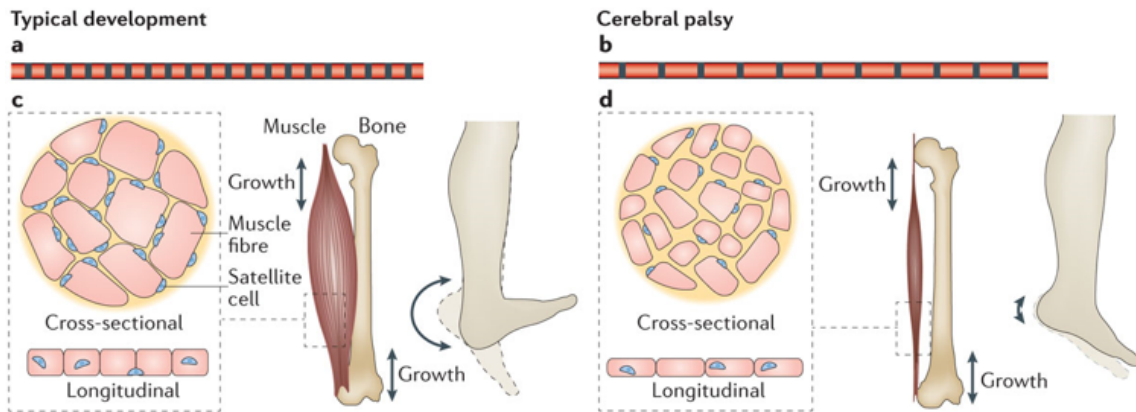


Figura 1.1: Cambiamenti strutturali che si osservano nel muscolo del bambino con PCI: si registra una diminuzione nel numero di sarcomeri e il loro allungamento [punto a),b)], con conseguenze sull'escursione articolare [punto c),d)]. Viene illustrata la riduzione della *cross sectional area* [punto c),d)] [5].

Tutti questi fattori limitano il bambino con PCI che si affatica anche durante lo svolgimento di semplici attività. *Rose J. et al.* hanno infatti evidenziato l'aumento di consumo energetico nel bambino con PCI rispetto al gruppo di controllo durante l'esecuzione dello stesso task; il dispendio energetico cresceva inoltre in maniera direttamente proporzionale al grado di disabilità del soggetto. La lesione cerebrale e i cambiamenti strutturali del muscolo portano, infatti, a deficit nell'equilibrio, disfunzioni nel controllo motorio, contratture muscolari, insufficienza metabolica e fatica [13].

- Sarcomeri: nel muscolo patologico il numero dei sarcomeri e la loro dimensione non sono fisiologici. Il sarcomero è l'unità funzionale di contrazione del muscolo; la forza isometrica generabile dipende dal numero di ponti di actina-miosina che si vengono a formare. Laddove il sarcomero sia allungato (lunghezza $> 2.25 \mu m$), la zona di sovrapposizione dei filamenti è ridotta e quindi viene meno la possibilità di formare dei ponti, come indicato dalla curva lunghezza sarcomero-tensione (Fig.1.2); in questa situazione la forza diminuisce progressivamente (sino ad annullarsi per dimensioni superiori a $3.65 \mu m$, [14]). Un sarcomero allungato è caratterizzato da un'elevata forza passiva che contribuisce ad indebolire ulteriormente il soggetto [5].

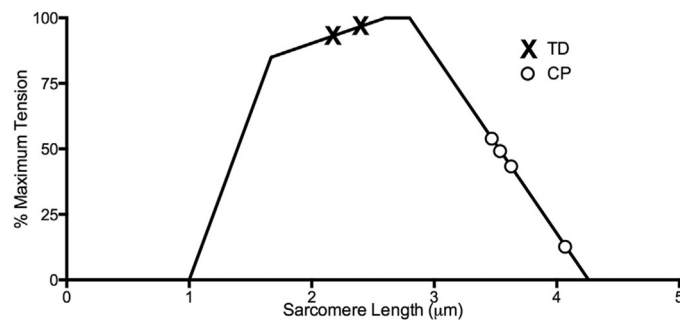


Figura 1.2: Curva caratteristica della tensione prodotta in corrispondenza della lunghezza del sarcomero. Si riporta la diversa lunghezza del sarcomero nei soggetti patologici (CP) e nel gruppo di controllo (Typically developing, TD) [16].

- Tessuto connettivo: la composizione e la struttura della matrice extracellulare, il tessuto connettivo che avvolge il muscolo, vengono modificate, portando ad un aumento della resistenza passiva. In particolare, si registra un aumento e una diversa orientazione delle fibre di collagene. *Smith et al.* ricorrono a biopsie muscolari per quantificare l'aumento del contenuto di collagene nel muscolo semitendinoso ($4.0 \pm 0.3 \mu\text{g}$ nei controlli, $11.2 \pm 2.6 \mu\text{g}$ nei pazienti) (Fig 1.3) [12].

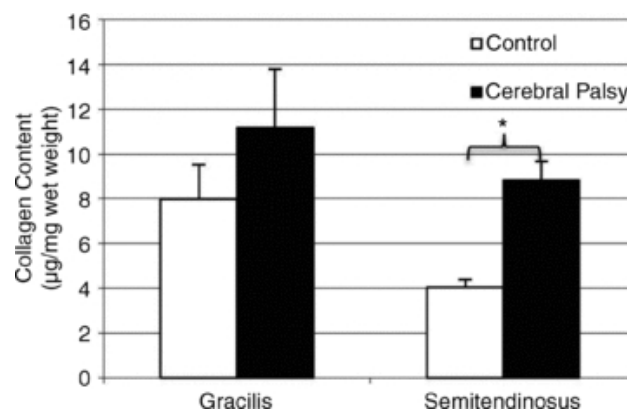


Figura 1.3: Contenuto di collagene in biopsie dei muscoli semitendinoso e gracile [12].

Le immagini istologiche permettono di apprezzare l'incremento di collagene di tipo I e la riduzione della PCSA ($3141 \pm 375 \mu\text{m}^2$ nei controlli, $1255 \pm 266 \mu\text{m}^2$ nei pazienti) (Fig. 1.4) [12].

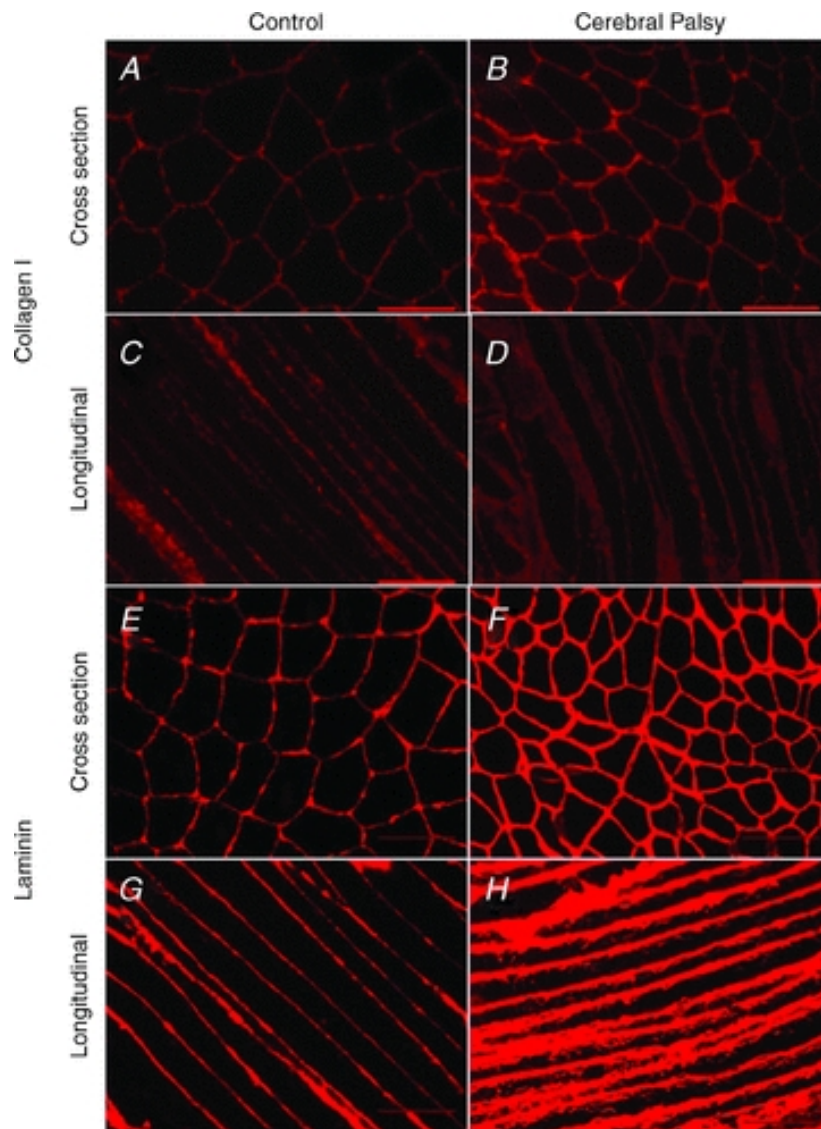


Figura 1.4: Immunolabeling con anticorpi primari per il collagene di tipo I e la laminina, componente della lamina basale. Il confronto tra i controlli A), C), E), G) e i soggetti patologici B), D), F), H) evidenzia come la dimensione delle fibre muscolari nei pazienti con PCI sia ridotta mentre sia maggiore il contenuto di collagene di tipo I e di laminina [12].

Graham et al. riportano inoltre un'alterazione dell'espressione genetica associata all'ECM nei muscoli degli arti superiori e negli hamstrings [5].

Questi elementi contribuiscono ad incrementare la resistenza passiva del muscolo nei bambini con PCI. Lo studio condotto da *Mathewson et al.* correla la dimensione del sarcomero alla resistenza passiva delle fibre muscolari: alle lunghezze del sarcomero tipiche dei pazienti con PCI, la resistenza cresce notevolmente ed è superiore a quella dei soggetti sani per il maggior numero di proteine strutturali presenti (Fig.1.5). L'aumento di resistenza può essere dovuto ad un adattamen-

to all'allungamento cronico del sarcomero oppure alle diverse proprietà del sistema disteso [17].

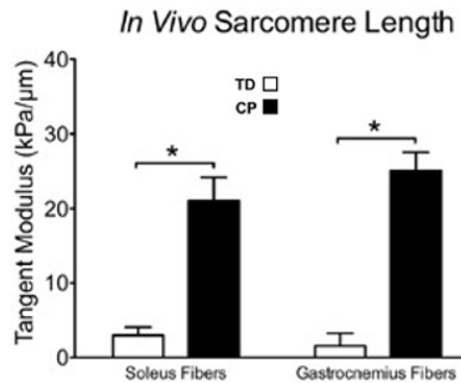


Figura 1.5: Resistenza passiva delle fibre di soleo e gastrocnemio in corrispondenza della tipica lunghezza del sarcomero in vivo nei pazienti con PCI (nero, CP) e nei controlli (bianco, TD) [17].

- Plasticità e cellule satellite: la plasticità è la capacità del sistema neuromuscolare di modificare e adattare la propria struttura agli stimoli ricevuti; in particolare, la capacità rigenerativa del muscolo sembra venire meno nella patologia. *Smith et al.* riconducono questo fenomeno al ridotto numero di cellule satellite, proponendo uno studio per valutare l'alterazione cellulare delle cellule satellite, endoteliali ed infiammatorie nel muscolo spastico. Le cellule satellite muscolari sono cellule staminali situate tra la membrana basale e il sarcolemma di ogni fibra muscolare; esse sono fondamentali per permettere la rigenerazione del muscolo in presenza di una lesione o di un'interruzione della fibra muscolare poiché, differenziando in mioblasti, permettono la maturazione della miofibrilla. Biopsie muscolari dal gracile e dal semitendinoso hanno dimostrato una significativa diminuzione nel numero delle cellule satellite del bambino con PCI (5.3 % paziente, 12.8 % controllo) mentre non è stata riportata alcuna differenza per le cellule infiammatorie (6.7 % patologico, 7.5 % controllo) o endoteliali (17.8 % patologico, 17.1 % controllo). La riduzione nel numero delle cellule satellite è compatibile con l'aumento della fibrosi osservata nel muscolo e può limitare il suo allungamento fisiologico [5]; inoltre, secondo *Smith et al.*, impedisce al muscolo di rigenerarsi in presenza di una contrattura o può essere la causa della sua formazione [18].

1.2. Importanza della riabilitazione e della fisioterapia

L'aumento nell'ultimo decennio dell'incidenza della patologia (2.18 ogni 1000 nati vivi [3]) e la possibile evoluzione del quadro clinico hanno spinto il mondo scientifico a sviluppare sempre più nuovi ed efficaci percorsi terapeutici. Ai classici interventi di chirurgia funzionale di allungamento del tendine, sono quindi stati affiancati farmaci antispastici e interventi di apprendimento motorio [19].

Nel 2001 la *World Health Organization* (WHO) ha promosso un sistema per la classificazione delle diverse forme di disabilità, la *Classification of functioning, disability and health* (ICF) che ha permesso di ridefinire la PCI e di supportare il medico nella scelta dell'intervento terapeutico da effettuare. Per la prima volta il concetto di "disabilità" viene associato a quello di "funzione". La disabilità è la "limitazione o perdita, conseguente ad una menomazione, della capacità di compiere un'attività di base" (*Galli M.*) [20]; l' "handicap" che ne consegue è l'impossibilità di ricoprire un ruolo nella società in modo adeguato. Anche la definizione di patologia, proposta nel 2004 e attualmente di riferimento, sottolinea come il deficit posturo-motorio impedisca al soggetto di svolgere compiti comuni, limitandolo nella vita di tutti i giorni (1.1.1). La riabilitazione deve quindi ridurre il più possibile la disabilità, per garantire una migliore qualità di vita [20]. Nello specifico della PCI, *Diane L.D.* rimarca l'importanza della riabilitazione e sottolinea come il percorso terapeutico debba iniziare il prima possibile; i tre obiettivi della riabilitazione identificati dallo scienziato sono i seguenti:

- Prevenire l'insorgenza di lesioni muscoloscheletriche secondarie e massimizzare la funzionalità fisica;
- Promuovere lo sviluppo cognitivo, sociale ed emozionale del bambino;
- Sviluppare, mantenere e, possibilmente, ricostituire le strutture e i percorsi neurali [21].

Se il deficit è principalmente motorio viene meno lo strumento più potente posseduto dal bambino per adattarsi all'ambiente in cui vive e, contemporaneamente, per adattarlo a sé: il movimento. Questo aspetto viene sottolineato da *Ferrari A.* che definisce la paralisi cerebrale infantile "*un problema di organizzazione funzionale del bambino, nella sua interazione con l'ambiente[...]*". L'attività motoria è fondamentale per interagire e relazionarsi con il mondo, per parlare, mangiare, giocare, camminare; una sua alterazione può avere gravi ripercussioni sullo sviluppo cognitivo, emozionale e sociale del bambino [21]. La

riabilitazione deve agire in questa direzione: la fisioterapia non può "curare" il bambino dato che il danno è permanente (1.1.1) ma può, però, aiutare lui, e la sua famiglia, a relazionarsi con l'ambiente, ad acquisire una maggiore indipendenza nelle attività quotidiane e a ridurre le limitazioni alla partecipazione sociale [19].

Nell'articolo *Diane L.D.* individua nella plasticità neurale lo strumento in mano a medici e fisioterapisti per favorire, sempre più e sempre meglio, l'interazione bambino-ambiente. La neuroplasticità è la "capacità di adattamento dei sistemi di controllo dei parametri fondamentali (metabolici, neuronali, vascolari, pressori,...) [...] per ripristinare una funzione compromessa da un fattore lesivo" (*Frigo C.A.*) [22]. Questo stesso meccanismo viene sfruttato dalla riabilitazione per riacquisire le funzionalità perse. *Kleim J.A. et al.* sostengono "[...] *Learning is our best hope for remodeling the damaged brain*"[23]: il cervello "impara", crea delle nuove sinapsi (sinaptogenesi reattiva), modifica i geni, i neuroni e riorganizza il tessuto cerebrale sano. Nella PCI spastica unilaterale solo un emilato del corpo è colpito dalla patologia e il paziente tende ad affidarsi completamente all'arto sano, quello l'ipsilaterale della lesione. Si registrano la crescita dei dendriti, la formazione di nuove sinapsi e di nuovi circuiti neurali per permettere l'acquisizione di nuove funzionalità motorie [24]. Questo fenomeno è stato studiato a partire dagli anni '60: esperimenti sui gatti ciechi hanno dimostrato come nella corteccia visiva non si registri una mera perdita di funzionalità bensì un ricollocamento delle risorse; l'imaging a risonanza magnetica ha rilevato nei pazienti privi di un organo di senso l'attivazione del rispettivo lobo cerebrale, anche in presenza di stimoli di diversa natura (ad esempio l'attivazione del lobo temporale in seguito a stimoli visivi nei soggetti sordi) [24]. D'altro canto, i circuiti neurali, se non attivati per un periodo di tempo prolungato, tendono a degradarsi, aggravando ulteriormente la mobilità dell'arto colpito dalla patologia. Questo processo prende il nome di "deprivazione sensoriale". La riabilitazione diventa quindi fondamentale sia per impedire l'ulteriore perdita di funzionalità dell'arto affetto, che per sviluppare, ricostituire e rafforzare i circuiti neurali nella zona lesionata [21],[23].

Individuato lo scopo della riabilitazione, si riportano i principali percorsi fisioterapici attualmente utilizzati per la cura della PCI [19]:

- Terapia del movimento vincolo-indotta (Constraint-induced movement therapy, CIMT);
- Allenamento intensivo bimanuale mano-braccio (Hand-arm bimanual intensive training, HABIT);
- Terapia focalizzata (context-focused therapy);
- Allenamento funzionale e mirato all'obiettivo (goal directed/ functional training);

- Allenamento da svolgere a casa e fitness.

La fisioterapia e l'allenamento permettono di agire direttamente sul muscolo del bambino con PCI. *Graham et al.* e *Diane L.D.* sottolineano l'importanza dell'allenamento fisico per evitare l'insorgenza di impedimenti secondari mentre studi recenti evidenziano la possibilità di modificare parametri muscolari quali la PCSA e lunghezza [25].

Il range di movimento, la forza utile e la potenza muscolare dipendono direttamente dalla lunghezza della fibra; una dimensione ridotta ha gravi ripercussioni sul bambino che risulta più affaticato e indebolito. L'allungamento fisiologico del muscolo per l'aggiunta in serie dei sarcomeri potrebbe quindi ridurre la disabilità del paziente, limitandolo sempre di meno nello svolgimento delle attività quotidiane; questa è la nuova frontiera della fisioterapia e della riabilitazione proposta nel lavoro di tesi presentato.

Diversi studi in letteratura dimostrano come esercizi di tipo eccentrico permettano di agire sulla lunghezza muscolare, incrementandola [26]. Nella contrazione eccentrica la tensione muscolare viene prodotta durante l'allungamento del muscolo. Considerando la curva momento-angolo (Fig. 1.6) è possibile determinare la forza agente a cavallo di un'articolazione e associarla alla lunghezza muscolare; con un allenamento di tipo eccentrico si verifica una traslazione della curva verso destra, con il picco del momento in corrispondenza di angoli superiori e quindi di lunghezze del muscolo maggiori.

Questo fenomeno viene evidenziato da *Brockett et al.* negli anni 2000 [27]. In seguito all'esecuzione di un allenamento di tipo eccentrico, a livello muscolare si registra un microscopico danneggiamento delle fibre che si manifesta con il cosiddetto "indolenzimento muscolare ad insorgenza ritardata" (*Delayed onset muscle soreness*, DOMS). Nella contrazione eccentrica alcuni sarcomeri vengono allungati oltre la zona di sovrapposizione, generando delle micro-lacerazioni del muscolo. Questi sarcomeri danneggiati non sono più in grado di contrarsi ma si trovano però in serie con altri componenti ancora in grado di farlo; in questo modo l'effettiva *compliance* del muscolo cresce e la curva momento-angolo subisce una traslazione verso angoli maggiori (destra). Tuttavia questo effetto è transitorio: dopo alcuni giorni le fibre muoiono e il muscolo ritorna nella configurazione originaria; al contrario, la ripetizione dell'allenamento permette di mantenere questa traslazione nel tempo per l'aggiunta in serie di sarcomeri. Le lacerazioni che si vengono a formare nella prima seduta hanno un effetto protettivo per le sedute successive, riducendo il DOMS; il mantenimento della traslazione non può quindi essere ricondotto a questo fenomeno ma deve essere dovuto ad un allungamento del muscolo. L'incremento del numero di sarcomeri in serie permette infatti al muscolo di lavorare a lunghezze maggiori, sperimentando range articolari superiori [27].

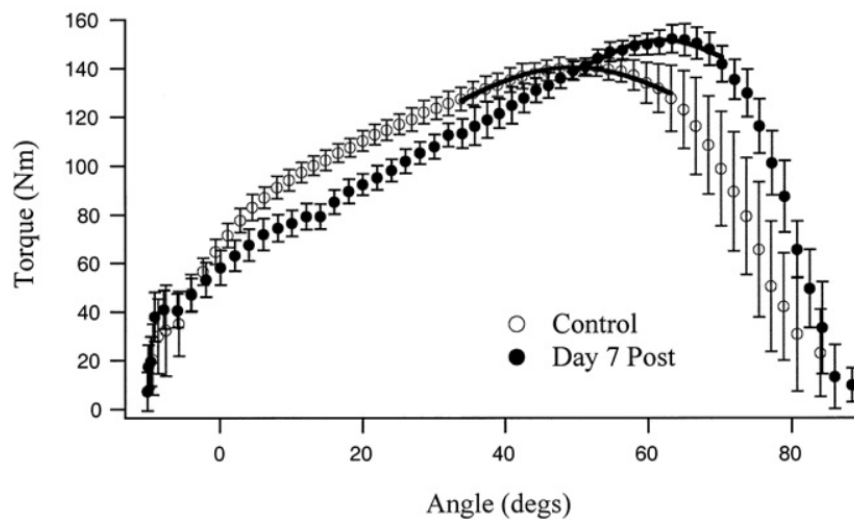


Figura 1.6: Curva momento-angolo del hamstrings prima e dopo 7 giorni di allenamento eccentrico [27].

Lo studio di *Lynn et al.* del 1994 si propone di stimare gli effetti di un allenamento di tipo concentrico ed eccentrico su un modello animale (topo) [28]. Ricorrendo all'utilizzo del tapis roulant, dimostra come un allenamento di tipo concentrico (piano inclinato) permetta di aumentare il numero di fibre, e quindi l'ipertrofia del muscolo, ma non agisca sul numero dei sarcomeri; al contrario, in un allenamento di tipo eccentrico (piano declinato) il picco del momento si trova in corrispondenza di angoli superiori, ad indicare un allungamento muscolare per la crescita del numero di sarcomeri in serie. La diffrazione laser ha permesso poi di confermare e quantificare l'incremento.

Successivamente nel 2007 *Blazevich A.J. et al.* propongono una sperimentazione per valutare se l'allungamento muscolare registrato sia dovuto esclusivamente al tipo di contrazione o se i risultati siano limitati dal modello animale utilizzato [25]. Suddividendo la popolazione in tre rami (il gruppo di controllo, quello concentrico Conc e quello eccentrico Ecc), ha sottoposto i due gruppi sperimentali (Conc ed Ecc) ad un allenamento di forza con esercizi esclusivamente concentrici o eccentrici della durata di dieci settimane. Ricorrendo all'ecografo per quantificare la lunghezza muscolare, ha dimostrato come il picco del momento della curva momento-angolo cresceva e traslava sia per il gruppo Conc che per Ecc, senza alcuna differenza significativa tra i due; al contrario non si registrava alcun cambiamento nella curva del gruppo di controllo. Inoltre, tre mesi dopo la conclusione dell'allenamento, il picco del momento decresceva leggermente ma non in maniera significativa, restando al di sopra del livello di partenza. L'analisi ha inoltre evidenziato un aumento del volume muscolare (10.2%), sia della PCSA che dello spessore muscolare, senza alcuna differenza significativa tra i due gruppi sperimentali. A tre

mesi dall'allenamento si verifica una leggera diminuzione, non significativa, nel volume, che rimane comunque di dimensioni superiori rispetto all'inizio della sperimentazione. I risultati ottenuti dimostrano come l'allungamento muscolare e l'ipertrofia del fascio non siano riconducibili al tipo di contrazione; *Blazevich et al.* ipotizza che siano dovute al maggiore range del movimento sperimentato dal muscolo durante l'allenamento proposto (95-100 deg vs 35 deg nel cammino) [25].

L'effetto della riabilitazione con esercizi di tipo eccentrico e concentrico permette inoltre di migliorare l'esecuzione di task comuni. Nello studio di *Park et al.*, l'allenamento di forza con esercizi di tipo eccentrico e concentrico della durata di quattro settimane permette di incrementare significativamente i punteggi ottenuti nelle principali scale cliniche, la *Pediatric Balance Scale* (PBS) e la *Gross Motor Function Measure* (GMFM): per la PBS da 53.07 a 54.61, per la GMFM in posizione eretta da 94.47 a 95.85 ed infine per la GMFM nel cammino, nella corsa e nei salti da 93.58 a 94.65 [29].

1.3. Test funzionali per la valutazione dell'arto superiore

"Il processo riabilitativo implica l'esecuzione di una sequenza di misurazioni [...] per monitorare l'andamento della lesione/danno, il progredire della malattia e per valutare l'effetto degli interventi" cui il soggetto è stato sottoposto (*Galli M.*); i test rappresentano l'insieme delle procedure ed esercizi che il soggetto deve eseguire, seguendo un protocollo specifico, per misurare una variabile di interesse [20]. Nel campo della riabilitazione motoria, quest'ultima deve essere misurabile in maniera quantitativa, sia per analizzare l'effetto dell'intervento riabilitativo che per poter discriminare tra soggetti patologici e sani. Se per gli arti inferiori si ricorre alla *gait analysis* e tutti i parametri delle fasi del passo sono pienamente definiti grazie all'utilizzo di specifici strumenti, non si ha la stessa standardizzazione per gli arti superiori; in questo caso vengono utilizzate delle scale cliniche ma il cui giudizio dipende dall'operatore. Il punteggio ottenuto non è quindi esente da una forte componente soggettiva: è l'operatore che decide, in base alla propria esperienza, se il task è stato eseguito correttamente ed assegna un punteggio. Una valutazione soggettiva, clinica o funzionale che sia, non permette di comprendere appieno le strategie motorie utilizzate [30]. *Cimolin et al.* sottolinea l'importanza di affiancare alle scale cliniche degli strumenti affidabili e precisi per caratterizzare in maniera oggettiva la funzionalità degli arti superiori e valutare i successi terapeutici [31]; secondo *Petusky et al.* l'analisi cinematica 3D è fondamentale per effettuare dei confronti tra l'arto sano e quello patologico e valutare eventuali strategie compensatorie adottate [32].

Tra le scale cliniche maggiormente utilizzate si ricordano la MACS, che descrive la capacità manuale del bambino con PCI nello svolgere attività di vita quotidiana, come spostare e manipolare gli oggetti di uso comune, scrivere, giocare, mangiare, vestirsi; l'*Upper Extremity Skills Test* (QUEST) che valuta la funzionalità della mano; il GMFM che, tramite l'esecuzione di diversi test raggruppati in cinque aree di abilità motorie specifiche (posizione supina e rotolamento, posizione seduta, andatura carponi o sulle ginocchia, stazione eretta, deambulazione corsa e salto), stima le competenze motorie globali del bambino [8].

Le scale sopra riportate sono tutte accomunate dall'esecuzione di gesti d'uso quotidiano; lo scopo della riabilitazione è infatti quello di permettere al soggetto di acquisire autonomia nello svolgimento di attività comuni quali mangiare, vestirsi, giocare o disegnare [9]. Diversi sono i task proposti per valutare la funzionalità degli arti superiori, *Coluccini et al.* ricorrono all'utilizzo di una griglia con diversi box da raccogliere e spostare per caratterizzare la prensione e la mobilità dell'arto [33], mentre *Krishna et al.* si focalizzano sulla funzionalità del sistema appendicolare [34]. *Menegoni et al.* ritengono che i gesti di *reaching* e dell'*hand to mouth* siano i più rappresentativi delle attività svolte quotidianamente dal soggetto e quindi i più significativi per valutare le capacità dell'arto superiore [35]; inoltre la loro esecuzione richiede una grande precisione per raggiungere il target scelto e il mantenimento di una postura stabile [34]. Per queste ragioni nel corso del seguente progetto si è deciso di ricorrere ai test di *reaching* e di *hand to mouth* per valutare gli effetti della riabilitazione proposta.

Segue una breve descrizione della procedura di esecuzione dei test; si riportano inoltre i principali parametri di analisi presenti in letteratura, ottenuti applicando la strumentazione tipicamente utilizzata per caratterizzare il comportamento degli arti inferiori.

Reaching

Il task di *reaching* consiste nel raggiungere un oggetto posto davanti al soggetto con la maggiore precisione possibile. Durante lo svolgimento del test il soggetto è in posizione seduta, con il tronco completamente appoggiato allo schienale della sedia. Gli arti superiori sono flessi, approssimativamente a 90 deg, e proni sul tavolino mentre il polso è in posizione neutrale. Questa postura corrisponde alla posizione iniziale. Il target da raggiungere è posto davanti al soggetto ad una distanza definita in base alle sue dimensioni antropometriche; ad esempio nella procedura di *Menegoni et al.* e di *Cimolin et al.* la distanza tra il target e il processo acromiale corrisponde all'80% della lunghezza del braccio, dall'olecrano alla punta del dito medio. La distanza deve garantire il raggiungimento del target senza il coinvolgimento del busto; talvolta si ricorre all'utilizzo di fasce elastiche per impedirne il movimento. Il paziente, dalla posizione iniziale, deve raggiungere

il target con la maggiore precisione possibile e ritornare alla posizione iniziale. Il gesto viene ripetuto più volte; nello studio di *Menegoni et al.* e di *Cimolin et al.* venivano eseguiti tre cicli composti da sei movimenti consecutivi per ciascun braccio. Il movimento è ciclico e si compone di tre fasi: fase di andata (movimento balistico verso il target), di aggiustamento (movimento per raggiungere in maniera precisa il target) e di ritorno (movimento balistico di ritorno alla posizione iniziale). Queste fasi vengono individuate considerando la velocità delle dita rispetto ad un valore di soglia (ad esempio la velocità di 50 mm/s per *Menegoni et al.*). Nell'esperimento di *Coluccini et al.*, seppur il set-up sperimentale sia leggermente diverso, la soglia è stata impostata al 5% della velocità massima del polso [31],[33],[35].

Hand to mouth

Il task di hand to mouth (HTM) consiste nel toccarsi la bocca con il palmo della mano. In particolare il soggetto, partendo dalla posizione iniziale (la stessa del reaching sopra definita), deve raggiungere la bocca e ritornare alla posizione iniziale. Il gesto viene ripetuto più volte. Nell'esecuzione di *Menegoni et al.* e di *Cimolin et al.* vengono eseguite tre ripetizioni da sei movimenti per ciascun arto; nel *Finger to Nose test* di *Krishna et al.*, test con un set-up sperimentale diverso ma assimilabile all'HTM, il gesto viene ripetuto con lo stesso arto per circa quindici secondi. Il gesto è ciclico e si possono individuare le fasi di andata (movimento balistico per raggiungere la bocca), di aggiustamento (movimento per raggiungere in maniera precisa la bocca) e di ritorno (movimento balistico di ritorno alla posizione iniziale) [31],[34],[35].

L'analisi cinematica permette di definire alcuni parametri rappresentativi delle capacità motorie del soggetto. Si può considerare la precisione del movimento, valutando la distanza percorsa dalla mano per raggiungere il target, o l'eventuale presenza di tremori, caratteristici della patologia; si possono confrontare la velocità e il tempo impiegato dal soggetto nelle varie fasi del task [30]. Gli studi condotti da *Guzman et al.*, *Menegoni et al.* e *Cimolin et al.* evidenziano come tutte queste variabili siano significativamente diverse nel bambino con PCI, sia nel confronto con il gruppo di controllo che nel rapporto arto affetto - arto meno affetto del paziente emiplegico; in particolare la precisione del movimento è inferiore, soprattutto nella fase di aggiustamento di entrambi i test, il gesto non ha un andamento continuo ma sono presenti numerosi cambi di direzione; la velocità è più bassa mentre i tempi, soprattutto nella fase di aggiustamento, si dilatano [30],[31],[35]. *Cimolin et al.* dimostrano inoltre come il RoM delle principali articolazioni di spalla e gomito siano ridotti per l'arto patologico di un soggetto con emiplegia.

1.4. Riabilitazione su remoergometro

Nel seguente studio si è deciso di effettuare la riabilitazione su remoergometro.

Il canottaggio è uno sport olimpico che richiede un grande sforzo fisico e mentale per l'intervento coordinato di tutti i principali gruppi muscolari. La tecnica, l'opportuna applicazione di forza e il corretto tempismo sono i tre ingredienti fondamentali per una condotta corretta ed efficace della barca. Il remoergometro, o vogatore, è l'attrezzo più utilizzato dai canottieri per l'allenamento in palestra e avere un feedback in tempo reale sulla velocità, sui metri percorsi, sul numero di vogate al minuto (spm) e sulla potenza prodotta [36].

La remata è un complesso gesto ciclico che si compone di quattro fasi principali [36], [37]:

1. Attacco: questa è la fase iniziale nella quale gli arti superiori sono estesi mentre quelli inferiori sono flessi, con la tibia completamente verticale e il femore che forma con essa un angolo di 30 deg; il torso è protratto in avanti, grazie alla contrazione degli addominali e al rilassamento degli erettori spinali.
2. Passata: in questa fase gli arti inferiori vengono estesi grazie alla pressione applicata sui pedali del remoergometro; il quadricipite permette l'estensione del ginocchio mentre il soleo e il gastrocnemio la plantar flessione. L'azione del gluteo e degli hamstrings producono l'estensione dell'anca. Gli arti superiori iniziano a flettersi grazie alla contrazione del bicipite brachiale, del brachiale e del brachioradiale. L'addome viene attivato per stabilizzare il torace e il bacino. È molto importante seguire questa successione temporale di movimenti.



Figura 1.7: Fase di attacco della remata [38].

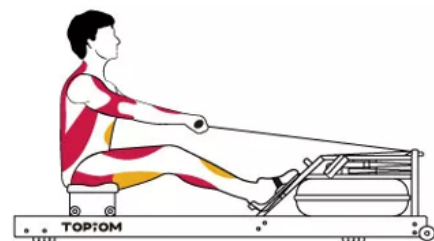


Figura 1.8: Fase di passata della remata [38].

3. Finale: completata la fase precedente, gli arti inferiori sono completamente estesi (angolo di flessione-estensione del ginocchio prossimo allo zero), gli arti superiori sono flessi e il manubrio si trova a livello addominale.

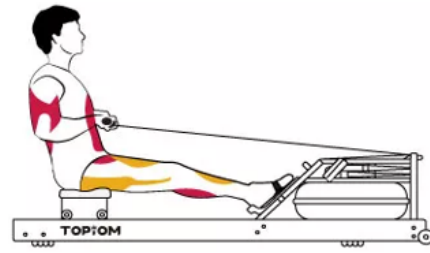


Figura 1.9: Fase finale della remata [38].

4. Ripresa: durante la fase di ripresa vengono eseguiti al contrario tutti i movimenti per ritornare alla posizione iniziale di attacco. Gli arti superiori vengono estesi dal tricipite, allontanando il manubrio dalla zona addominale, e, successivamente, il tronco si flette fino a formare un angolo di 20-30 deg; a questo punto, gli arti inferiori vengono flessi grazie all'azione del bicipite femorale, del semitendinoso e semimembranoso.



Figura 1.10: Fase di ripresa della remata [38].

Molteplici sono le ragioni che hanno spinto a scegliere di condurre la riabilitazione su remoergometro; prima fra tutti la possibilità di coinvolgere i principali gruppi muscolari, soprattutto quelli di flessione-estensione di arti superiori e inferiori, maggiormente coinvolti dalla patologia. Vengono inoltre richiamati i muscoli addominali e dorsali, fondamentali per mantenere la postura e l'equilibrio, e talvolta carenti nei bambini con PCI [3]; anche la coordinazione del corpo deve essere molto fine per eseguire correttamente il gesto. Nonostante questo sport venga considerato un allenamento di *endurance*, ovvero di resistenza alla durata, il carico esterno rappresentato dal manubrio (si possono impostare diversi livelli di difficoltà) e il task richiesto (massima potenza per durata breve) fanno sì che possa essere ritenuto un allenamento di forza (*resistance* o *strength training*) e quindi utile ai fini dello studio per aumentare l'ipertrofia muscolare; inoltre, riprendendo *Blazevich et al.*, è possibile ottenere un allungamento muscolare dato che l'escursione articolare sperimentata nel ciclo della remata, sia per gli arti superiori che inferiori, è molto ampia [25],[39]. Lo studio condotto da *Retailleau et al.* evidenzia come il gesto coinvolga il muscolo nella sua interezza, anche da un punto di vista della lunghezza muscolare; l'inerzia dei segmenti corporei permette infatti di raggiungere lunghezze muscolari superiori a quelle ottenute

con i test statici di stretching [39]. Questi fattori hanno permesso, dopo sole 12 settimane di allenamento, di incrementare la forza muscolare e il range del movimento degli arti superiori su pazienti colpite da tumore al seno [40].

Inoltre il canottaggio è uno sport a basso impatto e questo permette di ridurre il rischio di infortuni.

Concludendo è un'attività coinvolgente per il bambino che permette di effettuare la riabilitazione in un ambiente insolito e stimolante, e di acquisire nuove capacità motorie utilizzando l'arto patologico.

1.5. Modelli muscolo-scheletrici

Riabilitare i pazienti, prevenire infortuni, predire i risultati di interventi ortopedici, ottimizzare dispositivi di assistenza sono solo alcune delle possibilità offerte dall'utilizzo dei modelli muscolo-scheletrici [41]. "La modellizzazione computazionale e la simulazione di un sistema neuro-muscoloscheletrico è la branca della modellizzazione e simulazione biologica volta a migliorare la diagnosi e il trattamento delle patologie che limitano il movimento umano" (*Hickes et al.*) [42]. Un modello muscolo-scheletrico è una rappresentazione virtuale dell'apparato scheletrico che, sfruttando le leggi della fisica e della biologia, permette di comprendere il ruolo e il funzionamento dei diversi componenti corporei durante lo svolgimento di task motori di varia natura, dalle attività quotidiane come il cammino, a gesti più complessi come il salto e la corsa [42],[43]. I modelli muscolo-scheletrici sono formati da corpi rigidi, le ossa, connessi tra loro da giunti che rappresentano le articolazioni; i muscoli sono invece gli attuatori in grado di contrarsi e generare il movimento. Per ciascun muscolo vengono definite tutte le peculiarità (punti di origine ed inserzione, lunghezza, velocità di variazione della lunghezza, bracci di leva, forza attiva e passiva). I vincoli delle articolazioni e le variabili di funzionamento dei muscoli vengono poi associate alle variabili cinematiche del movimento e l'insieme di queste relazioni matematiche costituisce il modello [14]. L'immagine sottostante illustra come i software per la modellazione e simulazione risolvano automaticamente il sistema di equazione differenziali e algebriche che descrivono la dinamica del modello; viene riportato l'esempio di Opensim [41].

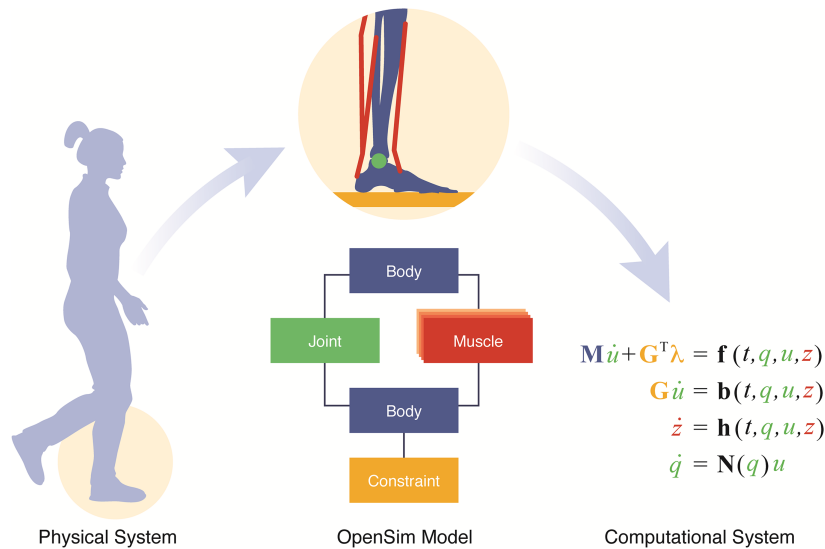


Figura 1.11: Schema di funzionamento del software Opensim [41].

Lo sviluppo di software come Opensim per analizzare, modificare e sviluppare dei sistemi muscolo-scheletrici è un grande supporto per il mondo scientifico poiché permette di investigare il funzionamento e le eventuali alterazioni muscolari, parametri clinici altrimenti ottenibili solo ricorrendo ad esami molto invasivi oppure in maniera poco precisa e accurata. Nella PCI il deficit è principalmente posturo-motorio; pertanto si è deciso di ricorrere ad un modello muscolo-scheletrico per valutare i parametri muscolari maggiormente colpiti dalla patologia, in particolare per investigare la variazione della lunghezza muscolare durante l'esecuzione di task motori.

1.6. Obiettivo della tesi

L'obiettivo della tesi proposta è quello di confrontare l'andamento delle variabili cinematiche e della lunghezza muscolare durante lo svolgimento di attività quotidiane in seguito all'allenamento su remoergometro per bambini con PCI spastica unilaterale. Un programma composto da cinque sedute di allenamento su remoergometro viene proposto per contrastare l'ipertono caratteristico della patologia e promuovere l'allungamento muscolare. L'acquisizione delle variabili cinematiche da parte del sistema MVN Awinda di Xsens e il ricorso al software Opensim hanno permesso di valutare l'effetto della riabilitazione proposta, confrontando i risultati ottenuti pre e post riabilitazione. L'analisi statistica condotta con il *t-test accoppiato a doppia coda* e la mappatura statica parametrica hanno permesso di evidenziare le differenze nell'esecuzione del gesto con l'arto affetto e con quello meno affetto.

2 | Materiali e metodi

In questo capitolo vengono presentate la strumentazione e la procedura sperimentale seguita nel corso del progetto.

2.1. Partecipanti alla sperimentazione clinica

Lo studio prevede il coinvolgimento di tre soggetti affetti da paralisi cerebrale infantile, reclutati grazie alla collaborazione con l'I.R.C.C.S. Eugenio Medea - Associazione La Nostra Famiglia (Bosisio Parini, Lecco); vengono riportati i principali criteri di inclusione del protocollo di studio:

- Pazienti con una diagnosi di paralisi cerebrale spastica emiplegica (destra o sinistra);
- Età compresa tra 7 e 12 anni;
- Compromissione secondo GMFCS di livello 1-2;
- Pazienti che non richiedono l'utilizzo di ortesi o di assistenza per la deambulazione.

Per ottenere dei range di normalità, sono stati coinvolti dieci soggetti sani appartenenti allo stesso range di età.

La sperimentazione proposta è approvata dal Comitato Etico dell'I.R.C.C.S. Eugenio Medea - Associazione La Nostra Famiglia. I genitori e i tutori sono stati informati sugli aspetti dell'indagine clinica e hanno firmato il consenso informato.

La tabella sottostante riporta le caratteristiche antropometriche dei partecipanti allo studio (Tab. 2.1).

Codice soggetto	Sesso	Anni	Peso [kg]	Altezza [m]	Gruppo di appartenenza
01	M	10	27	1.34	Emiplegia sinistra
02	M	7	32	1.31	Emiplegia destra
03	M	12	39	1.61	Emiplegia destra
04	M	11	32	1.44	Controllo
05	F	7	20	1.20	Controllo
06	M	10	26	1.37	Controllo
08	M	8	27	1.39	Controllo
09	F	8	25	1.36	Controllo
10	M	11	45	1.52	Controllo
11	M	9	40	1.43	Controllo
12	M	12	40	1.50	Controllo
13	M	12	40	1.55	Controllo
14	M	8	25	1.34	Controllo
$\mu \pm \sigma$	2F, 11M	10 ± 2	31.6 ± 7.8	1.40 ± 0.1	3 pazienti, 10 controlli

Tabella 2.1: Caratteristiche anagrafiche e antropometriche dei partecipanti allo studio

2.2. Strumentazione

2.2.1. Remoergometro

La riabilitazione è stata eseguita sul remoergometro, attrezzo meccanico che permette di simulare il gesto della remata in palestra. In particolare, il dispositivo utilizzato è il modello Concept2 RowErg (Concept2, Inc., Model D RowErg, Morrisville, VT, USA, Fig.2.3), fornito dalla Società Canottieri di Lecco. Vengono riportate nella tabella sottostante (Tab.2.2) le specifiche tecniche dell'attrezzo [44].



Figura 2.1: Remoergometro Concept2 RowErg, modello D.

Variabile	Valore
Lunghezza	244 cm
Larghezza	61 cm
Altezza del sellino	36 cm
Lunghezza monorotaia	137 cm
Peso	26 kg

Tabella 2.2: Specifiche tecniche del remoergometro Concept2 Row Erg [44].

Lo strumento è inoltre dotato di un monitor, PM5, che visualizza in diretta i dati sulla distanza percorsa, la frequenza cardiaca (registrata dal cardiofrequenzimetro), la frequenza di remata (*stroke per minute*, spm), le calorie consumate, potenza prodotta e il passo (tempo richiesto per percorrere 500 m). All'interno del PM5 sono inoltre presenti alcuni giochi (il gioco dei pesci, le freccette e target training) e c'è la possibilità di programmare delle gare; nel corso della seduta, questi strumenti sono stati utilizzati nella fase del riscaldamento e nella fase finale del gioco per permettere di potenziare l'allenamento e coinvolgere maggiormente il bambino durante l'attività.

2.2.2. Cardiorespazimetro

Durante l'allenamento si è ricorso al cardiorespazimetro HRM-Dual della Garmin per monitorare in tempo reale la frequenza cardiaca; i dati vengono visualizzati sul monitor PM5 del remoergometro.

Il sensore è inserito all'interno di una fascia morbida e regolabile posta sul torace del soggetto, al di sotto dello sterno; per aumentare l'affidabilità del dato, è necessario inumidire la banda con gli elettrodi affinché possa aderire in modo più stabile [45].



Figura 2.2: Cardiorespazimetro Garmin HRM-Dual.

Seguono le specifiche tecniche del prodotto (Tab. 2.3).

Variabile	Valore
Dimensioni modulo	62 mm × 34 mm × 11 mm
Lunghezza fascia	63.5 cm ÷ 132 cm
Peso	54.4 g
Impermeabilità	1 ATM
Batteria e durata	CR2032, 3.5 anni (con un utilizzo medio di 1 h/giorno)
Temperatura di funzionamento	-5°C ÷ 50°C
Frequenza radio	protocollo di comunicazione wireless ANT a 2.4 GHz

Tabella 2.3: Specifiche tecniche Garmin HRM-Dual [45].

2.2.3. GoPro Hero 10 Black

Per ottenere un feedback visivo sull'effettivo gesto svolto dal paziente e confermare i dati, è stata utilizzata la Action cam GoPro Hero 10 Black, con una risoluzione Full HD (1920x1080p). Le specifiche tecniche vengono riportate nella tabella sottostante

(Tab. 2.4) [46].



Figura 2.3: GoPro Hero 10 Black.

Variabile	Valore
Dimensioni	50.8 mm × 71.8 mm × 33.6 mm
Peso	153 g
Foto	23 MP
Video	5.3K 60 fps, 4K 120 fps, 2.7K 240 fps
Impermeabilità	10 m
Stabilizzazione video	HyoerSmooth 4.0 avanzata

Tabella 2.4: Specifiche tecniche della GoPro Hero 10 [46].

2.2.4. Strumentazione per il test funzionale

Per effettuare i test funzionali, utili per quantificare i progressi dei pazienti, sono stati utilizzati un tavolino porta oggetti, due mani sagomate e una pallina morbida per valutare, se possibile, il raggiungimento dell'oggetto da parte dell'arto superiore. Le distanze tra i vari oggetti sono state fissate in base alle dimensioni anatomiche del soggetto, come illustrato dall'immagine sottostante (Fig. 2.4). In particolare, seguendo le indicazioni presenti in letteratura, la pallina è stata posta ad una distanza corrispondente all'80% della lunghezza dell'avambraccio (calcolata secondo le tabelle antropometriche di *Drillis* e *Contini* [14], eq. 2.1). In questo modo, il soggetto può raggiungere l'oggetto senza dover coinvolgere il torso ma rimanendo appoggiato alla seduta. Le sagome delle mani, utilizzate come segnale visivo utile affinché la fase iniziale e finale coincidano in tutte le ripetizioni, sono state posizionate ad una distanza fissa di 20 cm. Il target, rappresentato da una pallina morbida al di sopra di un cinesino, è in una posizione equidistante tra le 2 mani.

$$lunghezza_avambraccio = 0.146 * altezza_soggetto \quad (2.1)$$

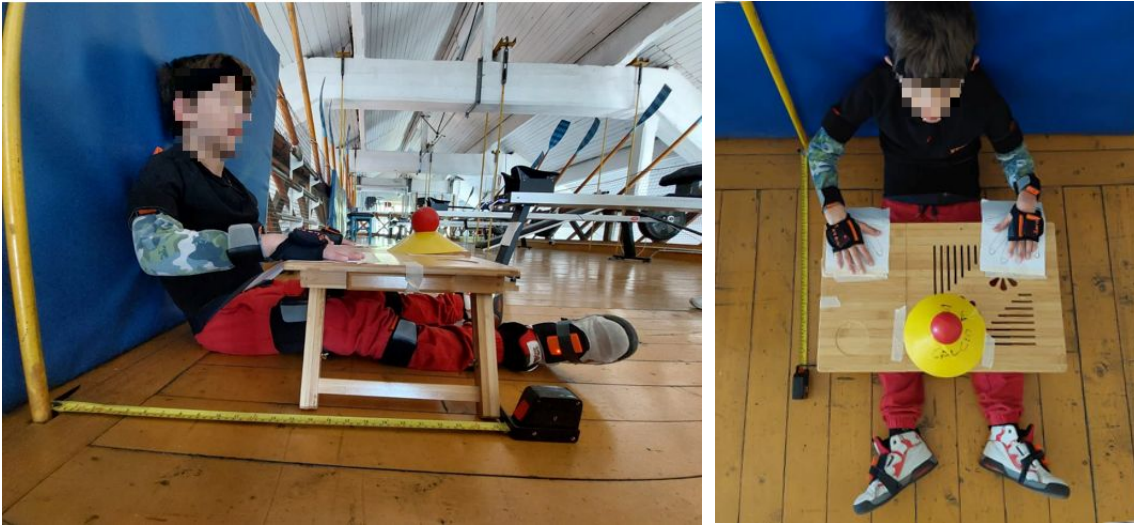


Figura 2.4: Set-up sperimentale per lo svolgimento dei test funzionali.

2.2.5. Sensori IMU Xsens

L'Unità di Misurazione Inerziale o IMU è un dispositivo che integra al suo interno un accelerometro, per misurare l'accelerazione del corpo, un giroscopio, per la sua velocità angolare ed un magnetometro, per l'attenuazione delle rapide derive della stima effettuata [47]. Le applicazioni dello strumento sono molteplici e in ambito clinico si propongono come una valida alternativa ai tradizionali sistemi per l'analisi cinematica, per la stima degli angoli articolari [48],[49].

La versione MVN Awinda di Xsens, fornita dal Politecnico di Milano, ha permesso di monitorare in tempo reale le sedute effettuate nella società Canottieri di Lecco grazie alla portabilità dello strumento. Il sistema MVN Awinda si compone di [50]:

- 17 (+1) trackers per movimento wireless (Motion Tracker wireless, MTw);
- 1 Awinda Station;
- 2 caricatori Awinda;
- 9 fascette con strap in velcro, 3 magliette, una fascetta per la testa, 2 paia di guanti, 2 cuscinetti per posizionare le MTws sui diversi segmenti corporei;
- 1 metro per misurare l'altezza e la lunghezza del piede;
- Valigetta in neoprene

Si riportano di seguito le caratteristiche dei principali componenti.



Figura 2.5: Sistema MVN Awinda per motion capture. Nell'immagine a sinistra viene rappresentata la valigetta con tutti i componenti, in quella di destra viene proposto un sensore MTw [50].

Tracker per movimento wireless, MTw

L'MTw è l'unità di misurazione inerziale miniaturizzata. Si compone di un accelerometro lineare 3D, di un giroscopio 3D, di un magnetometro 3D e di un barometro. Ciascun MTw viene assicurato al segmento corporeo tramite l'utilizzo di strap in velcro per minimizzare gli artefatti dovuti ai movimenti dei tessuti molli. Ciascun MTw ha una posizione predefinita, indicata lateralmente sul sensore da un codice specifico (ad esempio "U Arm R" indica il braccio destro). Seguono le caratteristiche tecniche [50]:

Parametro	Valore
Dimensioni	47 mm × 30 mm × 13 mm
Peso	10 g
Range accelerometro	± 160 m/s^2
Range giroscopio	± 200 deg/s
Batteria interna	LiPo, fino a 6 ore di funzionamento continuo

Tabella 2.5: Specifiche tecniche del MTw [50].

Awinda Station

L'Awinda Station è lo strumento che regola la connessione wireless dei dati; ospita, infatti, un'antenna da 2.4 GHz che garantisce un range di funzionamento wireless fino a 20 m indoor e 50 m outdoor. Il dispositivo permette inoltre di ricaricare 6 dei 18 MTw grazie

alla presenza di micro connettori USB (i 2 caricatori Awinda permettono di ricaricare i restanti 12 MTw). Le dimensioni dello strumento sono di 148 mm × 104 mm × 61.9 mm mentre il peso di 233 g [50].

Set di bande elastiche MVN Awinda

Il sistema MVN Awinda fornisce un set di fascette con il velcro di diverse dimensioni per fissare le MTw ai diversi segmenti corporei e minimizzare gli artefatti da movimento; sono inoltre presenti tre magliette con taglie diverse, due paia di guanti, una fascetta per la testa e due cuscinetti per i piedi. Le fascette possono essere posizionate a diretto contatto con la pelle oppure al di sopra dei vestiti; in quest'ultimo caso, si consiglia di indossare degli indumenti attillati in modo che il contatto con il sensore sia molto stretto. Si riportano le dimensioni delle diverse fascette (Tab. 2.6) [50]:

Segmento corporeo	Larghezza [cm]	Lunghezza [cm]
Bacino	10	140
Coscia	10	72
Gamba	5	55
Braccio	5	55
Avanbraccio	5	30

Tabella 2.6: Dimensioni delle fascette da applicare sui diversi segmenti corporei [50].

La procedura da seguire per il posizionamento dei sensori viene descritta dettagliatamente nei video tutorial forniti da Xsens [51]. Questa operazione è fondamentale per la buona riuscita dell'analisi del movimento; ciascuna IMU deve essere posizionata in modo da garantire il massimo range del movimento al segmento corporeo e da minimizzare gli artefatti dovuti allo scorrimento dei vestiti sulla pelle.



Figura 2.6: Posizionamento dei MTw secondo il protocollo fornito da MVN Awinda di Xsens [37],[51].

2.3. Software

2.3.1. MVN Analyze

Il sistema MVN viene gestito dal software MVN Analyze/Animate, un applicativo 64-bit, che permette di eseguire la calibrazione, registrare e simultaneamente visualizzare il modello, modificare i dati, esportare i file ed esaminare gli angoli delle 22 articolazioni (se il protocollo è *Full Body*, vedi paragrafo 3) nei tre piani sagittale, orizzontale e trasversale [50].

I dati possono essere esportati nei seguenti formati: BVH, C3D,FBX, MVNX, Movie Export, Excel Exporter. Le estensioni dei file maggiormente utilizzati in questo progetto sono il file C3D, per ottenere le coordinate 3D dei marcatori virtuali (marker virtuali posizionati in corrispondenza dei punti di repere anatomici), e l'MVNX, un file in formato XML che contiene tutte le informazioni sui sensori, sui segmenti corporei, sui marcatori

e sugli angoli articolari, e permette la visualizzazione 3D del modello.

2.3.2. Opensim

Opensim è un software per lo sviluppo di modelli muscolo-scheletrici e di simulazioni dinamiche del movimento, strumenti fondamentali per analizzare il sistema neuromuscolare e le alterazioni nell'esecuzione di un task motorio [42],[52]. A differenza degli altri applicativi, che non permettono un pieno accesso al codice sorgente, Opensim è una piattaforma "open" ed estensibile dall'utente [53]. La possibilità di generare un modello paziente-specifico per analizzare le caratteristiche muscolari, ha fatto sì che la scelta ricadesse proprio su questa applicazione per l'esecuzione della sperimentazione. Il software è inoltre dotato di potenti tools, utili per risolvere le analisi cinematica e dinamica. In particolare, per condurre lo studio, si è ricorso principalmente ai seguenti strumenti:

- *Scale tool*: questo strumento permette di modificare l'antropometria (altezza, peso, lunghezza degli arti, origine e inserzione dei capi muscolari,...) del modello muscolo-scheletro affinché possa rappresentare il più fedelmente possibile il soggetto in esame; solo in questo modo, le analisi di cinematica (e soprattutto dinamica) possono essere affidabili. In questo studio, ad esempio, è stato fondamentale per valutare la variazione della lunghezza muscolare del paziente durante l'esecuzione del task.

Per effettuare questa operazione devono essere definiti dei fattori di scala per tutti i segmenti corporei del modello. Opensim ricorre all'utilizzo di alcuni marker posti sul modello per seguire lo spostamento dell'arto nello spazio e calcolare la sua orientazione. In questo caso, il fattore di scala si calcola confrontando la distanza tra due marker posti sul modello di Opensim, i *model marker*, (solitamente di color rosa) con quella dei marker sperimentali *experimental marker* accuratamente posizionati sul paziente (di color blu; nella sperimentazione, questi marker corrispondono a quelli virtuali restituiti dal file C3D di Xsens). Talvolta, per aiutare il processo di scalatura, vengono introdotti degli ulteriori marker detti virtuali, *virtual marker*, posti in corrispondenza di prominenze ossee o dei centri delle principali articolazioni¹. In alternativa, è possibile inserire manualmente i fattori di scala. Una volta che il modello è stato scalato, la lunghezza delle ossa, le loro proprietà inerziali, i muscoli ed i tendini ad esse associate rappresentano il più fedelmente possibile le caratteristiche del soggetto.

¹Nel manuale di Opensim, con "marker virtuali" si fa riferimento ai marker posti sul modello muscolo-scheletrico; tuttavia, per effettuare lo scaling del modello, si è preferito seguire la procedura indicata nel webinar di Opensim e considerare come "marker virtuali" i marker introdotti manualmente in corrispondenza delle principali articolazioni [54].

- *IMU Placer* e *IMU Inverse Kinematics*: questi tools appartengono alla piattaforma Opensense, un'estensione di Opensim per l'analisi del movimento dalle informazioni fornite dai sensori di misurazione inerziali o IMU. Il vasto campo di applicazione delle IMU e, soprattutto, la possibilità di registrare la cinematica del soggetto all'aperto e per lunghe durate, hanno fatto sì che la comunità scientifica ricorresse sempre più al loro utilizzo. Gli sviluppatori del software hanno creato un workflow per associare l'informazione cinematica, ottenuta sperimentalmente dai sensori, con il modello muscolo-scheletrico rappresentativo della fisiologia umana. In questo ambiente integrato, i ricercatori possono facilmente analizzare dei parametri altrimenti ottenibili con procedure invasive e complesse; diventa possibile, ad esempio, stimare la variazione di lunghezza muscolo-tendinea o la velocità di contrazione necessaria per generare il movimento. Inoltre, gli studi di *Al Borno et al.* dimostrano come l'analisi cinematica su un modello rappresentativo della realtà sia accurata e che il drift venga mitigato anche nelle lunghe registrazioni (ad esempio il test proposto dallo studioso aveva una durata di 10 minuti) per i vincoli del modello; il modello muscolo-scheletrico di Opensim, a differenza di altri sistemi, è infatti caratterizzato dalla presenza di limitazioni, le cosiddette *constrain* (si parla di *constrained biomechanical model*) che permettono di generare un movimento realistico e fisiologico [53]. *IMU Placer* permette di associare e registrare ogni sensore al segmento corporeo corrispondente per calibrare il modello; il modello deve mantenere la stessa posa nota assunta dal soggetto in modo tale i segmenti corporei abbiano la stessa orientazione dei sensori. Il file con le orientazioni, rappresentante sotto forma di quaternioni, ha l'estensione .sto. In uscita, si ottiene un modello con le IMU associate [55]. Il tool *IMU Inverse Kinematics* calcola per ogni frame temporale gli angoli delle articolazioni che il modello deve assumere per riprodurre il gesto proposto; le pose del modello minimizzano le differenze di orientazione (*orientation error*) tra le IMU sperimentali e quelle presenti sul modello. Per l'esecuzione del tool, bisogna fornire in ingresso il modello con le IMU ottenuto allo step precedente da *IMU Placer* e il file .sto con i dati dei sensori; in uscita si ottiene il file .mot con gli angoli delle articolazioni esercitati del modello durante il gesto [56].
- *Analyze tool*: questo strumento permette di analizzare diverse variabili generate durante una simulazione, quali ad esempio la cinematica, la forza muscolare, le reazioni articolari, la potenza muscolare o la lunghezza muscolare. Il tool permette di utilizzare la simulazione già processata, mitigando il drift che si verrebbe a formare eseguendo una nuova analisi [57].

2.4. Procedura sperimentale

2.4.1. Protocollo sperimentale

Durante le sedute, i pazienti sono stati sottoposti a due test funzionali per valutare la funzionalità dell'arto superiore, il *reaching* e l'*hand to mouth*; questi test sono stati selezionati poiché considerati i più rappresentativi delle attività svolte quotidianamente dal soggetto [35]. Successivamente, i partecipanti hanno eseguito il protocollo di allenamento su remoergometro.

Si riportano gli step principali del protocollo sperimentale:

1. Riscaldamento: soggetto viene sottoposto ad una serie di esercizi per scaldare la muscolatura e familiarizzare con il gesto della remata;
2. Posizionamento dei sensori IMU e del cardiofrequenzimetro: in questa fase viene applicato il cardiofrequenzimetro Gardmin HRM-Dual (2.2.2) sul torace del soggetto; vengono inoltre posizionate le diciassette IMU di Xsens (2.2.5) in corrispondenza dei punti di repere anatomico utilizzando le apposite fascette e seguendo la procedura indicata dai produttori dei sensori [51]. In particolare, la tabella sottostante descrive il corretto posizionamento delle IMU (Tab. 2.7).

Segmento corporeo	Abbreviazione MTw	Posizionamento
Testa	HEAD	Orizzontale nella fascetta per la testa
Sterno	STERN	Verticale nella tasca della maglietta in mezzo al torace
Spalla	SHOU	Orizzontale sul velcro della maglietta, in corrispondenza delle scapole
Braccio	uARM	Verticale, in posizione laterale e al di sopra del gomito
Avambraccio	fARM	Verticale, in corrispondenza del polso
Mano	HAND	Verticale, nella cucitura del guanto
Bacino	PELV	Verticale, al di sopra del sacro
Coscia	uLEG	Verticale, in posizione laterale e al di sopra del ginocchio
Gamba	ILEG	Verticale, in corrispondenza della tuberosità tibiale
Piede	FOOT	Verticale, sul dorso del piede; si è utilizzato dello scotch per fissare il cuscinetto con il sensore alla scarpa

Tabella 2.7: Posizionamento dei MTw rispetto ai segmenti corporei [50], [51]

3. Calibrazione delle IMU: la calibrazione dei sensori serve per allineare i MTws ai segmenti corporei del soggetto e definire gli assi di riferimento; una buona calibrazione è essenziale per ottenere dei risultati accurati.

Per eseguirla correttamente, si procede con la configurazione del modello, ovvero vengono scelti i sensori (quali e quanti) da considerare per l'analisi. Le configurazioni possibili sono: *Full body configuration* che interessa tutto il corpo, *Full body no hands configuration* se non si considerano le mani oppure *Lower Body*, *Lower Body with sternum*, *Upper Body*, *Upper Body with no hands* che analizzano rispettivamente gli arti inferiori o superiori. Successivamente viene scelto lo scenario da utilizzare: *single level*, se il soggetto si muove in un solo piano, *multi level*, se si muove in piani diversi (ad esempio se sale le scale), oppure *no level* se non ci sono dei contatti diretti con il terreno (ad esempio se il soggetto pattina o se è su una bicicletta). Nello studio proposto lo scenario utilizzato è il *single level*.

Successivamente si inseriscono l'altezza e la lunghezza del piede del soggetto; le misure antropometriche permettono di scalare il modello di Xsens affinché possa

rappresentare il più fedelmente possibile il soggetto.

A questo punto, si sceglie la modalità con cui eseguire la calibrazione; il soggetto deve mantenere una postura eretta, con i piedi paralleli e distanti circa 30 cm e con le braccia lungo i fianchi (*N pose*) oppure abdotte a 90° (*T pose*); la posizione ortostatica viene mantenuta per circa 4 secondi. Successivamente il soggetto cammina per circa 15 secondi, seguendo il percorso indicato dai delimitatori di campo; in genere si chiede al soggetto di percorrere un "8" in modo da permettere l'attivazione di tutti i sensori. Nel progetto presentato, è sempre stata eseguita la calibrazione tramite modalità *N pose*. Affinché il processo di calibrazione vada a buon fine, è importante evitare di eseguire dei movimenti troppo bruschi.

4. Svolgimento dei test funzionali: per lo svolgimento dei test di reaching e di hand to mouth, il soggetto siede a terra e un tavolino porta-oggetti viene posizionato davanti a lui. Nella posizione di partenza, che è la medesima per entrambi i test, i gomiti sono flessi, approssimativamente a 90° , e prone sul tavolino mentre il polso è in posizione neutrale; è importante verificare che il torso sia ben appoggiato sulla seduta onde evitare il suo coinvolgimento nell'esecuzione del task.

Nel reaching il soggetto, partendo dalla posizione iniziale, deve raggiungere un target rappresentato da una pallina morbida e ritornare alla posizione iniziale. L'oggetto è posizionato davanti al soggetto, ad una distanza definita in base alle caratteristiche antropometriche del bambino. Il test di hand to mouth richiede che il soggetto, partendo dalla posizione iniziale, si tocchi la bocca con il palmo della mano. Laddove il paziente non sia in grado di effettuare la prono-supinazione del polso, il task viene ritenuto valido anche se la bocca viene toccata con il dorso della mano.

Per ciascun test, il soggetto esegue dodici ripetizioni con ciascun arto; tra un test e l'altro si effettua una pausa di dieci secondi.

5. Allenamento su remoergometro: l'allenamento su remoergometro consiste nell'eseguire tre cicli di remata da quindici ripetizioni ciascuna, coinvolgendo via via sempre più segmenti corporei.

Il primo ciclo richiede il coinvolgimento degli arti superiori (AS): nella posizione iniziale gli arti superiori e gli arti inferiori sono estesi mentre il torso è eretto; il task prevede la flessione delle braccia per avvicinare il manubrio all'addome mantenendo le gambe estese e il busto eretto. Gli arti superiori vengono quindi estesi per ritornare alla posizione iniziale.

Nel secondo esercizio partecipano sia gli arti superiori che il busto (TA). Il tronco è flesso in avanti mentre gli arti superiori e gli arti inferiori sono estesi; dalla posizione iniziale, il soggetto deve estendere il tronco e, successivamente, flettere gli arti supe-

riori per portare il manubrio del remoergometro a livello dell'addome, mantenendo gli arti inferiori estesi. Nella fase di ripresa gli arti superiori si muovono per primi, estendendosi, e, successivamente, il busto si flette, protraendosi in avanti.

Nel terzo ed ultimo esercizio, la remata è completa e anche gli arti inferiori vengono coinvolti (LTA). La posizione iniziale prevede che gli arti inferiori siano flessi, il busto sia flessso e protratto in avanti mentre gli arti superiori estesi. Gli arti inferiori per primi si muovono e si estendono; successivamente il tronco si estende e, per ultimi, gli arti superiori si flettono, portando il manubrio a livello dell'addome. Il movimento si conclude con l'estensione degli arti superiori, seguita dalla flessione del busto ed, infine, la flessione degli arti inferiori.

6. Fase finale: l'ultima fase consiste nell'esecuzione di un gioco, il "Gioco dei pesci". In questo gioco la remata viene modulata per scappare dai pesci più grandi e mangiare quelli più piccoli; anche quest'ultima attività permette al bambino di coordinarsi in maniera precisa e variare la propria velocità.

Durante tutte le prove si ricorre all'utilizzo dei sensori IMU (2.2.5) per monitorare e registrare la cinematica del soggetto e della GoPro 10 Hero Black (2.2.3) per videoregistrare il gesto.

Al termine dell'allenamento, si chiede ai bambini di compilare un questionario anonimo sull'attività svolta.

L'intero allenamento ha una durata di circa un'ora. L'attività viene svolta dai pazienti una volta a settimana per un totale di cinque sedute. Per i controlli, invece, è stata eseguita una sola seduta.

2.4.2. Analisi dei dati

L'analisi dei dati è stata eseguita principalmente su MATLAB[®][58]. Xsens Awinda fornisce dei codici per importare i file con l'estensione *.mvnx*; in particolare la struttura contiene tutte le informazioni sulla cinematica dei segmenti corporei e gli angoli articolari.

Innanzitutto sono stati implementati dei codici per suddividere i test nelle varie ripetizioni. Per ridurre il disturbo ad alta frequenza, i dati sono stati filtrati utilizzando un filtro Butterworth passabasso di VI grado con frequenza di taglio di 5 Hz; questi parametri sono stati scelti in seguito ad un'analisi della letteratura [34],[49].

Per quanto riguarda i test funzionali si è considerata la velocità in direzione antero-posteriore del polso destro e sinistro. Per identificare il ciclo e suddividerlo nelle diverse fasi, è stata scelta una soglia corrispondente al 5% della velocità massima di ciascun test.

La suddivisione in fasi del gesto rispecchia quella presentata da *Menegoni et al.*: la fase di andata inizia quando la velocità supera il valore di soglia e termina quando scende al di sotto. Questo istante coincide con l'inizio della fase di aggiustamento; quest'ultima termina quando la velocità supera nuovamente la soglia per iniziare la fase di ritorno. Il valore sotto soglia della velocità segna la fine della fase di ritorno e della ripetizione. Per una maggiore chiarezza si riporta il grafico del modulo della velocità in direzione antero-posteriore, evidenziando le diverse fasi (Fig. 2.7). Laddove non sia stato possibile individuare un istante che rispettasse i criteri sopracitati, è stata utilizzata una soglia maggiore, scelta *ad hoc* a seconda del test considerato.

Escludendo le prime e le ultime esecuzioni, perché non a regime, sono state selezionate otto ripetizioni per il reaching e cinque per l'hand to mouth.

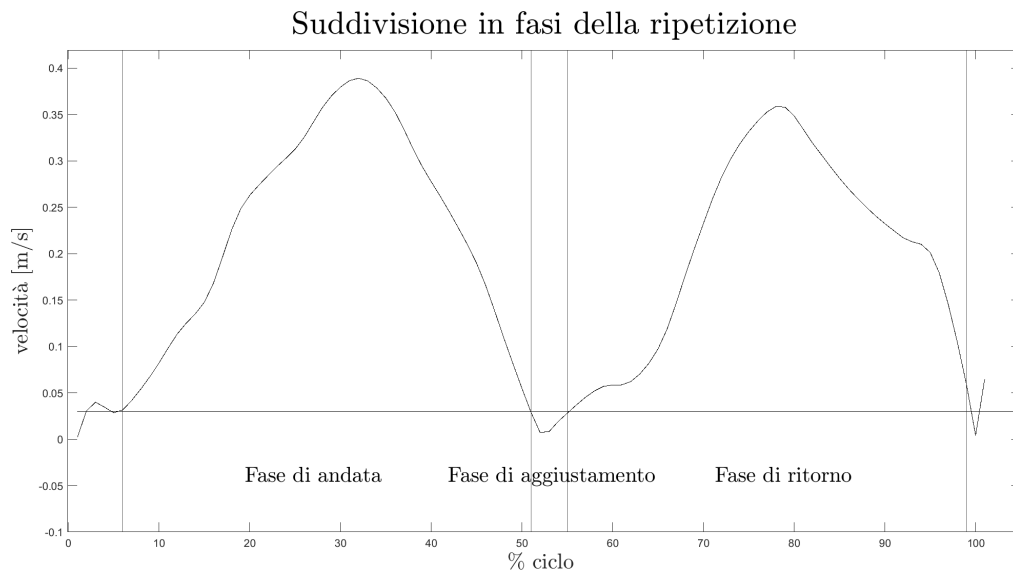


Figura 2.7: Grafico del modulo della velocità antero-posteriore della mano per suddividere le varie ripetizioni e individuare le fasi di andata, di aggiustamento e di ritorno.

Per quanto riguarda il canottaggio, invece, sono stati considerati separatamente i cicli compiuti dagli arti superiori e dagli arti inferiori. Nonostante in questo modo venga meno la possibilità di confrontare il loro andamento reciproco nella remata completa, è possibile analizzare il ciclo completo dell'arto; talvolta, infatti, il gesto non viene eseguito correttamente e il bambino anticipa il richiamo degli arti inferiori. La stessa soglia (5% della velocità massima) è stata utilizzata per individuare otto ripetizioni della remata completa (LTA).

2.4.3. Definizione del modello muscolo-scheletrico su Opensim

Per eseguire l'analisi delle lunghezze muscolari su Opensim è stato sviluppato un modello muscolo-scheletrico specifico per lo studio da effettuare.

Il modello in Opensim è dato dalla combinazione di oggetti e componenti, quali ossa (corpi rigidi), articolazioni, muscoli (attuatori), marker, vincoli, forze e controllori, ciascuno definito da diverse proprietà (nome, il legame di parentela cui il componente è vincolato, la sua posizione, la massa,...). Ricorrendo all'utilizzo di un editor di testo (Notepad++[®]), è stato possibile modificare alcuni modelli esistenti per ottenere un modello total body caratterizzato dalla presenza dei muscoli maggiormente colpiti dalla patologia. In particolare, sono stati combinati due modelli validati:

- *Full Upper and Lower Body Model*: questo modello è stato sviluppato dall'Università di Stanford; è un modello completo, dotato di 92 muscoli negli arti inferiori [59].

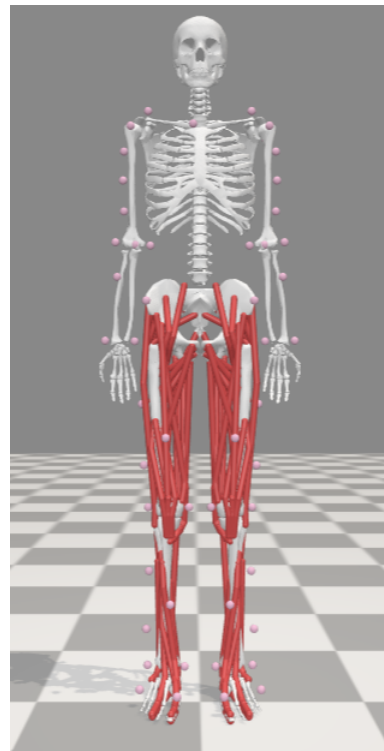


Figura 2.8: Full Upper and Lower Body Model [59].

- *Upper Extremity Dynamic Model*: questo modello è stato sviluppato dalla Northwestern University; è un modello dotato dei soli arti superiori, corredati dai muscoli [60].

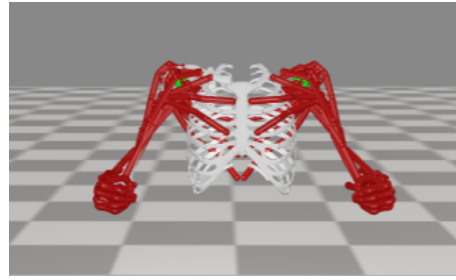


Figura 2.9: Bimanual upper Extremity Dynamic Model [60].

Successivamente sono stati evidenziati i muscoli maggiormente colpiti dalla patologia e quindi di interesse per lo studio:

Per gli arti inferiori:

- Bicipite femorale;
- Retto femorale;
- Semitendinoso;
- Semimembranoso;
- Vasto intermedio, mediale e laterale;
- Gastrocnemio mediale e laterale;
- Soleo;
- Tibiale anteriore.

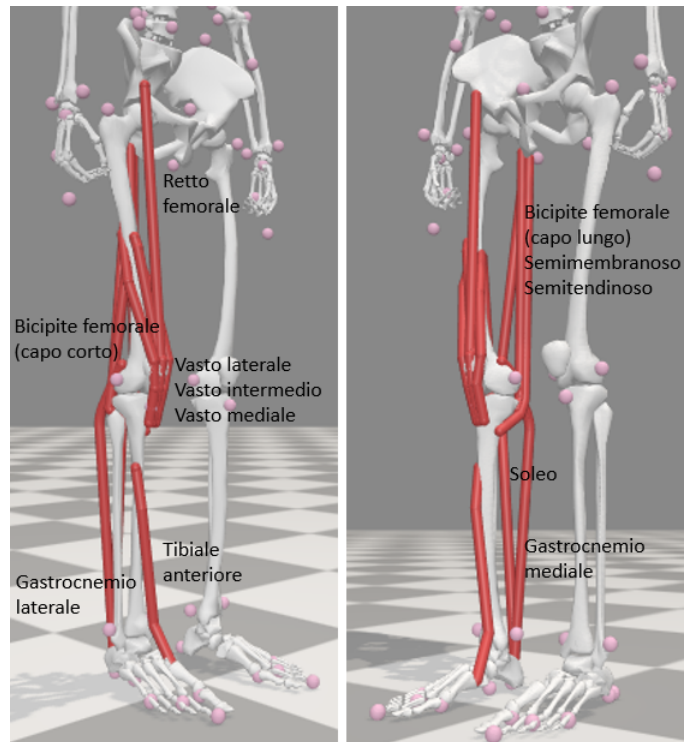


Figura 2.10: Modello con i muscoli degli arti inferiori di interesse per lo studio

Per gli arti superiori:

- Tricipite capo lungo, laterale e mediale;
- Brachiale;
- Bicipite capo lungo e breve;
- Brachioradiale;
- Anconeo.

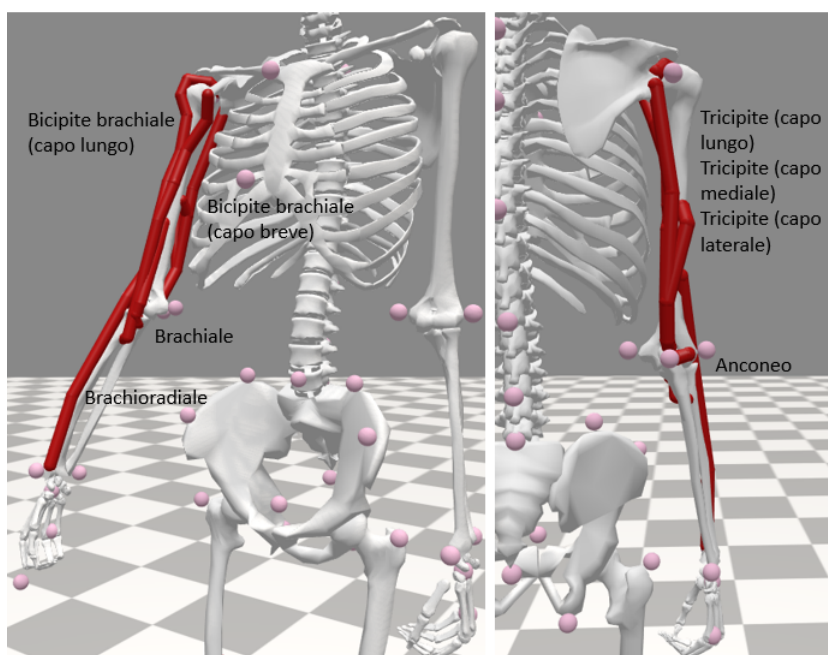


Figura 2.11: Modello con i muscoli degli arti superiori di interesse per lo studio

Per poter analizzare le caratteristiche muscolari del soggetto, il modello è stato scalato seguendo il procedimento indicato dal tutorial di Opensim [54] e dal manuale per l'utente di Opensim [61]. Due file .xml sono quindi stati elaborati su Notepad ++ per definire la posizione dei marker del modello, il loro peso relativo e i fattori di scala; in quest'ultimo caso sono state definite le coppie di marker da considerare per il suo calcolo (*measurement-based scaling*) oppure il suo valore è stato inserito manualmente (*manual scaling*). Il file con i marker sperimentali è stato ottenuto esportando il test dal software Awinda nel formato C3D (file con i marker virtuali); successivamente è stato applicando un codice MATLAB fornito da Opensim per ottenere l'estensione .trc richiesta dalla procedura. Affinché il modello scalato possa rappresentare il più fedelmente possibile il soggetto, il processo di scalatura deve essere iterativo. Per tale ragione, la posizione dei marker e il loro peso sono stati modificati finché l'errore quadratico medio tra i marker del modello e quelli sperimentali non è risultato inferiore a due. A questo punto, il modello scalato ha assunto la postura definita dei marker sperimentali. L'esecuzione del tool IMU Placer richiede che sia una corrispondenza tra l'orientazione del sensore e la postura del modello; pertanto la "nuova posa" assunta dal modello scalato è stata salvata.

Successivamente è stato implementato un codice MATLAB per generare il file .sto per i tools IMU Placer e IMU IK. MVN Awinda fornisce due codici, *main_mvnx* e *load_mvnx*, che permettono di caricare l'acquisizione nel formato .mvnx direttamente in MATLAB. La struttura generata in seguito all'esecuzione del codice contiene tutte le informazioni sui

sensori, sui segmenti corporei, sui marker virtuali, sugli angoli articolari e sulla durata della registrazione; tra le varie informazioni, viene anche riportata l'orientazione dei sensori sotto forma di quaternioni. Il codice implementato su MATLAB per generare il file .sto riporta quindi i quaternioni di tutti i sensori per tutti gli istanti temporali della registrazione.

A questo punto, i tools di IMU Placer e di IMU Inverse Kinematics sono stati eseguiti ed è stato generato il file .mot con gli angoli articolari assunti dal modello durante l'esecuzione. Infine, è stata eseguita l'analisi della lunghezza muscolare, ricorrendo al tool Analyze. Per l'elevato costo computazionale dello strumento, si è deciso di implementare un codice in MATLAB per accorciare i tempi di esecuzione ed è stato elaborato un file .xml con le impostazioni generali da seguire per l'analisi. Tra le risorse ottenibili con Analyze, si sono considerati i muscoli (*MuscleAnalysis*) e, in particolare, la lunghezza muscolo-tendinea (*length* o *muscle-tendon length*).

2.4.4. Analisi statistica

L'analisi statistica è stata condotta in MATLAB per valutare i risultati ottenuti nei test proposti.

Per i test funzionali e per il canottaggio è stato implementato un codice per analizzare i parametri temporali delle diverse fasi del gesto. In particolare, dopo aver verificato la distribuzione normale dei dati applicando la funzione *normalitytest* [62], è stato condotto il *t-test accoppiato a doppia coda* per quantificare le differenze nell'esecuzione del gesto tra l'arto affetto e quello non affetto del paziente. Il test è stato inoltre eseguito per valutare l'eventuale giovamento della riabilitazione su remoergometro, confrontando i risultati ottenuti alla prima e all'ultima seduta dal paziente. In entrambi i casi il livello di significatività α è stato fissato a 0.05. Inoltre, è stato calcolato il coefficiente di Cohen *d* per quantificare l'effetto della riabilitazione.

La lunghezza muscolare è stata normalizzata rispetto all'altezza del soggetto per poter confrontare i risultati ottenuti dai pazienti e dal gruppo di controllo. La cinematica articolare, il modulo della velocità e la variazione della lunghezza muscolare durante l'esecuzione del task sono state confrontate applicando la mappatura statistica parametrica (SPM). Questa tecnica statistica, importata dalla neuroimaging, permette di valutare la normalità dei dati e di eludere eventuali bias o errori che si possono verificare durante l'analisi; il codice open di *Pataky et al.* implementato in MATLAB ha permesso di valutare le differenze tra i due arti nell'esecuzione del gesto [63]. La soglia di significatività statistica α è stata impostata a 0.05.

3 | Risultati

Vengono di seguito riportati i risultati ottenuti durante l'esecuzione dei test funzionali per l'arto superiore; si propone inoltre un excursus con i dati acquisiti ed elaborati durante l'allenamento su remoergometro.

Tutti i soggetti coinvolti nello studio sono riusciti a completare le prove con successo.

3.1. Test funzionali per la valutazione dell'arto superiore

Per i test funzionali di *reaching* e di *hand to mounth* le tabelle sottostanti (Tab. 3.1, Tab. 3.2) riportano, sotto forma di media e deviazione standard, i principali parametri temporali registrati durante l'esecuzione del task dal gruppo di controllo e da quello sperimentale (tre pazienti con PCI spastica unilaterale), sia per l'arto meno affetto che per quello affetto. Per i controlli non è stata evidenziata alcuna differenza statisticamente significativa e, pertanto, si riporta solamente il valor medio dei due arti. L'effetto della riabilitazione viene valutato confrontando i parametri temporali della prima e dell'ultima seduta del paziente e il coefficiente di Cohen d, calcolato sia per l'arto affetto che per quello non affetto, ne quantifica l'effetto. Si riportano inoltre l'angolo di flesso-estensione del gomito e la velocità di spostamento della mano durante l'esecuzione del task. L'analisi proposta confronta l'andamento della variabile di interesse per il solo gruppo sperimentale, riportando la differenza statistica presente tra l'arto non affetto (curva verde) e quello affetto (curva rossa) dei bambini con PCI (soglia di significatività $\alpha = 0.05$); l'eventuale differenza significativa viene evidenziata dalle aree grigie presenti sullo sfondo del grafico. La banda grigia, rappresentante il range di normalità, viene riportata come supporto visivo. Lo stesso codice colore è stato utilizzato per rappresentare la variazione della lunghezza muscolare dei muscoli maggiormente coinvolti nell'esecuzione dei movimenti analizzati.

3.1.1. Reaching

La tabella riportata (Tab. 3.1) si riferisce al test di *reaching*.

	Pre		Post		Controlli	Cohen d non affetto	Cohen d affetto
	Arto non affetto	Arto affetto	Arto non affetto	Arto affetto			
Tot	1.20 (0.30)	1.50 (0.55)*	0.99 (0.22)#	1.40 (0.42)*	1.40 (0.28)	-0.75	-0.21
GP	0.53 (0.12)	0.64 (0.22)*	0.48 (0.09)#	0.64 (0.20)*	0.65 (0.12)	-0.56	0.04
AP	0.13 (0.12)	0.21 (0.20)*	0.08 (0.09)	0.12 (0.11)#	0.15 (0.12)	-0.41	-0.58
RP	0.52 (0.12)	0.68 (0.20)*	0.43 (0.09)#	0.66 (0.16)*	0.60 (0.11)	-0.85	-0.13

Abbreviazioni: Tot, durata totale del gesto; GP, fase di andata; AP, fase di aggiustamento; RP, fase di ritorno.

* $p_value < 0.05$: arto affetto vs non affetto

$p_value < 0.05$: pre vs post

Tabella 3.1: Risultati test di *reaching*: si riportano i principali parametri temporali, sotto forma di media e deviazione standard, registrati durante l'esecuzione del task alla prima e all'ultima seduta, sia per i bambini con PCI spastica, considerando l'arto non affetto e quello affetto, che per il gruppo di controllo.

Si riporta l'andamento del modulo della velocità della mano durante l'esecuzione del task (Fig.3.1); l'immagine illustra le differenze presenti tra l'arto affetto e quello non affetto. L'arto affetto si muove più lentamente e l'andamento è meno "*smooth*" sia nella fase di aggiustamento che nella fase di ritorno; le aree grigie sullo sfondo evidenziano come ci sia una differenza significativa in tutte le fasi principali del ciclo (8-35% fase di andata, 47-54% fase di aggiustamento, 65-90% e 97-100% fase di ritorno). Al contrario l'arto meno affetto ha un andamento analogo a quello del gruppo di controllo.

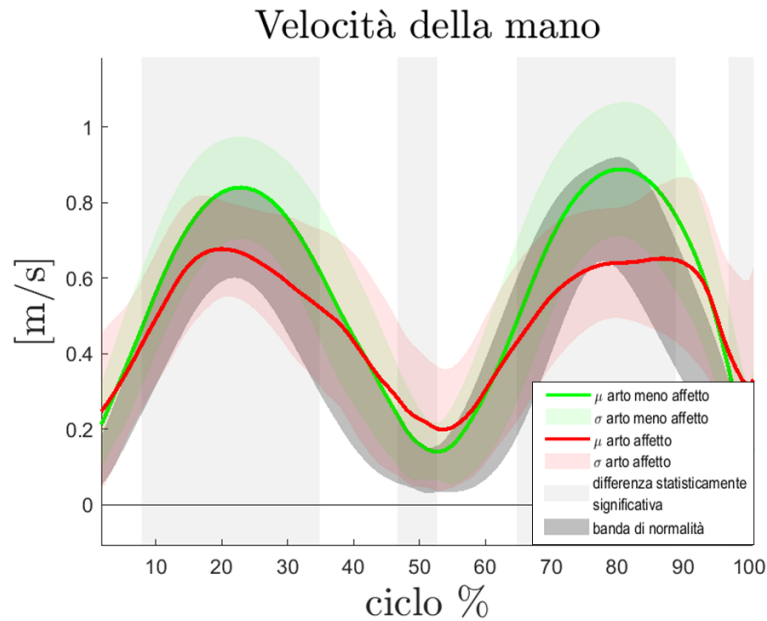


Figura 3.1: Media e deviazione standard con la rispettiva analisi statistica SPM $\{t\}$ del modulo della velocità della mano di pazienti con PCI spastica unilaterale durante l'esecuzione del test di reaching: la curva verde rappresenta l'arto non affetto mentre quella rossa l'arto affetto. La banda grigia raffigura il range di normalità.

La figura sottostante riporta l'angolo di flessione-estensione del gomito (Fig.3.2). La limitata escursione articolare dell'arto affetto viene evidenziata in corrispondenza della fase di aggiustamento (dal 24-75% del ciclo); l'arto non affetto raggiunge un angolo in estensione di circa 40 deg mentre quello affetto si ferma a 54 deg.

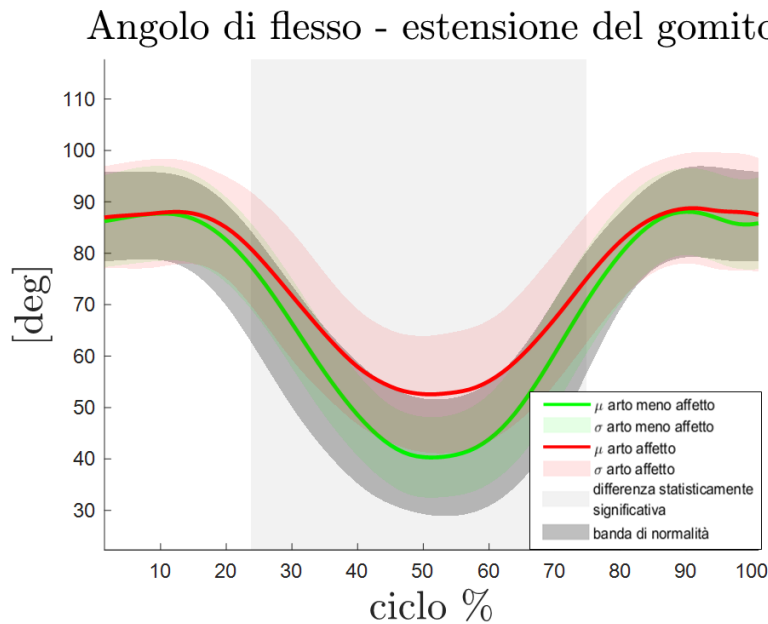


Figura 3.2: Media e deviazione standard con la rispettiva analisi statistica SPM $\{t\}$ dell'angolo di flessione-estensione del gomito di pazienti con PCI spastica durante l'esecuzione del task di reaching: la curva verde rappresenta l'arto non affetto mentre quella rossa l'arto affetto. La banda grigia raffigura il range di normalità.

Seguono i grafici della variazione di lunghezza della muscolatura coinvolta nella flessione-estensione del gomito.

La variazione muscolare rispecchia l'andamento dell'angolo di flessione-estensione del gomito; tutti gli estensori, in particolar modo il capo mediale (Fig.3.4) e laterale (Fig.3.5) del tricipite, e l'anconeo (Fig.3.6), risultano maggiormente allungati nell'arto affetto (nelle fasi del ciclo: 0-100% per i due capi del tricipite, 16-75% per l'anconeo). I muscoli flessori, il bicipite brachiale (capo lungo Fig.3.7 e corto Fig.3.8), il brachiale (Fig.3.9) e il brachioradiale (Fig.3.10), appaiono al contrario più accorciati e attivati (nelle fasi del ciclo: 0-100% e 41-57% per i due capi bicipite, 16-75% per il brachiale, 15-76% per il brachioradiale), limitando l'escursione articolare dell'arto superiore.

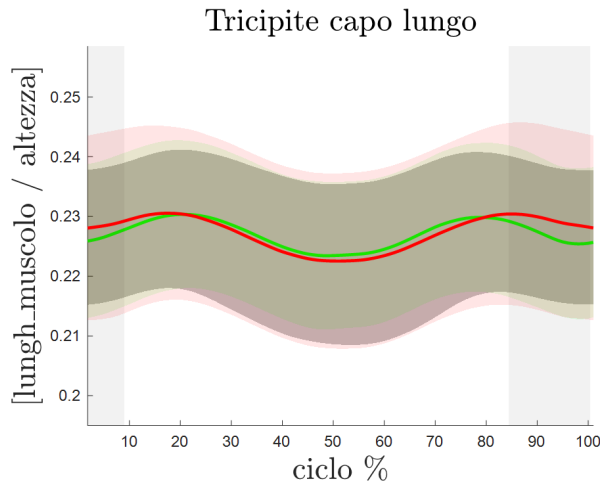


Figura 3.3: Lunghezza muscolare del tricipite capo lungo durante l'esecuzione del test di reaching.

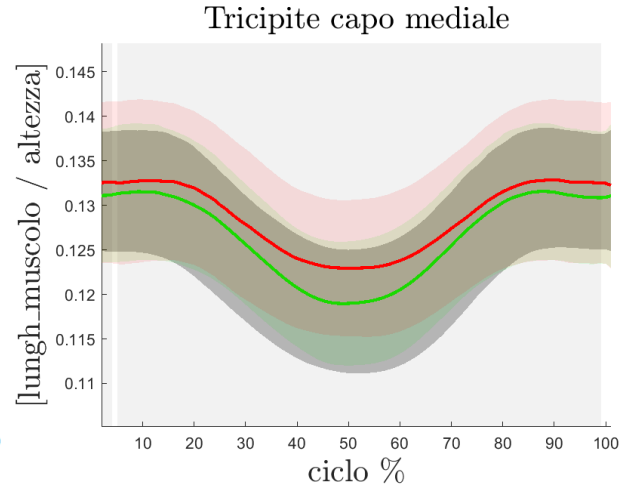


Figura 3.4: Lunghezza muscolare del tricipite capo mediale durante l'esecuzione del test di reaching.

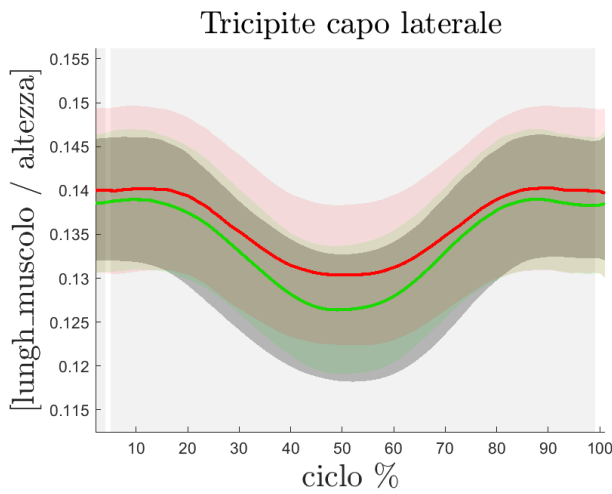


Figura 3.5: Lunghezza muscolare del tricipite capo laterale durante l'esecuzione del test di reaching.

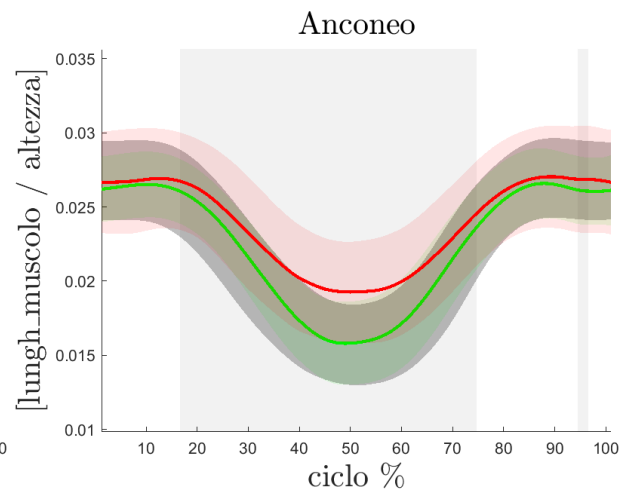


Figura 3.6: Lunghezza muscolare dell'anconeo durante l'esecuzione del test di reaching.

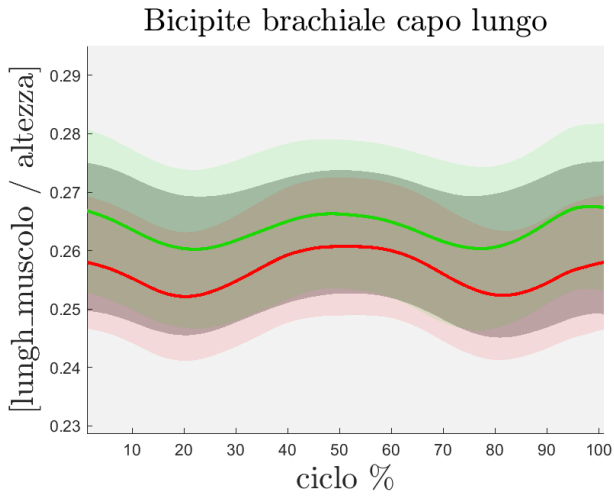


Figura 3.7: Lunghezza muscolare del bicipite brachiale capo lungo durante l'esecuzione del test di reaching.

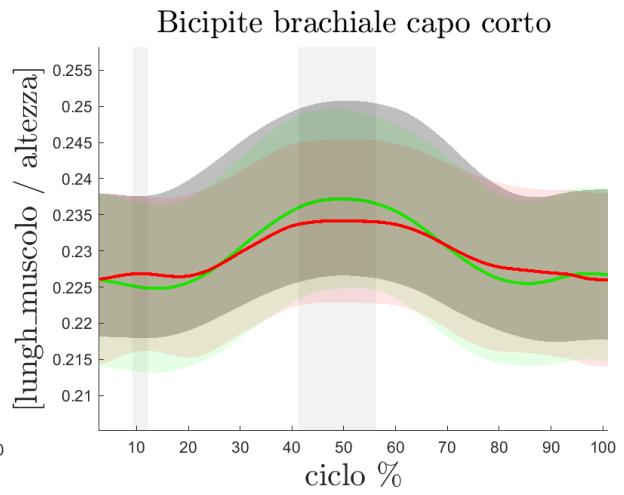


Figura 3.8: Lunghezza muscolare del bicipite brachiale capo corto durante l'esecuzione del test di reaching.

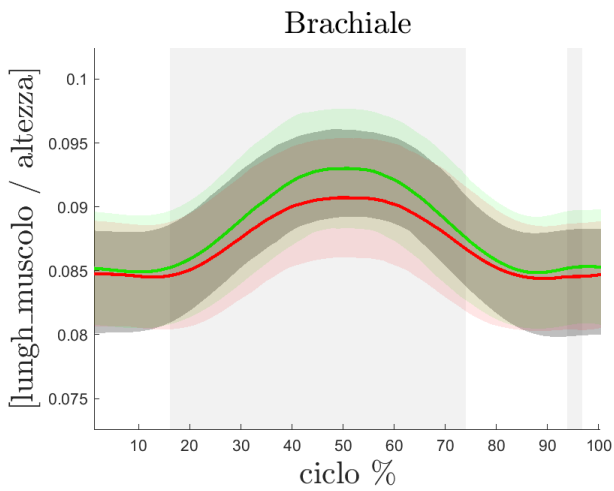


Figura 3.9: Lunghezza muscolare del brachiale durante l'esecuzione del test di reaching.

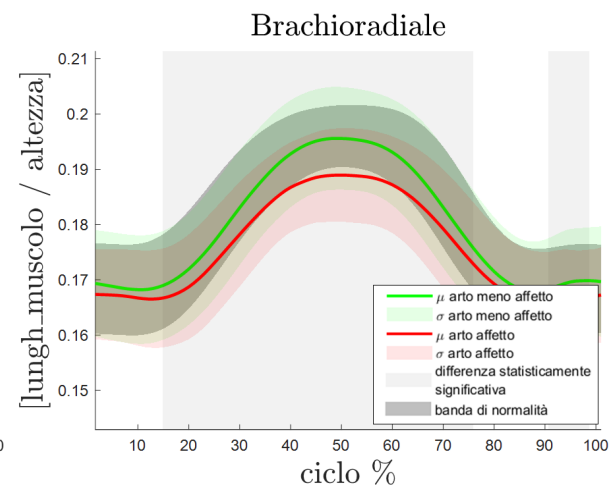


Figura 3.10: Lunghezza muscolare del brachioradiale durante l'esecuzione del test di reaching.

3.1.2. Hand to mouth

Si riporta la tabella con i parametri temporali ottenuti durante il test di *hand to mouth* (Tab. 3.2).

	Pre		Post		Controlli	Cohen d non affetto	Cohen d affetto
	Arto non affetto	Arto affetto	Arto non affetto	Arto affetto			
Tot	1.00 (0.30)	1.50 (0.19)*	1.10 (0.11)	1.40 (0.34)*#	1.30 (0.31)	0.09	-0.46
GP	0.50 (0.14)	0.67 (0.07)*	0.50 (0.06)	0.64 (0.11)*	0.57 (0.13)	-0.02	-0.32
AP	0.11 (0.10)	0.25 (0.10)*	0.03 (0.01)#	0.22 (0.18)*	0.16 (0.15)	-1.50	-0.25
RP	0.43 (0.10)	0.61 (0.12)*	0.53 (0.06)#	0.55 (0.12)#	0.60 (0.13)	1.20	-0.47

Abbreviazioni: Tot, durata totale del gesto; GP, fase di andata; AP, fase di aggiustamento; RP, fase di ritorno.

* $p_value < 0.05$: arto affetto vs non affetto

$p_value < 0.05$: pre vs post

Tabella 3.2: Risultati test di hand to mouth: si riportano i principali parametri temporali, sotto forma di media e deviazione standard, registrati durante l'esecuzione del task alla prima e all'ultima seduta, sia per i bambini con PCI spastica, considerando l'arto non affetto e quello affetto, che per il gruppo di controllo.

Si riportano il modulo della velocità di esecuzione del gesto (Fig.3.11) e l'angolo di flessione-estensione del gomito (Fig.3.12).

Il modulo della velocità conferma i parametri temporali sopra riportati; la velocità dell'arto affetto è notevolmente ridotta nella quasi totalità del task (15-83%). L'arto non affetto ha invece un andamento che ricalca quello del gruppo di controllo.

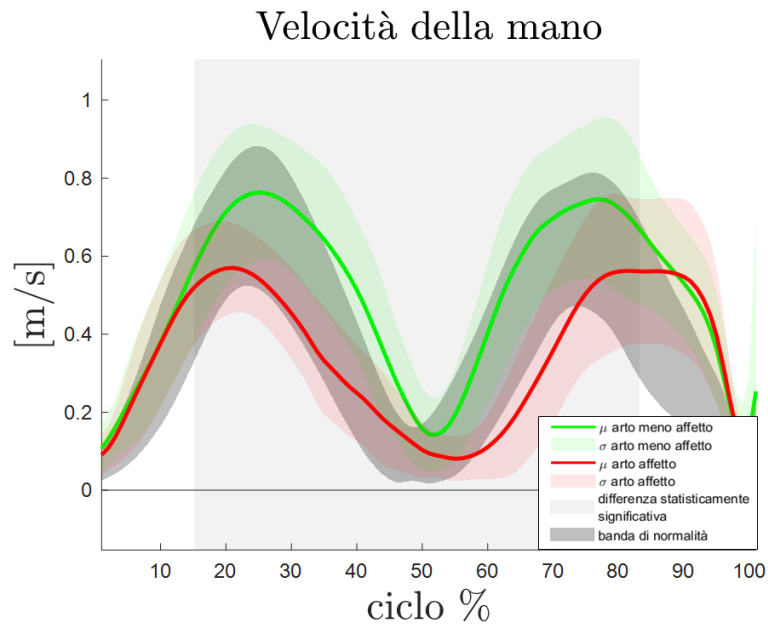


Figura 3.11: Media e deviazione standard con la rispettiva analisi statistica $SPM\{t\}$ del modulo della velocità della mano di pazienti con PCI spastica unilaterale durante l'esecuzione del test di hand to mouth: la curva verde rappresenta l'arto non affetto mentre quella rossa l'arto affetto. La banda grigia raffigura il range di normalità.

La figura sottostante illustra le differenze nell'angolo di flessione-estensione del gomito presenti durante l'esecuzione del test di hand to mouth (Fig.3.12). Si individuano tre diverse fasi del ciclo in cui è presente una differenza statisticamente significativa (1-16%, 36-60%, 70-100%): all'inizio e alla fine del task, l'arto affetto è maggiormente flessa, coerentemente con l'accorciamento dei flessori del gomito, mentre durante la fase di aggiustamento è maggiormente esteso.

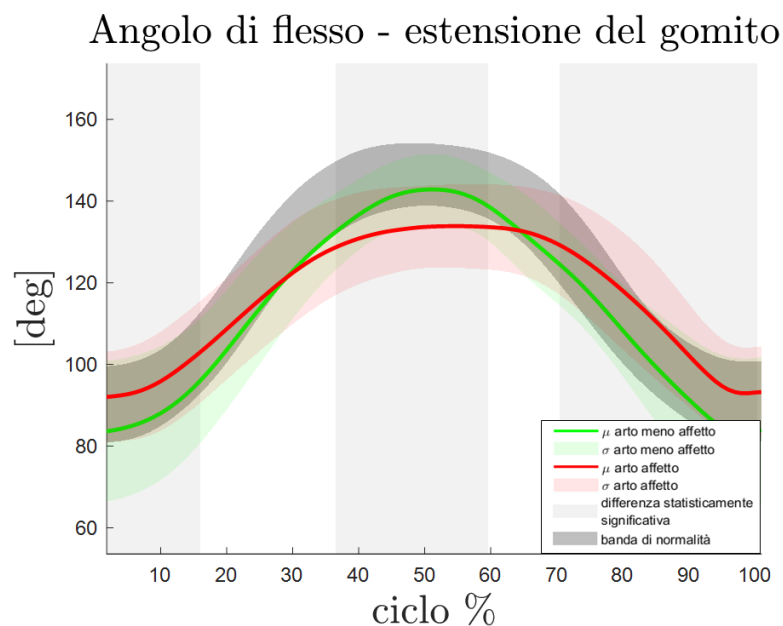


Figura 3.12: Media e deviazione standard con la rispettiva analisi statistica SPM{t} dell'angolo di flessione-estensione del gomito di pazienti con PCI spastica unilaterale durante l'esecuzione del test di hand to mouth: la curva verde rappresenta l'arto non affetto mentre quella rossa l'arto affetto. La banda grigia raffigura il range di normalità.

Seguono i grafici della variazione di lunghezza della muscolatura coinvolta nella flessione-estensione del gomito. Gli estensori dell'articolazione, quali tricipite (capo lungo Fig.3.13, mediale Fig.3.14 e laterale Fig.3.15) e anconeo (Fig.3.16), risultano maggiormente allungati nell'arto affetto, in corrispondenza della maggiore flessione del braccio (12-91% per tricipite capo lungo, 1-26% e 61-100% per capo mediale e laterale del tricipite, 1-32% e 57-100% per anconeo). I flessori risultano invece maggiormente accorciati nella fase iniziale e finale del task: 1-100% per capo lungo del bicipite (Fig.3.17), 1-27% e 61-100% per capo corto del bicipite (Fig.3.18), 1-32% e 57-100% per brachiale (Fig.3.19), 1-21% e 63-100% per brachioradiale (Fig.3.20).

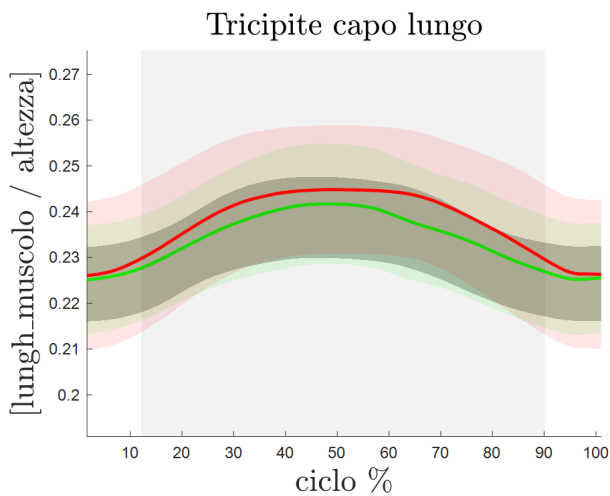


Figura 3.13: Lunghezza muscolare del tricipite capo lungo durante l'esecuzione del test di hand to mouth.

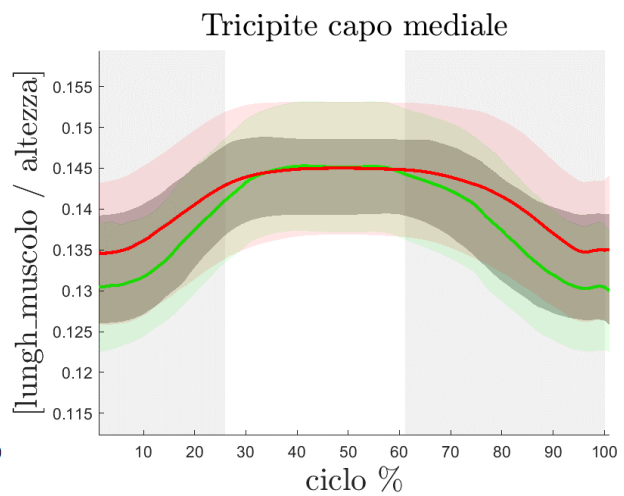


Figura 3.14: Lunghezza muscolare del tricipite capo mediale durante l'esecuzione del test di hand to mouth.

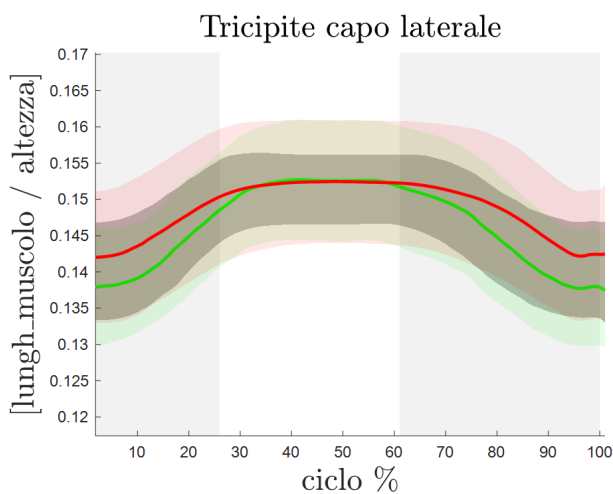


Figura 3.15: Lunghezza muscolare del tricipite capo laterale durante l'esecuzione del test di hand to mouth.

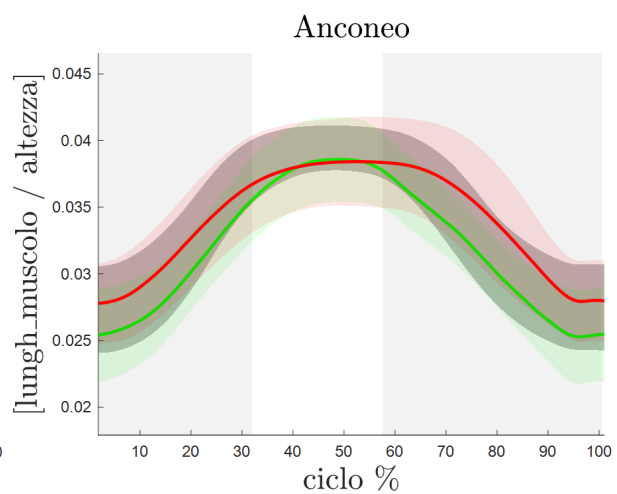


Figura 3.16: Lunghezza muscolare dell'anconeus durante l'esecuzione del test di hand to mouth.

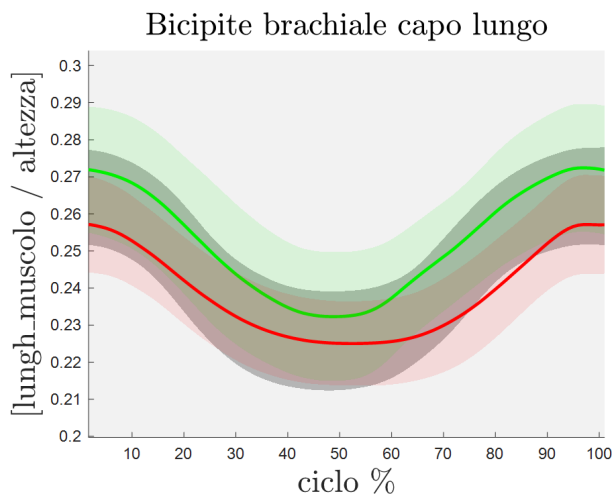


Figura 3.17: Lunghezza muscolare del bicipite brachiale capo lungo durante l'esecuzione del test di hand to mouth.

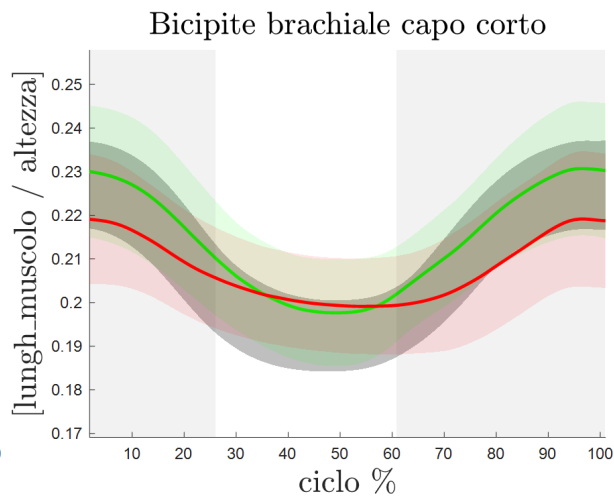


Figura 3.18: Lunghezza muscolare del bicipite brachiale capo corto durante l'esecuzione del test di hand to mouth.

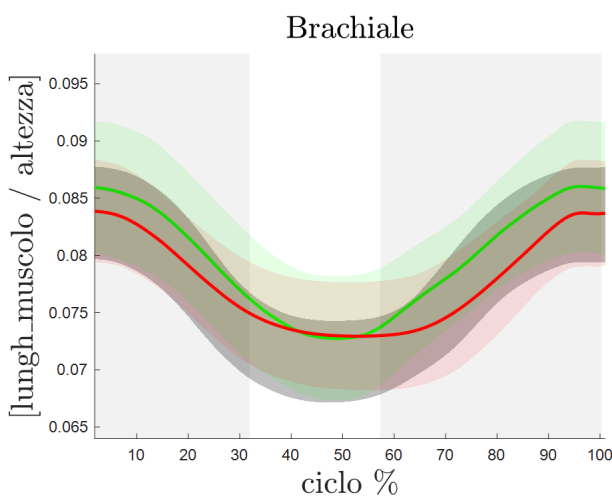


Figura 3.19: Lunghezza muscolare del brachiale durante l'esecuzione del test di hand to mouth.

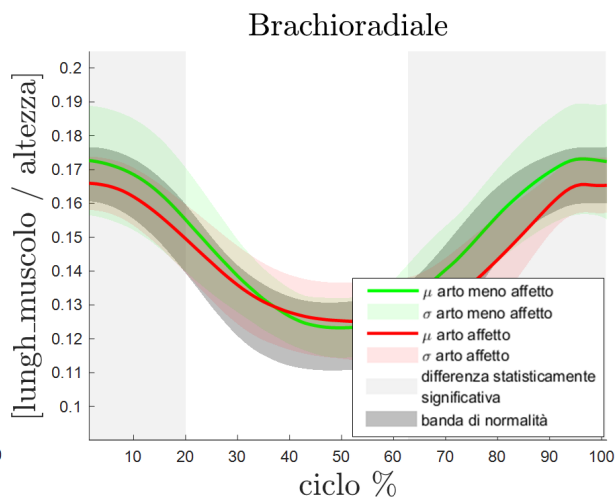


Figura 3.20: Lunghezza muscolare del brachioradiale durante l'esecuzione del test di hand to mouth.

3.2. Riabilitazione su remoergometro

Si riportano gli angoli di flessione-estensione del ginocchio e del gomito, e di dorsi-plantar-flessione della caviglia per valutare la loro limitazione nell'escursione articolare durante la remata. I grafici sottostanti riportano la variabile di riferimento per l'arto non affetto (curva verde) e quello affetto (curva rossa) dei tre bambini con PCI spastica unilaterale mentre le aree grigie evidenziano le fasi del ciclo in cui è presente una differenza significativa tra i due. La banda grigia rappresenta il range di normalità ed è un supporto puramente visivo.

Il grafico (Fig. 3.21) rappresenta l'angolo di flessione-estensione del gomito. Le tre aree grigie testimoniano il limitato range articolare dell'arto affetto: l'arto affetto risulta maggiormente flessa nella prima (1-43%) e nell'ultima fase (79-100%), mentre maggiormente esteso (meno flessa) nella fase centrale (52-69%) della remata; il RoM risulta di circa 65 deg per l'arto affetto e di 85 deg per l'arto non affetto.

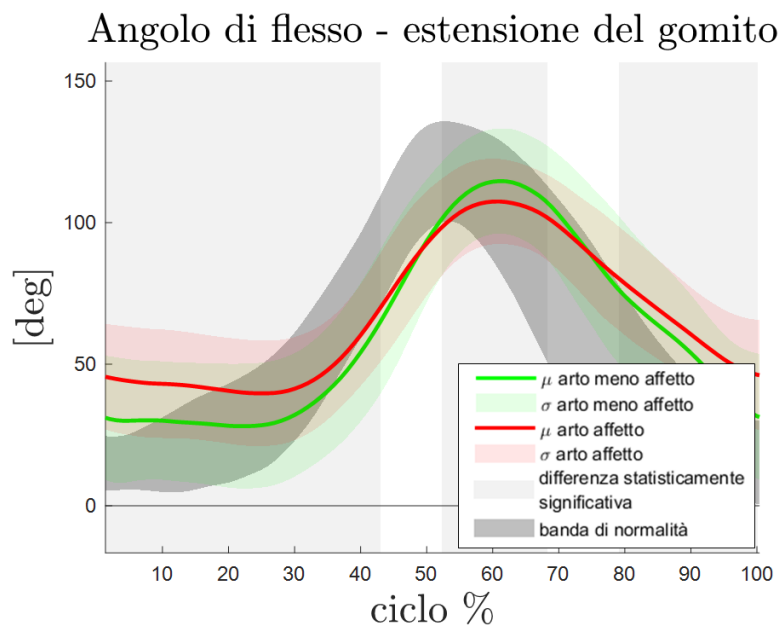


Figura 3.21: Media e deviazione standard con la rispettiva analisi statistica $SPM\{t\}$ dell'angolo di flessione-estensione del gomito di pazienti con PCI spastica unilaterale nella remata: la curva verde rappresenta l'arto non affetto mentre quella rossa l'arto affetto. La banda grigia raffigura il range di normalità.

Si riportano i grafici della variazione muscolare dei muscoli maggiormente coinvolti nella flessione-estensione del gomito. Gli estensori risultano maggiormente allungati all'inizio e alla fine del task: il tricipite (capo lungo Fig. 3.22, mediale Fig. 3.23 e laterale Fig. 3.24) da

1-42% e 80-100%, l'anconeo (Fig. 3.25) da 1-43% e 77-100%. Al contrario, in queste stesse fasi i flessori, soprattutto il brachiale (Fig. 3.28, da 1-42% e 81-100%) e il brachioradiale (Fig. 3.29, da 1-39% e 83-100%), risultano maggiormente accorciati.

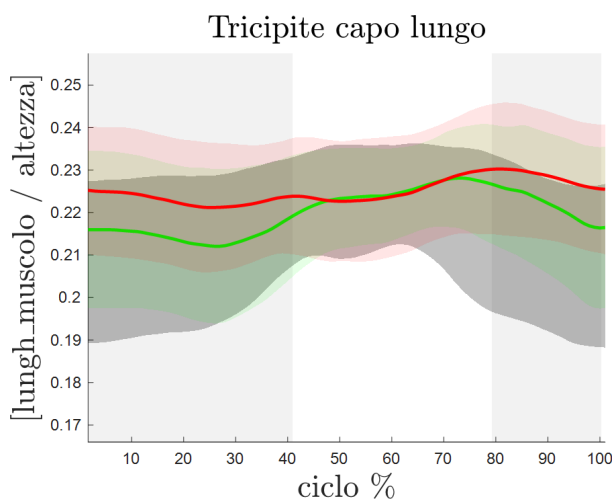


Figura 3.22: Lunghezza muscolare del tricipite capo lungo nella remata.

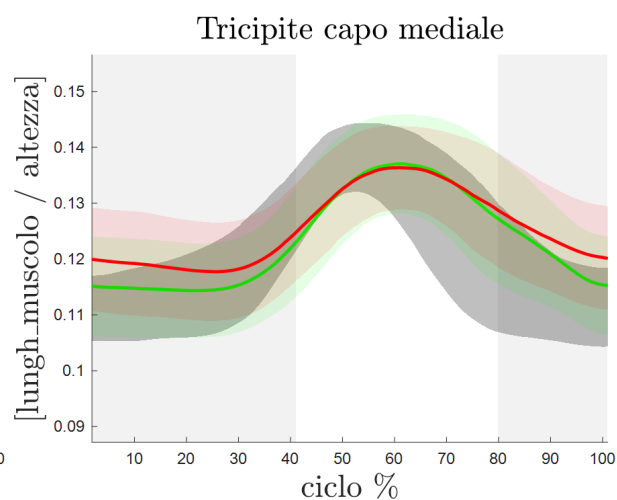


Figura 3.23: Lunghezza muscolare del tricipite capo mediale nella remata.

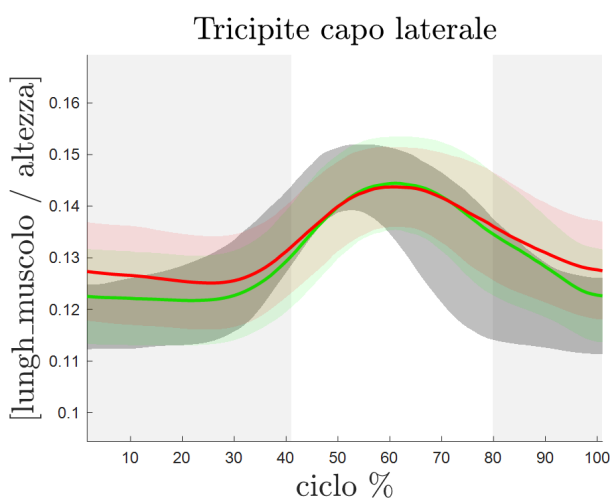


Figura 3.24: Lunghezza muscolare del tricipite capo laterale nella remata.

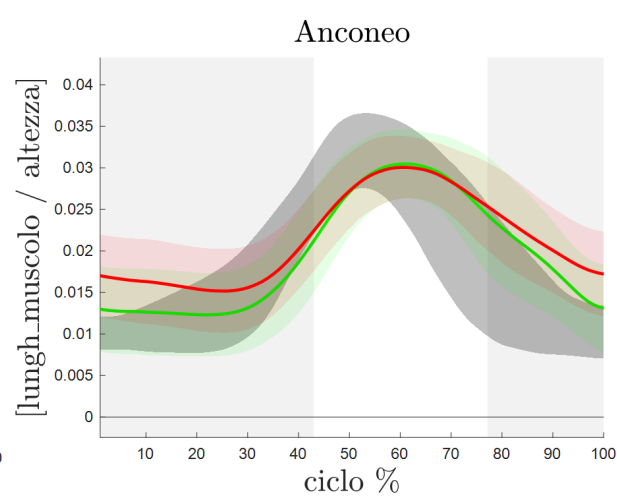


Figura 3.25: Lunghezza muscolare dell'anconeo nella remata.

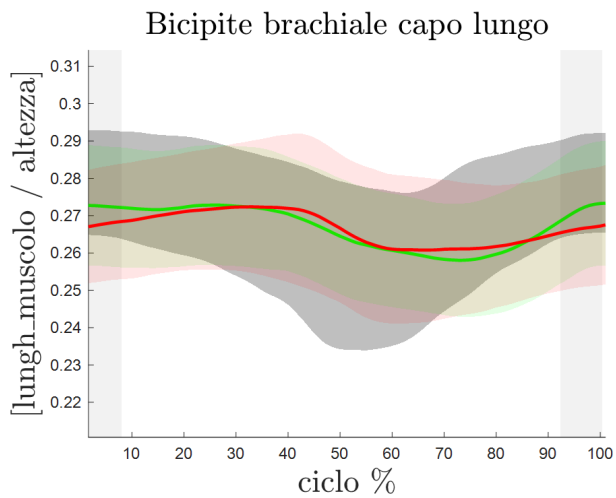


Figura 3.26: Lunghezza muscolare del bicipite brachiale capo lungo nella remata.

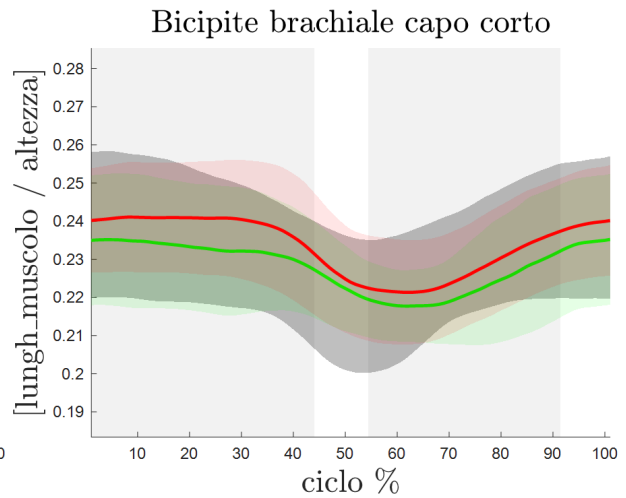


Figura 3.27: Lunghezza muscolare del bicipite brachiale capo corto nella remata.

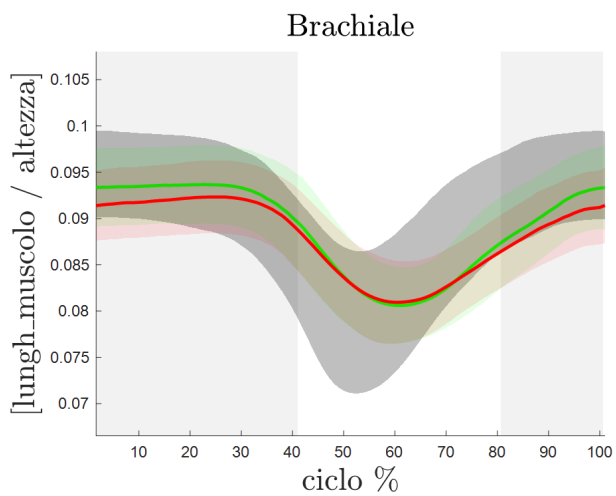


Figura 3.28: Lunghezza muscolare del brachiale nella remata.

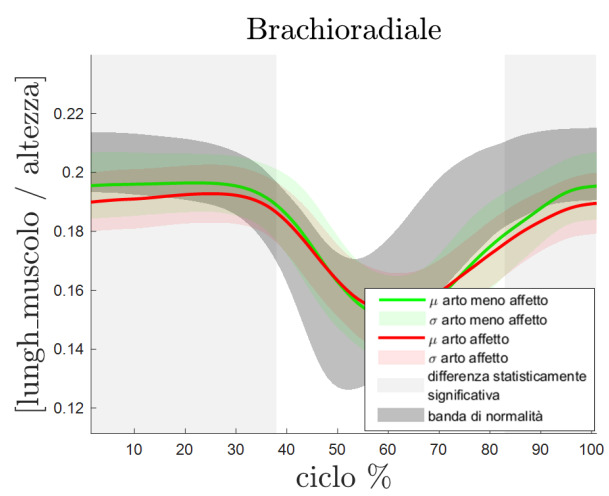


Figura 3.29: Lunghezza muscolare del brachioradiale nella remata.

L'articolazione del ginocchio evidenzia una maggiore estensione dell'arto affetto in tutto il ciclo della remata (Fig. 3.30); soprattutto le fasi iniziali e finali del task sono rilevanti dal punto di vista clinico in quanto indicano l'impossibilità di flettere completamente l'arto affetto.

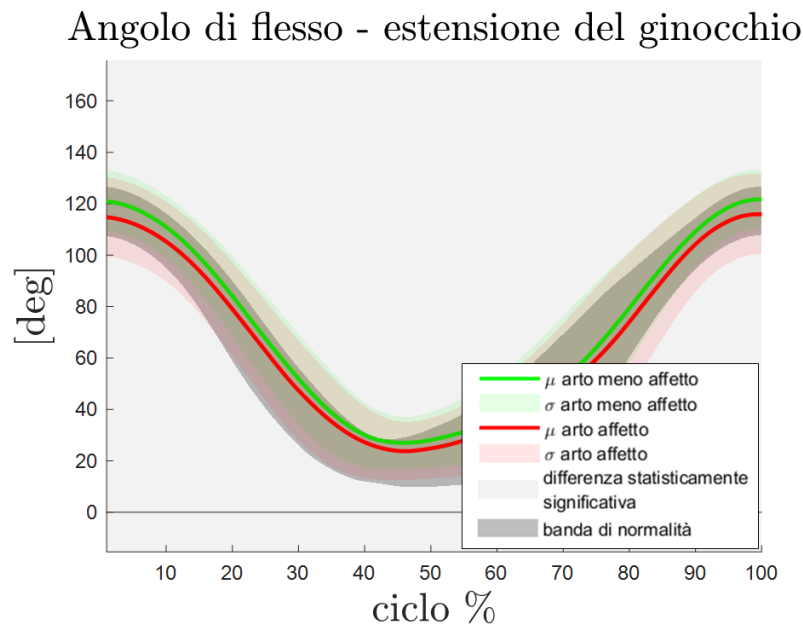


Figura 3.30: Media e deviazione standard con la rispettiva analisi statistica $SPM\{t\}$ dell'angolo di flessione-estensione del ginocchio di pazienti con PCI spastica unilaterale nella remata: la curva verde rappresenta l'arto non affetto mentre quella rossa l'arto affetto. La banda grigia raffigura il range di normalità.

La variazione di lunghezza dei muscoli estensori (vasto intermedio, vasto laterale, vasto mediale, retto femorale) e dei muscoli flessori (semimembranoso, semitendinoso, bicipite femorale, gastrocnemio) è stata analizzata durante l'esecuzione del task motorio. I vasti, intermedio (Fig. 3.31), laterale (Fig. 3.32) e mediale (Fig. 3.33), risultano maggiormente accorciati all'inizio e alla fine dell'esercizio (da 1-14% e 77-100%), in accordo con l'angolo di flessione-estensione del ginocchio; anche l'andamento del capo breve del bicipite femorale (Fig. 3.34) è coerente con l'angolo dell'articolazione in quanto nell'arto affetto risulta più allungato nella fase di massima estensione da 8-89%. Non si riporta il grafico relativo ai muscoli biarticolari in quanto il loro comportamento non è stato pienamente compreso.

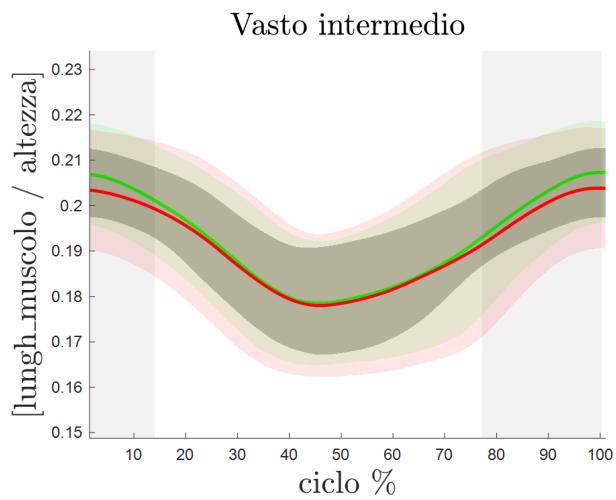


Figura 3.31: Lunghezza muscolare del capo intermedio del vasto nella remata.

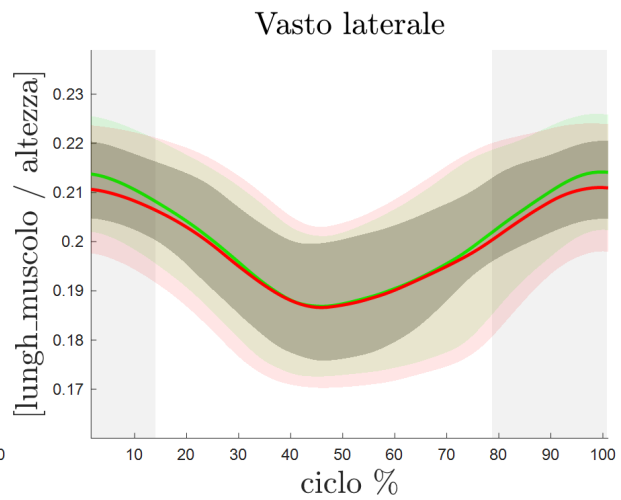


Figura 3.32: Lunghezza muscolare del capo laterale del vasto nella remata.

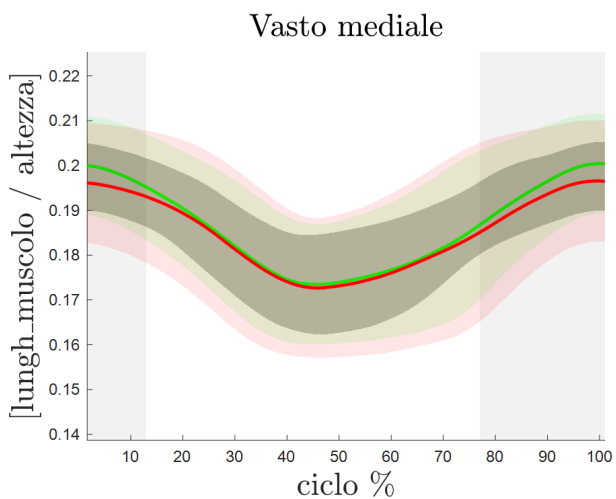


Figura 3.33: Lunghezza muscolare del capo mediale del vasto nella remata.

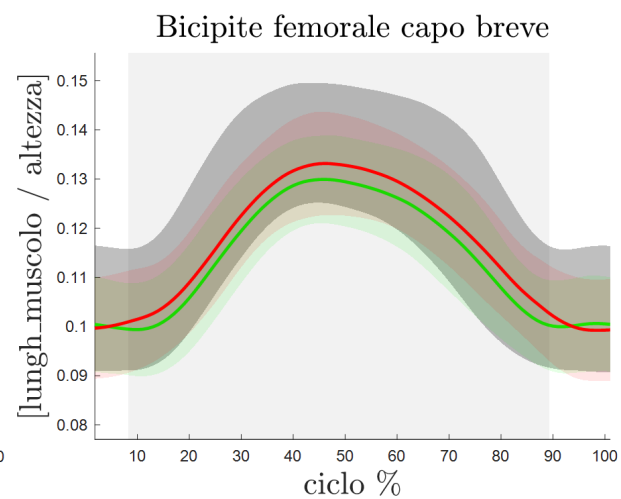


Figura 3.34: Lunghezza muscolare del capo breve del bicipite femorale nella remata.

L'angolo di dorsi-plantarflexione viene riportato nel grafico (Fig. 3.35); vengono evidenziate delle differenze significative durante tutto il gesto della remata: la caviglia affetta sperimenta dei RoM inferiori (35 deg affetto vs 50 deg arto non affetto) e la flessione dorsale risulta minore nella fase iniziale e finale del ciclo.

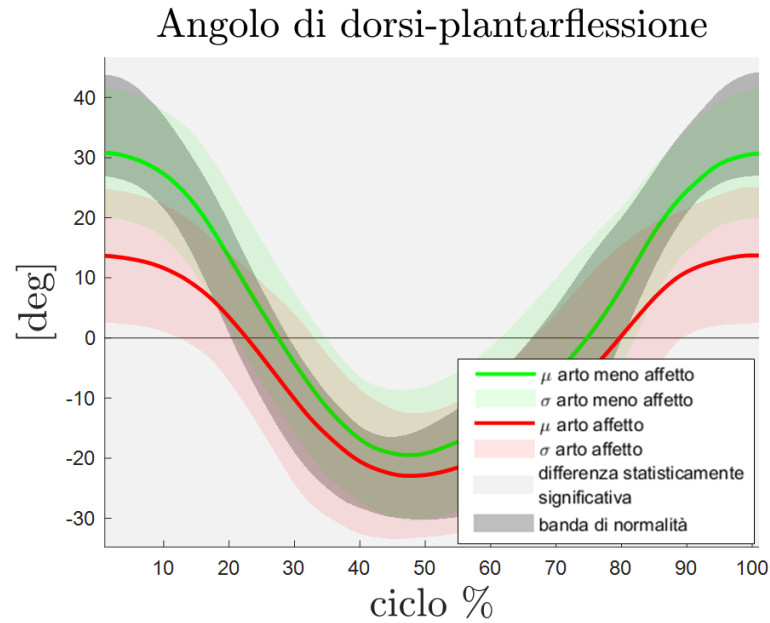


Figura 3.35: Media e deviazione standard con la rispettiva analisi statistica SPM{t} dell'angolo di dorsi-plantarflexione della caviglia di pazienti con PCI spastica unilaterale nella remata: la curva verde rappresenta l'arto non affetto mentre quella rossa l'arto affetto. La banda grigia raffigura il range di normalità.

I muscoli coinvolti nella flessione dorsale e plantare sono rispettivamente il tibiale anteriore, il soleo e il gastrocnemio (mediale e laterale); quest'ultimo, essendo un muscolo biarticolare, non è stato pienamente caratterizzato e il suo grafico non viene riportato. Coerentemente con l'angolo della caviglia, il tibiale anteriore (Fig. 3.36) risulta maggiormente allungato in tutto il ciclo, soprattutto all'inizio e alla fine del task, mentre il soleo (Fig. 3.37), responsabile della flessione plantare, è maggiormente accorciato.

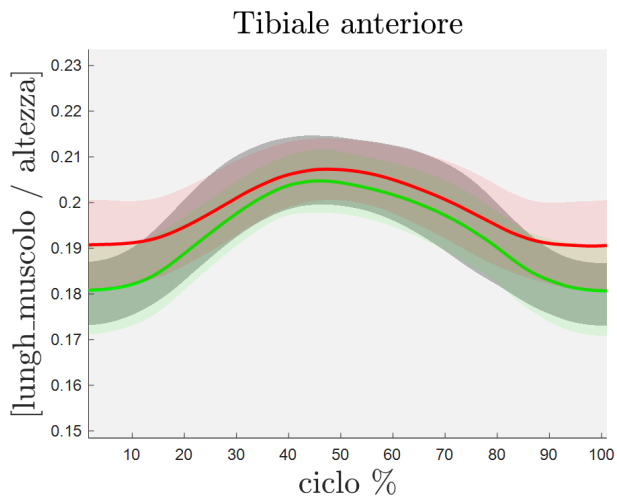


Figura 3.36: Lunghezza muscolare del tibiale anteriore durante la remata.

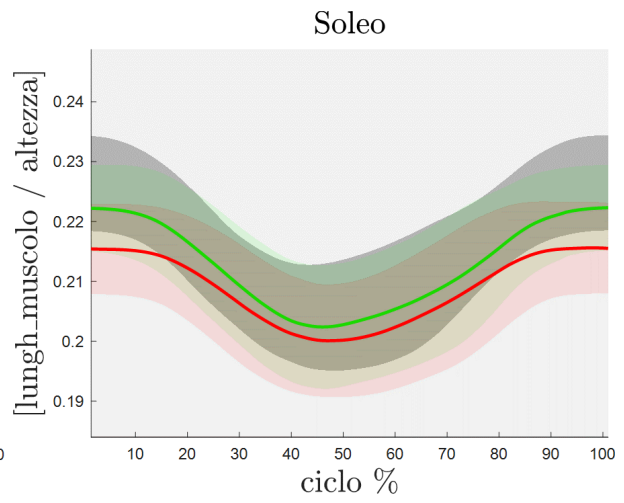


Figura 3.37: Lunghezza muscolare del soleo durante la remata.

4 | Discussione

Lo studio presentato propone un innovativo programma riabilitativo per bambini colpiti da PCI spastica unilaterale. L'allenamento su remoergometro si pone come una valida e coinvolgente attività, da affiancarsi ai classici percorsi terapeutici, per aiutare il bambino nello svolgimento delle attività quotidiane e migliorare la sua funzionalità motoria.

Nella patologia il sistema muscolo-scheletrico è quello maggiormente colpito: le fibre muscolari appaiono più corte e ridotte in diametro, i sarcomeri risultano più allungati, impedendo la formazione di ponti tra l'actina e la miosina [5], la matrice extracellulare viene modificata sia nel contenuto in collagene che nella distribuzione delle fibre [12]. Aumentando la resistenza passiva e diminuendo la capacità di generare la forza, il bambino è molto limitato nelle attività che deve svolgere quotidianamente: l'escursione articolare è ridotta e sopraggiunge la debolezza e la fatica per vincere una forza passiva molto elevata; il consumo energetico richiesto per svolgere attività comuni cresce e lo fa in maniera proporzionale alla disabilità del soggetto [13]. Gestì comuni come afferrare un oggetto e portare la mano alla bocca possono risultare molto difficoltosi. La limitata escursione articolare e il maggior affaticamento nell'esecuzione del task fanno sì che il bambino si affidi sempre di più all'arto non affetto, con gravi conseguenze sui circuiti neurali presenti; la formazione di nuove sinapsi e la crescita di dendriti permettono infatti di acquisire nuove funzionalità motorie con l'arto non paretico, a discapito di quello affetto, la cui motilità risulta sempre più ridotta [23],[24].

Il compito della riabilitazione motoria è quello di ridurre le limitazioni cui il bambino è sottoposto, agendo a livello muscolare e prevenendo il sopraggiungere di eventuali impedimenti secondari [5],[21]. Attualmente diverse terapie chirurgiche, farmacologiche e riabilitative cercano di contrastare il fenomeno di deprivazione sensoriale. La CIMT, ad esempio, costringe il bambino ad utilizzare il solo arto patologico mentre la HABIT coinvolge entrambi gli arti in modo intensivo [19],[31]. L'innovativo trattamento riabilitativo si propone di agire direttamente a livello muscolare per promuovere l'allungamento fisiologico del muscolo e ottenere range articolari maggiori.

Lynn et al. e *Brockett et al.* per primi hanno dimostrato, rispettivamente sui ratti e sull'uomo, come un allenamento di tipo eccentrico possa modificare parametri muscolari

quali la lunghezza delle fibre [27],[28]; successivamente *Blazevich et al.* hanno evidenziato come l'allungamento non sia dovuto al tipo di contrazione, eccentrico o concentrica, ma all'escursione articolare cui il muscolo è sottoposto durante l'allenamento di forza.

"Costringere" il bambino ad utilizzare entrambi gli arti e sottoporlo ad un allenamento di forza in cui il muscolo viene coinvolto nella sua interezza [39] sono i due cardini della terapia proposta, che trovano la loro realizzazione nell'allenamento su remoergometro. Il canottaggio permette infatti di coinvolgere i principali gruppi muscolari, soprattutto quelli maggiormente colpiti dalla patologia quali i flessori degli arti superiori e gli estensori degli arti inferiori; anche i muscoli addominali e dorsali, fondamentali per mantenere la postura e l'equilibrio e, talvolta carenti nei bambini con PCI, vengono attivati per stabilizzare tutto il corpo durante la vogata. L'esecuzione corretta della vogata richiede inoltre un'attenta e fine coordinazione di tutti i segmenti corporei e la capacità di acquisire nuove capacità motorie per l'esecuzione di gesti molto distanti da quelli comuni.

Per valutare l'efficacia dell'innovativo percorso riabilitativo, si è fatto ricorso ai test funzionali per l'arto superiore, il reaching e l'hand to mouth. Queste prove ripropongono dei gesti comuni, richiesti nella vita di tutti i giorni, ma presentano una complessità tale da far emergere le limitazioni del bambino. Nonostante non siano presenti delle metodologie e protocolli specifici standardizzati che restituiscano delle misure oggettive e quantificabili per valutare la funzionalità degli arti superiori, la ricerca bibliografica ha permesso di individuare alcuni parametri e criteri oggettivi sull'effettiva esecuzione del task. Gli studi condotti da *Guzman et al.*, *Menegoni et al.*, *Cimolin et al.*, *Coluccini et al.* e da *Butler et al.* hanno identificato una successione di fasi del gesto, la cui caratterizzazione evidenzia in modo chiaro la disabilità del bambino con PCI. Nella sperimentazione proposta e negli studi sopra citati, il movimento è stato esaminato riproponendo le procedure tipicamente utilizzate per esaminare la funzionalità degli arti inferiori; in particolare in questo progetto sono state utilizzate le IMU di MVN Awind Xsens.

Dal confronto dei parametri temporali e della velocità tra i due arti del bambino con PCI spastica unilaterale, l'esecuzione con l'arto affetto appare più difficoltosa in entrambi i test (Tab. 3.1, Tab. 3.2).

Durante il reaching, risulta evidente come sia alla prima che all'ultima seduta l'arto affetto del paziente si muova più lentamente e i tempi siano notevolmente dilatati, soprattutto nelle fasi aggiustamento e di ritorno ($p_value = 2.6 \cdot 10^{-6}$, $p_value = 1.5 \cdot 10^{-5}$ rispettivamente). Dopo la riabilitazione questa differenza permane nelle fasi di andata e di ritorno, ma non in quella di fase di aggiustamento; l'allenamento ha permesso di ridurre notevolmente il tempo richiesto svolgere questa fase ($p_value = 1.6 \cdot 10^{-3}$ nel confronto pre e post) e l' "effect size", quantificato dal coefficiente di Cohen d, riporta un valore

medio.

Anche nel test di hand to mouth, le tempistiche stimate evidenziano come l'arto affetto si muova molto più lentamente; in particolare la durata totale del task, la fase di aggiustamento e quella di ritorno riportano dei p_value molto piccoli, rispettivamente di $6.2 \cdot 10^{-5}$, $4.1 \cdot 10^{-6}$ e $2.8 \cdot 10^{-4}$. Queste differenze di esecuzione tra i due arti permangono anche dopo l'allenamento; solo la fase di ritorno non evidenzia alcuna differenza nello svolgimento del task con l'arto affetto e quello meno affetto. Questo risultato potrebbe però essere ricondotto ad un'esecuzione più lenta con l'arto meno affetto; la tabella evidenzia infatti una differenza significativa pre e post riabilitazione con l'arto meno affetto con un coefficiente di Cohen grande. Nel confronto pre e post riabilitazione, l'allenamento ha permesso di ridurre la durata totale di esecuzione del task e la fase di ritorno ($p_value = 2.2 \cdot 10^{-2}$, $p_value = 1.4 \cdot 10^{-2}$ rispettivamente); la dimensione dell'effetto (coefficiente di Cohen d) è media per entrambi i parametri.

In conclusione, una esecuzione più lenta dei due test con l'arto affetto viene evidenziata soprattutto nelle fasi di aggiustamento e di ritorno, come evidenziato in letteratura [31],[33]. Gli studi *Menegoni et al.* suggeriscono come la maggiore lentezza nella fase di aggiustamento possa essere ricondotta alla limitata precisione dell'arto affetto [35]. Al contrario, per i controlli non è stata riportata alcuna differenza significativa nelle tempistiche di esecuzione dei task con i due arti, a dimostrazione della loro maggiore simmetria.

A differenza degli studi presenti in letteratura, si è deciso di ricorrere alla tecnica di mappatura statistica parametrica per confrontare la velocità di esecuzione del task [63]. I grafici illustrano il modulo della velocità di esecuzione dei test per l'arto affetto e quello meno affetto (Fig. 3.1, Fig. 3.11). In entrambi i test funzionali le aree grigie evidenziano come l'arto affetto si muova più lentamente, confermando le differenze nei parametri temporali registrati nelle diverse fasi dei test (Tab 3.1, Tab. 3.2). Inoltre la velocità dell'arto affetto ha un andamento meno "smooth" e non registra la stessa crescita lineare dell'arto non affetto; quest'ultima ha un andamento sovrapponibile a quello della banda di normalità.

L'analisi di SPM è stata riproposta per valutare l'andamento dell'angolo di flessione-estensione del gomito nel ciclo ed evidenziare in maniera significativa le differenze nell'esecuzione dei test con l'arto affetto e con quello meno affetto.

Il grafico dell'angolo di flessione-estensione del gomito durante il test di *reaching* (Fig. 3.2) evidenzia la limitazione nell'escursione articolare dell'arto affetto: 90-40 deg arto meno affetto, 90-54 deg arto affetto; questo risultato conferma il limitato RoM riportato da *Cimolin et al.*[31]. Durante la fase di massima estensione per il raggiungimento del target, l'arto affetto risulta più flessibile rispetto a quello sano. Queste differenze sono riconducibili all'ipertono spastico dei muscoli flessori dell'arto affetto [5], come testimoniano i grafici

che ripropongono la variazione della lunghezza muscolare. Alla non completa estensione concorrono i flessori, quali il bicipite brachiale (capo lungo Fig.3.7 e corto Fig.3.8), il brachiale (Fig.3.9) e il brachioradiale (Fig.3.10) che risultano maggiormente accorciati e attivati; gli estensori (tricipite, capo lungo Fig.3.3, mediale Fig.3.5 e laterale Fig.3.5, e anconeo Fig.3.6) in questa fase del ciclo appaiono più allungati e deboli. L'ipertono muscolare dei flessori impedisce infatti agli estensori di lavorare nella condizione di lunghezza ottimale.

La figura (Fig. 3.12) riporta l'angolo di flesso-estensione del gomito durante l'esecuzione del test hand to mouth. Le aree grigie presenti all'inizio e alla fine del gesto evidenziano le differenze nello svolgimento del test con l'arto affetto e quello meno affetto; in particolare l'arto affetto risulta maggiormente flesso all'inizio e alla fine del test. Al contrario, nella fase di aggiustamento l'arto affetto non raggiunge gli stessi angoli in flessione dell'arto meno affetto. L'escursione articolare risulta quindi maggiormente ridotta per l'arto affetto, in accordo con i risultati presenti in letteratura [31]: 90-140° per arto meno affetto, 95-130° per arto affetto. Questi risultati confermano quelli ottenuti da *Cimolin et al.* e, come dimostrato dall'analisi della lunghezza muscolare, sono dovuti all'ipertono dei flessori dell'arto superiore.

I grafici dei muscoli flessori del gomito durante lo svolgimento dell'esercizio (bicipite brachiale capo lungo Fig.3.17 e capo breve Fig.3.18, brachiale Fig.3.19 e brachioradiale Fig.3.20) evidenziano il maggiore accorciamento di questi muscoli nell'arto affetto; al contrario gli estensori del gomito (tricipite brachiale, soprattutto capo mediale Fig.3.14 e capo laterale Fig.3.15, anconeo Fig.3.16) risultano allungati.

Per caratterizzare l'escursione articolare e il comportamento dei muscoli degli arti inferiori e degli arti superiori durante l'esecuzione di un task motorio, sono stati analizzati i dati registrati durante l'allenamento su remoergometro.

Per gli arti superiori è stato considerato l'angolo di flesso-estensione del gomito. Il grafico (Fig. 3.21) illustra la limitata estensione dell'arto affetto sia nella fase iniziale che nella fase finale del ciclo, confermando la sua tendenza a rimanere maggiormente flesso. In corrispondenza di queste fasi, gli estensori (capo mediale Fig.3.23 e laterale Fig.3.24 del tricipite e anconeo Fig.3.25) risultano maggiormente allungati mentre i flessori (capo lungo 3.26 e capo breve Fig.3.27 del bicipite brachiale, brachiale Fig.3.28 e brachioradiale Fig.3.29) accorciati, in accordo con l'angolo registrato. Questo risultato permette quindi di confermare l'accorciamento dei muscoli flessori dell'articolazione del gomito.

Per gli arti inferiori sono stati considerati l'angolo di flesso-estensione del ginocchio e l'angolo di dorsi-plantarflessione della caviglia.

L'angolo di flesso-estensione del ginocchio (Fig. 3.30) evidenzia la maggiore flessione del-

l'arto meno affetto; in accordo con questo risultato, i vasti (intermedio Fig. 3.31, laterale Fig. 3.32 e mediale Fig. 3.33), estensori monoarticolari del ginocchio, risultano maggiormente attivati nell'arto affetto [5] mentre il capo breve del bicipite femorale (Fig. 3.34) appare allungato. Il comportamento dei muscoli biarticolari quali il retto femorale, il bicipite femorale, il semitendinoso, il semimembranoso e il gastrocnemio, non è stato pienamente caratterizzato; pertanto i loro grafici non sono stati riportati.

L'articolazione della caviglia dell'arto affetto (Fig. 3.35) risulta, sia all'inizio che alla fine del ciclo, maggiormente plantarflessa. In queste fasi, il tibiale anteriore (Fig. 3.36), dorsiflessore monoarticolare, e il soleo (Fig. 3.37), plantarflessore monoarticolare, appaiono rispettivamente allungati ed accorciati nell'arto affetto. Anche in questo caso, non è stato possibile comprendere appieno il comportamento del gastrocnemio (muscolo biarticolare).

L'analogia tra l'angolo registrato durante l'esecuzione di task comuni e la variazione di lunghezza muscolare è un fattore di grande innovazione proposto da questa tesi. Verificare come ad un'articolazione maggiormente flessa corrisponda un ipertono muscolare, può essere un grande supporto al clinico nella scelta della tecnica riabilitativa. Nella PCI spastica, la caratteristica principale è l'ipertono di specifici muscoli. L'attivazione dei gruppi muscolari colpiti dalla patologia impedisce all'antagonista, troppo allungato e debole, di lavorare in una condizione ottimale; in questo modo l'articolazione dell'arto affetto sperimenterà un range articolare limitato rispetto a quella dell'arto meno affetto. In tutta la trattazione proposta, è stato possibile identificare il RoM ridotto per l'arto affetto e il relativo accorciamento dei muscoli colpiti dall'ipertono.

La limitazione principale dello studio proposto riguarda il gruppo di controllo scelto per l'analisi. Per valutare il giovamento dato dall'allenamento su remoergometro, la sperimentazione avrebbe dovuto coinvolgere un gruppo di bambini con PCI spastica unilaterale sottoposto ai test funzionali ma non all'allenamento; le difficoltà riscontrate nel reclutamento dei partecipanti e la poca eticità nell'escludere dalla riabilitazione dei bambini che avrebbero potuto trarne giovamento [31] hanno reso impraticabile questa strada. Inoltre, a causa del numero limitato di bambini con PCI spastica partecipanti alla sperimentazione, i risultati ottenuti potrebbero non essere affidabili.

Per quanto riguarda i test funzionali, lo studio non ha preso in considerazione alcuni parametri importanti per caratterizzare l'esecuzione del task con l'arto affetto e non affetto. La precisione del movimento, l'indice della curvatura della velocità o la presenza di tremori sono parametri significativi per quantificare la spasticità del bambino. Inoltre, durante il test di hand to mouth, non sono stati considerati gli eventuali movimenti compensatori della testa e del busto dovuti all'incapacità di eseguire la prono-supinazione. In aggiunta, i gesti proposti sono troppo limitati per comprendere appieno le funzionalità degli arti

superiori; potrebbero essere inclusi dei task di trasporto e di rilascio dei target.

Nell'analisi dei parametri muscolari le limitazioni sono principalmente legate al modello muscolo-scheletrico di Opensim. I vincoli imposti alle articolazioni del modello impediscono la replicazione di escursioni articolari molto ampie; talvolta, infatti, il modello non è in grado di replicare l'angolo imposto dai sensori e i parametri muscolari e gli angoli restituiti dal tool IMU IK si discostano da quelli reali. Inoltre la lunghezza muscolare è fortemente legata alla procedura di scaling del modello; l'inevitabile errore nel posizionamento dei marker del modello e di quelli sperimentali condiziona le stime effettuate.

Un altro fattore da considerare è che il comportamento dei muscoli biarticolari non è stato pienamente compreso; ulteriori analisi sono necessarie per valutare l'effetto del muscolo su ciascuna articolazione.

Infine le lunghezze muscolari non sono state analizzate nel tempo; un confronto pre e post riabilitazione è fondamentale per valutare gli effetti della riabilitazione e stimare l'allungamento muscolare ottenuto.

5 | Conclusioni e sviluppi futuri

Il lavoro di tesi presenta un innovativo programma riabilitativo volto a migliorare le capacità motorie nei bambini affetti da una diagnosi di PCI spastica unilaterale. La riabilitazione proposta si basa sull'utilizzo del remoergometro, lo strumento presente in palestra per simulare il gesto della remata.

L'ipertono muscolare, tratto caratteristico della PCI spastica, è caratterizzato da un'eccessiva tensione o contrattura dei muscoli che può limitare ed ostacolare il movimento; se un muscolo è colpito da un eccessivo aumento del tono o della tensione muscolare, impedisce all'antagonista, più debole ed allungato, di lavorare in condizioni fisiologiche. Nella PCI spastica questo fenomeno si manifesta soprattutto a livello dei flessori degli arti superiori e degli estensori degli arti inferiori. La riabilitazione su remoergometro, attivando i principali gruppi muscolari e richiedendo l'utilizzo simmetrico di entrambi gli arti, si pone come una valida terapia riabilitativa, da affiancarsi ai percorsi terapeutici tradizionali per migliorare la mobilità e la qualità del movimento; in particolare, la possibilità di coinvolgere il muscolo nella sua interezza e di ottenere un lavoro di tipo anaerobico, modificando il carico esterno del manubrio e il tipo di esercizio richiesto, possono portare ad un allungamento fisiologico del muscolo, come dimostrato dagli studi di *Blazevich et al.* [25].

L'allenamento proposto prevede lo svolgimento di diversi cicli di remata sull'attrezzo, coinvolgendo tutti i segmenti corporei; il numero di sedute per ciascun paziente è pari a cinque. L'analisi cinematica 3D, acquisita tramite i sensori IMU di Awinda Xsens, ha permesso di quantificare il suo effetto, valutando l'escursione articolare degli arti superiori durante l'esecuzione di task comuni, i test di *reaching* e di *hand to mouth*; questi esercizi ripropongono dei gesti quotidiani ma sono caratterizzati da una difficoltà tale da far emergere la limitazione del bambino. Il confronto con i principali parametri temporali presenti in letteratura (durata totale di esecuzione del task, fase di andata, di aggiustamento e di ritorno) e l'angolo di flesso-estensione dell'articolazione hanno confermato gli studi di *Menegoni et al.* e di *Cimolin et al.* [31],[35]. L'esecuzione con l'arto affetto è risultata più difficoltosa ed è stata registrata una minore escursione articolare. In futuro, altre variabili importanti per valutare la spasticità potrebbero essere incluse nello studio,

come ad esempio la precisione del movimento, la presenza di eventuali tremori o la velocità di allungamento, essendo la spasticità velocità-dipendente. Approfondimenti futuri potrebbe analizzare i movimenti compensatori di testa e busto, in quanto, soprattutto nel test dell'hand to mouth, il bambino ne faceva uso per l'incapacità di svolgere la pronosupinazione della mano.

Il ricorso al software Opensim ha permesso di valutare la variazione della lunghezza muscolare dei muscoli maggiormente coinvolti nel task motorio, confermando l'accorciamento dei flessori degli arti superiori e, nella remata, degli estensori degli arti inferiori [3], [5]. Uno studio futuro potrebbe approfondire l'analogia angolo - variazione muscolare, affiancandola ai classici parametri utilizzati per caratterizzare l'esecuzione dei test funzionali. Inoltre un confronto pre e post riabilitazione della lunghezza muscolare potrebbe essere riproposto per valutare l'eventuale allungamento delle fibre ottenuto in seguito al protocollo riabilitativo.

In conclusione, nonostante siano emerse delle differenze nell'esecuzione dei test con l'arto affetto e con quello meno affetto anche dopo la riabilitazione, l'allenamento su remoergometro ha permesso di ridurre il tempo richiesto per eseguire le due fasi più critiche dei test funzionali, l'aggiustamento e il ritorno; pertanto, si ritiene che l'allenamento su remoergometro possa essere considerato un efficace strumento per potenziare l'effetto delle classiche terapie utilizzate su bambini con PCI spastica. Inoltre, l'analogia tra angolo registrato e lunghezza muscolare è un fattore di grande innovazione di questa tesi e, soprattutto, un utile supporto al clinico per comprendere il comportamento del muscolo spastico e scegliere la tipologia di riabilitazione più efficace.

Bibliografia

- [1] T. Who, “Mental health: neurological disorders.” <https://www.who.int/news-room/q-a-detail/mental-health-neurological-disorders>, 2016.
- [2] C. Morris, “Definition and classification of cerebral palsy: A historical perspective,” *Dev. Med. Child Neurol.*, vol. 49, no. SUPPL. 2, pp. 3–7, 2007.
- [3] A. M. Persico, *Manuale di neuropsichiatria infantile e dell’adolescenza*. Società Editrice Universo, 2018.
- [4] G. Cioni and V. Belmonti, “Paralisi cerebrale infantile: clinica,” ch. 8, *Sezione II Clinica e Riabilitazione delle patologie neurologiche dell’età evolutiva*, 2013.
- [5] H. K. Graham, P. Rosenbaum, N. Paneth, B. Dan, J. P. Lin, D. L. Damiano, J. G. Becher, D. Gaebler-Spira, A. Colver, D. S. Reddihough, K. E. Crompton, and R. L. Lieber, “Cerebral palsy,” *Nat. Rev. Dis. Prim.*, vol. 2, jan 2022.
- [6] R. Morgera, “Parto pretermine,” Servizi Ambulatoriali e Day Service Ostetrico - Ginecologico, Casa di Cura Ospedale Internazionale, Napoli.
- [7] G. Beaino, B. Khoshnood, M. Kaminski, V. Pierrat, S. É. Marret, J. Matis, B. LedÉ-Sert, G. Thiriez, J. Fresson, J. C. RozÉ, V. Zupan-Simunek, C. Arnaud, A. Burguet, B. Larroque, G. BrÉArt, and P. Y. Ancel, “Predictors of cerebral palsy in very pre-term infants: The EPIPAGE prospective population-based cohort study,” *Dev. Med. Child Neurol.*, vol. 52, jun 2010.
- [8] “Gross Motor Function Measure (GMFM).” <https://canchild.ca/en/resources/44-gross-motor-function-measure-gmfm>.
- [9] A. Eliasson, L. Krumlinde Sundholm, B. Rösblad, E. Beckung, M. Arner, A. Öhrvall, and P. Rosenbaum, “Manual Ability Classification System Sistema di classificazione dell’ abilità manuale per Bambini con Paralisi Cerebrale Infantile,” *Dev. Med. Child Neurol.*, vol. 48, pp. 549–554, 2006.

- [10] S. Deliu and A. Ibrahimaj, “Explorative study to estimate muscle lengths to be used during single joint spasticity assessments,” *Res. Phys. Educ. Sport Heal.*, no. January, 2015.
- [11] I. Vanmechelen, S. Bekteshi, M. Konings, H. Feys, K. Desloovere, J. M. Aerts, and E. Monbaliu, “Psychometric properties of upper limb kinematics during functional tasks in children and adolescents with dyskinetic cerebral palsy,” *PLoS One*, vol. 17, no. 9 September, pp. 1–18, 2022.
- [12] L. R. Smith, K. S. Lee, S. R. Ward, H. G. Chambers, and R. L. Lieber, “Hamstring contractures in children with spastic cerebral palsy result from a stiffer extracellular matrix and increased in vivo sarcomere length,” *J. Physiol.*, vol. 589, pp. 2625–2639, may 2011.
- [13] J. Rose, W. L. Haskell, J. G. Gamble, L. Hamilton, A. Brown, and L. Rinsky, “Muscle Pathology and Clinical Measures of Disability in Children with Cerebral Palsy,” *Journal of Orthopaedic Research*, pp. 758–768, 1994.
- [14] C. A. Frigo, *Bioingegneria del sistema motorio*. Aracne editrice, 2018.
- [15] N. G. Moreau and R. L. Lieber, “Effects of voluntary exercise on muscle structure and function in cerebral palsy,” *Dev. Med. Child Neurol.*, vol. 64, no. 6, pp. 700–708, 2022.
- [16] M. A. Mathewson and R. L. Lieber, “Pathophysiology of Muscle Contractures in Cerebral Palsy,” *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, vol. 26, pp. 57–67, feb 2015.
- [17] M. A. Mathewson, H. G. Chambers, P. J. Girard, M. Tenenhaus, A. K. Schwartz, and R. L. Lieber, “Stiff muscle fibers in calf muscles of patients with cerebral palsy lead to high passive muscle stiffness,” *J. Orthop. Res.*, vol. 32, pp. 1667–1674, dec 2014.
- [18] L. R. Smith, H. G. Chambers, and R. L. Lieber, “Reduced satellite cell population may lead to contractures in children with cerebral palsy,” *Dev. Med. Child Neurol.*, vol. 55, no. 3, pp. 264–270, 2013.
- [19] I. Novak, S. McIntyre, C. Morgan, L. Campbell, L. Dark, N. Morton, E. Stumbles, S. A. Wilson, and S. Goldsmith, “A systematic review of interventions for children with cerebral palsy: State of the evidence,” *Dev. Med. Child Neurol.*, vol. 55, pp. 885–910, oct 2013.
- [20] M. Galli, “Valutazione funzionale, Dispense del corso a.a. 2020-2021,” pp. 1–29, 2018.

- [21] D. L. Damiano, “Activity, activity, activity: Rethinking our physical therapy approach to cerebral palsy,” *Phys. Ther.*, vol. 86, pp. 1534–1540, nov 2006.
- [22] C. A. Frigo, “Dispense del corso di Riabilitazione Motoria. Sviluppo degli assoni miogenesi: la nascita delle fibre muscolari,” pp. 1–12.
- [23] J. A. Kleim and T. A. Jones, “Principles of experience-dependent neural plasticity: Implications for rehabilitation after brain damage,” *J. Speech, Lang. Hear. Res.*, vol. 51, no. 1, pp. 225–239, 2008.
- [24] R. P. Allred and T. A. Jones, “Maladaptive effects of learning with the less-affected forelimb after focal cortical infarcts in rats,” *Exp. Neurol.*, vol. 23, no. 1, pp. 1–7, 2008.
- [25] A. J. Blazevich, D. Cannavan, D. R. Coleman, and S. Horne, “Influence of concentric and eccentric resistance training on architectural adaptation in human quadriceps muscles,” *J. Appl. Physiol.*, vol. 103, no. 5, pp. 1565–1575, 2007.
- [26] S. Reid, P. Hamer, J. Alderson, and D. Lloyd, “Neuromuscular adaptations to eccentric strength training in children and adolescents with cerebral palsy,” *Dev. Med. Child Neurol.*, vol. 52, no. 4, pp. 358–363, 2009.
- [27] C. L. Brockett, D. L. Morgan, and U. Proske, “Human hamstring muscles adapt to eccentric exercise by changing optimum length,” *Med. Sci. Sports Exerc.*, vol. 33, no. 5, pp. 783–790, 2000.
- [28] R. Lynn and D. L. Morgan, “Decline running produces more sarcomeres in rat vastus intermedius muscle fibers than does incline running,” *J. Appl. Physiol.*, vol. 77, no. 3, pp. 1439–1444, 1994.
- [29] S. I. Park, M. S. Kim, and J. D. Choi, “Effects of concentric and eccentric control exercise on gross motor function and balance ability of paretic leg in children with spastic hemiplegia,” *J. Phys. Ther. Sci.*, vol. 28, no. 7, pp. 2128–2131, 2016.
- [30] A. De Los Reyes-Guzmán, I. Dimbwadyo-Terrer, F. Trincado-Alonso, F. Monasterio-Huelin, D. Torricelli, and A. Gil-Agudo, “Quantitative assessment based on kinematic measures of functional impairments during upper extremity movements: A review,” *Clin. Biomech.*, vol. 29, no. 7, pp. 719–727, 2014.
- [31] V. Cimolin, E. Beretta, L. Piccinini, A. C. Turconi, F. Locatelli, M. Galli, and S. Strazzer, “Constraint-induced movement therapy for children with hemiplegia after traumatic brain injury: A quantitative study,” *J. Head Trauma Rehabil.*, vol. 27, no. 3, pp. 177–187, 2012.

- [32] K. Petuskey, A. Bagley, E. Abdala, M. A. James, and G. Rab, “Upper extremity kinematics during functional activities: Three-dimensional studies in a normal pediatric population,” *Gait Posture*, vol. 25, no. 4, pp. 573–579, 2007.
- [33] M. Coluccini, E. S. Maini, C. Martelloni, G. Sgandurra, and G. Cioni, “Kinematic characterization of functional reach to grasp in normal and in motor disabled children,” *Gait Posture*, vol. 25, no. 4, pp. 493–501, 2007.
- [34] R. Krishna, P. N. Pathirana, M. Horne, L. Power, and D. J. Szmulewicz, “Quantitative assessment of cerebellar ataxia, through automated limb functional tests,” *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 27, no. 5, pp. 1081–1091, 2019.
- [35] F. Menegoni, E. Milano, C. Trotti, M. Galli, M. Bigoni, S. Baudo, and A. Mauro, “Quantitative evaluation of functional limitation of upper limb movements in subjects affected by ataxia,” *Eur. J. Neurol.*, vol. 16, no. 2, pp. 232–239, 2009.
- [36] J. Bowen, B. Dobay, M. Reardon, B. Thornton, B. Tiffany, L. Harrison, S. Guceri, and J. Rourke, “Design of Visualization Tool for Biomechanical Rowing Analysis,” Master’s thesis, 2020.
- [37] A. Este, R. Polisciano, M. Galli, and F. Camuncoli, “Kinematic evaluation in para-rowing of cerebral palsy child: a case study,” 2023.
- [38] “Topiom, Indoor rowing techniques for rowing workout beginners.” <https://www.topiom.com/uk/indoor-rowing-techniques-for-rowing-workout-beginners/>.
- [39] M. Retailleau, M. Domalain, M. Ménard, and F. Colloud, “Lower Limb Muscle Lengths in Rowing : a Preliminary Study,” *35th Conf. Int. Soc. Biomech. Sport.*, pp. 276–279, 2016.
- [40] J. Gavalá-González, A. Torres-Pérez, and J. C. Fernández-García, “Impact of rowing training on quality of life and physical activity levels in female breast cancer survivors,” *Int. J. Environ. Res. Public Health*, vol. 18, no. 13, 2021.
- [41] A. Seth, J. L. Hicks, T. K. Uchida, A. Habib, C. L. Dembia, J. J. Dunne, C. F. Ong, M. S. DeMers, A. Rajagopal, M. Millard, S. R. Hamner, E. M. Arnold, J. R. Yong, S. K. Lakshmikanth, M. A. Sherman, J. P. Ku, and S. L. Delp, “OpenSim: Simulating musculoskeletal dynamics and neuromuscular control to study human and animal movement,” *PLoS Comput. Biol.*, vol. 14, no. 7, pp. 1–20, 2018.

- [42] J. L. Hicks, T. K. Uchida, A. Seth, A. Rajagopal, and S. L. Delp, “Is My Model Good Enough? Best Practices for Verification and Validation of Musculoskeletal Models and Simulations of Movement,” *J. Biomech. Eng.*, vol. 137, no. 2, 2015.
- [43] A. Karatsidis, M. Jung, H. M. Schepers, G. Bellusci, M. de Zee, P. H. Veltink, and M. S. Andersen, “Predicting kinetics using musculoskeletal modeling and inertial motion capture,” *Phys. Med.*, 2018.
- [44] “Model D Indoor Rower.” <https://www.concept2.it/Service/Indoor-Rowers/Model-d>.
- [45] “Garmin Fascia cardio HRM-Dual.” <https://www.garmin.com/it-IT/p/649059>.
- [46] “GoPro Hero10.” <https://gopro.com/it/it/shop/cameras/hero10-black/CHDHX-101-master.html>.
- [47] A. Muccioli and D. Dardari, “Tecniche di posizionamento tramite sensori inerziali,” Master’s thesis, 2017.
- [48] C. A. Bailey, T. K. Uchida, J. Nantel, and R. B. Graham, “Validity and sensitivity of an inertial measurement unit-driven biomechanical model of motor variability for gait,” *Sensors*, vol. 21, no. 22, 2021.
- [49] I. Weygers, M. Kok, M. Konings, H. Hallez, H. De Vroey, and K. Claeys, “Inertial sensor-based lower limb joint kinematics: A methodological systematic review,” *Sensors (Switzerland)*, vol. 20, no. 3, pp. 1–23, 2020.
- [50] Xsens Technologies B.V., “MVN User Manual,” *MVN Man.*, no. April, p. 162, 2021.
- [51] “Movella Video Tutorials.” <https://tutorial.movella.com/>.
- [52] OpenSim, “Welcome to OpenSim.” <https://simtk-confluence.stanford.edu:8443/display/OpenSim/Welcome+to+OpenSim>, 2019.
- [53] S. L. Delp, F. C. Anderson, A. S. Arnold, P. Loan, A. Habib, C. T. John, E. Guendelman, and D. G. Thelen, “OpenSim: Open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 54, no. 11, pp. 1940–1950, 2007.
- [54] J. Yong, “OpenSim Webinar: Tips and Tricks for Data Collection, Scaling and Inverse Kinematics in OpenSim.” <https://www.youtube.com/watch?v=ZG7wzvQC6eU>, 2021.
- [55] “IMU Placer @ simtk-confluence.stanford.edu.” <https://simtk-confluence.stanford.edu:8443/display/OpenSim/IMU+Placer>.

- [56] “IMU Inverse Kinematics @ simtk-confluence.stanford.edu.” <https://simtk-confluence.stanford.edu:8443/display/OpenSim/IMU+Inverse+Kinematics>.
- [57] “Analyses @ simtk-confluence.stanford.edu.” <https://simtk-confluence.stanford.edu:8443/display/OpenSim/Analyses>.
- [58] “MATLAB, @ it.mathworks.com.” <https://it.mathworks.com/products/matlab.html>.
- [59] S. Hamner, A. Seth, and S. Delp, “Full Body Running Model - OpenSim Documentation - Global Site.” <https://simtk-confluence.stanford.edu:8443/display/OpenSim/Full+Body+Running+Model>.
- [60] K. Saul, X. Hu, C. Goehler, M. Vidt, M. Daly, A. Velisar, and W. Murray, “Upper Extremity Dynamic Model.” <https://simtk.org/projects/upexdyn>.
- [61] “Scaling @ simtk-confluence.stanford.edu,” <https://simtk-confluence.stanford.edu:8443/display/OpenSim/Scaling>.
<https://simtk-confluence.stanford.edu:8443/display/OpenSim/Scaling>.
- [62] Ipek, “Normality test package, www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/60147-normality-test-package, MATLAB Central File Exchange. Retrieved June 26, 2023.”
- [63] T. C. Pataky, M. A. Robinson, and J. Vanrenterghem, “Vector field statistical analysis of kinematic and force trajectories,” *J. Biomech.*, vol. 46, no. 14, pp. 2394–2401, 2013.

Elenco delle figure

1.1	Cambiamenti strutturali del muscolo in un bambino con PCI rispetto ad un soggetto sano	6
1.2	Curva caratteristica tensione - lunghezza sarcomero	7
1.3	Contenuto di collagene nel muscolo con CP	7
1.4	Immunolabeling su muscolo con PCI	8
1.5	Resistenza passiva delle fibre con PCI	9
1.6	Curva momento-angolo del hamstrings prima e dopo 7 giorni di allenamento eccentrico [27].	13
1.7	Fase di attacco della remata [38].	17
1.8	Fase di passata della remata [38].	17
1.9	Fase finale della remata [38].	18
1.10	Fase di ripresa della remata [38].	18
1.11	Schema di funzionamento del software Opensim [41].	20
2.1	Remoergometro Concept2 RowErg, modello D.	23
2.2	Cardiofrequenzimetro Garmin HRM-Dual.	24
2.3	GoPro Hero 10 Black.	25
2.4	Set-up sperimentale per lo svolgimento dei test funzionali.	26
2.5	Sistema MVN Awinda per motion capture	27
2.6	Posizionamento dei MTw secondo il protocollo fornito da MVN Awinda di Xsens [37],[51].	29
2.7	Grafico della velocità per individuare le fasi	36
2.8	Full Upper and Lower Body Model [59].	37
2.9	Bimanual upper Extremity Dynamic Model [60].	38
2.10	Modello con i muscoli degli arti inferiori di interesse per lo studio	38
2.11	Modello con i muscoli degli arti superiori di interesse per lo studio	39
3.1	Velocità della mano durante reaching	43
3.2	Angolo di flessione-estensione del gomito durante reaching	44

3.3	Lunghezza muscolare del tricipite capo lungo durante l'esecuzione del test di reaching.	45
3.4	Lunghezza muscolare del tricipite capo mediale durante l'esecuzione del test di reaching.	45
3.5	Lunghezza muscolare del tricipite capo laterale durante l'esecuzione del test di reaching.	45
3.6	Lunghezza muscolare dell'anconeo durante l'esecuzione del test di reaching.	45
3.7	Lunghezza muscolare del bicipite brachiale capo lungo durante l'esecuzione del test di reaching.	46
3.8	Lunghezza muscolare del bicipite brachiale capo corto durante l'esecuzione del test di reaching.	46
3.9	Lunghezza muscolare del brachiale durante l'esecuzione del test di reaching.	46
3.10	Lunghezza muscolare del brachioradiale durante l'esecuzione del test di reaching.	46
3.11	Velocità della mano durante hand to mouth	48
3.12	Angolo di flessione-estensione del gomito durante hand to mouth	49
3.13	Lunghezza muscolare del tricipite capo lungo durante l'esecuzione del test di hand to mouth.	50
3.14	Lunghezza muscolare del tricipite capo mediale durante l'esecuzione del test di hand to mouth.	50
3.15	Lunghezza muscolare del tricipite capo laterale durante l'esecuzione del test di hand to mouth.	50
3.16	Lunghezza muscolare dell'anconeo durante l'esecuzione del test di hand to mouth.	50
3.17	Lunghezza muscolare del bicipite brachiale capo lungo durante l'esecuzione del test di hand to mouth.	51
3.18	Lunghezza muscolare del bicipite brachiale capo corto durante l'esecuzione del test di hand to mouth.	51
3.19	Lunghezza muscolare del brachiale durante l'esecuzione del test di hand to mouth.	51
3.20	Lunghezza muscolare del brachioradiale durante l'esecuzione del test di hand to mouth.	51
3.21	Angolo di flessione-estensione del gomito nella remata.	52
3.22	Lunghezza muscolare del tricipite capo lungo nella remata.	53
3.23	Lunghezza muscolare del tricipite capo mediale nella remata.	53
3.24	Lunghezza muscolare del tricipite capo laterale nella remata.	53
3.25	Lunghezza muscolare dell'anconeo nella remata.	53

3.26	Lunghezza muscolare del bicipite brachiale capo lungo nella remata.	54
3.27	Lunghezza muscolare del bicipite brachiale capo corto nella remata.	54
3.28	Lunghezza muscolare del brachiale nella remata.	54
3.29	Lunghezza muscolare del brachioradiale nella remata.	54
3.30	Angolo di flessione-estensione del ginocchio nella remata.	55
3.31	Lunghezza muscolare del capo intermedio del vasto nella remata.	56
3.32	Lunghezza muscolare del capo laterale del vasto nella remata.	56
3.33	Lunghezza muscolare del capo mediale del vasto nella remata.	56
3.34	Lunghezza muscolare del capo breve del bicipite femorale nella remata. . .	56
3.35	Angolo di dorsiflessione-plantar-flessione nella remata.	57
3.36	Lunghezza muscolare del tibiale anteriore durante la remata.	58
3.37	Lunghezza muscolare del soleo durante la remata.	58

Elenco delle tabelle

2.1	Caratteristiche anagrafiche e antropometriche dei partecipanti allo studio .	22
2.2	Specifiche tecniche del remoergometro Concept2 Row Erg [44].	23
2.3	Specifiche tecniche Garmin HRM-Dual [45].	24
2.4	Specifiche tecniche della GoPro Hero 10 [46].	25
2.5	Specifiche tecniche del MTw [50].	27
2.6	Dimensioni delle fascette da applicare sui diversi segmenti corporei [50]. . .	28
2.7	Posizionamento dei MTw rispetto ai segmenti corporei [50], [51]	33
3.1	Risultati test di reaching: parametri temporali dei bambini con PCI spastica unilaterale e dei controlli	42
3.2	Risultati test di hand to mouth: parametri temporali dei bambini con PCI spastica unilaterale e dei controlli	47

Ringraziamenti

Volevo ringraziare sinceramente la professoressa Manuela Galli per l'opportunità di concludere questo lungo percorso approfondendo il mondo della valutazione funzionale, il campo che più mi appassiona.

Volevo inoltre ringraziare Federica Camuncoli per la pazienza, il supporto e per continue correzioni della tesi.

Grazie mille mamma e papà.

Grazie alla mia Macina.

Alle mie nonne, soprattutto a Brunetta che si sarebbe comprata un nuovo vestito per essere qui oggi.

Cin-cin Bla!

