

ALMA MATER STUDIORUM  
UNIVERSITÀ DI BOLOGNA

---

Campus di Cesena  
Scuola di Ingegneria e Architettura  
Corso di Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica

METODOLOGIE DI  
CARATTERIZZAZIONE DELLA  
SMOOTHNESS DI MOVIMENTI  
VOLONTARI DI ARTO SUPERIORE

*TESI IN:* BIOINGEGNERIA DELLA RIABILITAZIONE LM

*Relatore:*  
Prof. Ing. ANGELO CAPPELLO

*Tesi di Laurea di:*  
SERENA GHIDORSI

*Correlatore:*  
Ing. MARCO PIRINI

---

ANNO ACCADEMICO 2012-2013  
SESSIONE III



*A chi ha sempre creduto in me.*



# Introduzione

Ormai da diversi anni vengono utilizzate tecnologie più o meno sofisticate in ambito riabilitativo, grazie alle conoscenze sviluppate nel campo della medicina riabilitativa e in altri ambiti tra i quali le neuroscienze, la neurofisiologia, la biomeccanica e l'imaging. La ricerca tecnologica più avanzata in questo settore coinvolge dispositivi robotici e realtà virtuale con lo scopo di arrivare ad ottenere tecniche sempre migliori. Questo approccio è anche la base di studi del movimento e l'interesse che si ha riguardo al modo in cui avvengono la pianificazione e l'esecuzione dell'atto motorio. Di particolare rilevanza sono i *submovimenti*, ovvero le frammentazioni che compongono un movimento continuo umano, i quali forniscono un'analisi compatta di codifica del moto e si rivelano i principali responsabili della caratteristica di *smoothness* delle traiettorie risultanti. Sotto l'ipotesi che esistano tali unità discrete, la capacità di isolarle e caratterizzarle accuratamente fornisce una descrizione dell'atto motorio, dunque un'analisi che può portare a nuove scoperte negli studi delle performance motorie, della riabilitazione e del sistema di controllo motorio nell'uomo [48].

Il presente elaborato mostra una panoramica all'approccio dello studio del movimento e della sua decomposizione, partendo dal modo in cui viene generato e controllato all'interno del nostro organismo, fino alle tecniche computazionali sfruttate per modellare ciò che avviene nel sistema motorio. Il primo capitolo centra il problema nel suo contesto di utilizzo, ovvero quello della riabilitazione neuromotoria con la quale si cerca di sfruttare le tecniche più innovative per ottenere risultati più efficienti e soddisfacenti e sempre meno soggettivi. Il capitolo successivo fornisce la visione anatomo-fisiologica del problema, infatti si cerca di spiegare il funzionamento generale di produzione dei comandi motori a cui seguono la vera e propria attuazione e l'eventuale correzione; alla base di questo meccanismo sta anche la possibilità di rendere efficaci le suddette tecniche riabilitative. Sono, poi, introdotti i submovimenti e le conclusioni a cui si è arrivati nel corso degli anni grazie a varie ricerche di caratterizzazione della *smoothness* che mettono in relazione tale caratteristica

con i submovimenti stessi. Nella terza parte si ha una visione d'insieme del modo in cui le tecnologie più recenti possono essere applicate nell'ambito di studio della tesi: la realtà virtuale, così come la robotica, giocano un ruolo fondamentale per la misurazione e la rilevazione della cinematica del corpo umano (nel caso specifico, la cinematica dell'arto superiore). Nel quarto capitolo vengono descritti alcuni modelli con cui si cerca di estrarre le proprietà del movimento per poterne comprendere al meglio la natura ed il modo in cui viene generato. Si conclude il lavoro spiegando come l'elaborato possa essere sfruttato quale base per costruire prove sperimentali e di come le tecniche presentate possano essere utilizzate in contesti ancora più innovativi.

# Indice

<b>Introduzione</b>	<b>v</b>
<b>Elenco delle figure</b>	<b>ix</b>
<b>1 Realtà virtuale nella Neuroriabilitazione</b>	<b>1</b>
1.1 Danni neurologici . . . . .	1
1.2 Riabilitazione neurologica . . . . .	2
1.2.1 La strategia riabilitativa . . . . .	3
1.2.2 Plasticità neuronale . . . . .	4
1.3 Biofeedback . . . . .	5
1.3.1 Componenti del sistema . . . . .	6
1.4 Ambienti virtuali per la riabilitazione motoria . . . . .	7
1.4.1 Componenti del sistema VR . . . . .	8
1.5 Tecnologia del tracking magnetico in RV . . . . .	11
1.5.1 Geometria . . . . .	13
1.5.2 Accoppiamento sorgente-sensore . . . . .	15
1.5.3 Applicazioni e problematiche . . . . .	16
<b>2 Il movimento</b>	<b>19</b>
2.1 Il sistema nervoso . . . . .	19
2.1.1 L'encefalo . . . . .	20
2.1.2 Il midollo spinale . . . . .	23
2.1.3 Neuroni e segnale elettrico . . . . .	25
2.2 Recettori sensoriali . . . . .	27
2.3 Muscolo scheletrico . . . . .	29
2.3.1 Struttura muscolare . . . . .	30
2.3.2 Giunzione neuromuscolare . . . . .	31
2.3.3 Contrazione muscolare . . . . .	32
2.4 Meccanismi di controllo del movimento . . . . .	34
2.4.1 Strategie di controllo . . . . .	36
2.4.2 Organizzazione dei sistemi motori . . . . .	37

2.5	Il controllo del movimento volontario . . . . .	39
2.5.1	Approccio anatomo-fisiologico . . . . .	39
2.5.2	Approccio sistemistico . . . . .	41
2.6	I submovimenti . . . . .	42
2.6.1	Modello per la generazione di movimenti che richiedono precisione [44] . . . . .	43
2.6.2	Cambiamenti di smoothness nel movimento durante il recupero post-stroke [43] [47] . . . . .	48
2.6.3	Misure di smoothness . . . . .	53
<b>3</b>	<b>Applicazioni RV in riabilitazione</b>	<b>55</b>
3.1	VR in neuroriabilitazione . . . . .	55
3.2	Riabilitazione da infarto cerebrale . . . . .	57
3.2.1	Stroke . . . . .	57
3.2.2	VR nella riabilitazione da stroke per arto superiore . . .	58
<b>4</b>	<b>Tecniche di analisi e decomposizione di tracciati in submovi- menti</b>	<b>65</b>
4.1	Modelli e rappresentazione dei submovimenti . . . . .	65
4.1.1	Modello computazionale per la formazione di traiettorie [45] . . . . .	67
4.1.2	Quantizzazione ed apprendimento di movimenti accurati [46] . . . . .	71
4.2	Tecnica di decomposizione per evitare risultati spuri . . . . .	74
4.2.1	Algoritmo di ottimizzazione globale [48] . . . . .	75
4.2.2	Algoritmo scattershot [49] . . . . .	80
<b>5</b>	<b>Conclusioni e sviluppi futuri</b>	<b>83</b>
	<b>Bibliografia</b>	<b>85</b>

# Elenco delle figure

1.1	Rehab-CYCLE [10] . . . . .	3
1.2	Nel sistema nervoso periferico, la rigenerazione di un assone che è stato lesa può determinare la ricostituzione dei contatti con le giunzioni neuromuscolari originarie. . . . .	5
1.3	Biofeedback . . . . .	6
1.4	Schema ambiente virtuale [7] . . . . .	8
1.5	Sistema VR immersivo [15] . . . . .	9
1.6	Sistema VR non immersivo di Paediatric Interactive Therapy System (PITS) [14] . . . . .	10
1.7	Sistema di realtà virtuale con schermo (a sinistra) e workstation (a destra) [14]. . . . .	11
1.8	Diagramma a blocchi del sistema [2] . . . . .	12
1.9	Rappresentazione schematica di un semplice circuito [16] . . . . .	13
1.10	Linee del flusso magnetico [16] . . . . .	13
1.11	Posizione ed orientazione delle coordinate [2] . . . . .	14
1.12	Campo di dipolo magnetico [2] . . . . .	15
1.13	Relazione tra la sorgente allineata ed il sensore [2] . . . . .	16
2.1	Sistema nervoso centrale e periferico [22] . . . . .	20
2.2	Encefalo [23] . . . . .	21
2.3	Lobi cerebrali [19] . . . . .	22
2.4	Aree corticali motorie e relative aree di Brodmann [30] . . . . .	23
2.5	Gangli della base [31] . . . . .	24
2.6	Sezione trasversale del midollo spinale [30] . . . . .	25
2.7	Cellula nervosa [14] . . . . .	26
2.8	Sinapsi chimica [20] . . . . .	27
2.9	Potenziale d'azione [21] . . . . .	28
2.10	Homunculus corticale di Penfield [25] . . . . .	28
2.11	Studio dei muscoli del braccio destro di Leonardo Da Vinci [27] . . . . .	29
2.12	Esempi di disposizione di fasci muscolari [26] . . . . .	30
2.13	Struttura di un muscolo scheletrico [24] . . . . .	31

2.14	Via efferente di un motoneurone [24] . . . . .	32
2.15	Giunzione neuromuscolare [28] . . . . .	33
2.16	Relazione durata-intensità dello stimolo per produrre contrazione muscolare [24] . . . . .	34
2.17	Relazione Forza-Lunghezza muscolare [24] . . . . .	35
2.18	Meccanismi feedback e feedforward integrati [30] . . . . .	37
2.19	Organizzazione del sistema motorio [30] . . . . .	38
2.20	Percorso del processamento di uno stimolo esterno [30] . . . . .	40
2.21	Profili di velocità tangenziale del polso. Il profilo prototipo costruito è rappresentato dalla linea puntata. [45] . . . . .	45
2.22	Profili di velocità tangenziale e submovimenti sottostanti ottenuti per decomposizione. A destra è mostrato il percorso della mano sul piano $yz$ (parallelo all'obiettivo) [45] . . . . .	46
2.23	Reaching task: vista dall'alto [43] . . . . .	49
2.24	Profili di velocità simulati (a sinistra) e reali (a destra). $a, b, e, f$ sono relativi a un paziente acuto, mentre $c, d, g, h$ sono relativi a un paziente cronico [43]. . . . .	51
2.25	Confronto tra gli indici di smoothing durante la simulazione di fusione di due curve a jerk minimo [43] . . . . .	52
2.26	Movimenti con relativi submovimenti estratti, dal primo e dall'ultimo giorno di terapia. [47] . . . . .	53
3.1	Vascolarizzazione dell'encefalo [33] . . . . .	58
3.2	Applicazione di VR in riabilitazione dell'arto superiore tramite il sistema MIT Manus [41] . . . . .	60
3.3	Sistema Rutgers University [41] . . . . .	60
3.4	Riabilitazione assistita con VRRS [37] . . . . .	61
3.5	Visualizzazione di task motorio [35] . . . . .	62
4.1	Profili di velocità di movimenti misurati tramite cui i soggetti devono posizionare un gancio in quattro fori di diametri differenti, su un target piano verticale. I profili di velocità totali sono stati misurati ed i submovimenti, indicati con la linea puntata, sono stati ottenuti tramite simulazione al calcolatore. [46] . . . . .	66
4.2	Pattern di sovrapposizione di funzioni generatrici di tratti a forma di gradino: le funzioni sono sfasate in modo che due di esse risultino attive allo stesso tempo, ad eccezione della prima e dell'ultima metà. [45] . . . . .	69
4.3	Traiettorie generate dal modello di composizione dei tratti. S è la sequenza delle funzioni generatrici di tratti; V è il profilo di velocità; C è il profilo di curvatura. [45] . . . . .	69

---

4.4	Diagramma a blocchi del modello di composizione di tratti per la formazione della traiettoria. [45] . . . . .	70
4.5	Schema di controllo del movimento di reaching composto. [46] .	72
4.6	Schema di controllo del movimento di reaching composto. [46] .	73
4.7	Evoluzione dell'incertezza della posizione finale del submovimento corrente (linea continua). [46] . . . . .	74
4.8	Tentativi di scomposizione di profili di velocità che sottolineano la criticità di alcuni metodi spuri. A destra è mostrata la costruzione delle curve; a sinistra, vengono mostrate scomposizioni fuorvianti. [48] . . . . .	76
4.9	Esempio monodimensionale di applicazione dell'algoritmo. [48] .	78
4.10	Metodo per minimizzare il numero di submovimenti. [48] . . . .	80



# Capitolo 1

## Realtà virtuale nella Neuroriabilitazione

Oggi giorno, le lesioni cerebrali incidono in modo sempre più significativo sulla popolazione; per questo la neuroriabilitazione si sta sviluppando maggiormente, nonostante la relativa arretratezza del settore di studio. In particolare, la *realtà virtuale* (RV o VR, *virtual reality*) trova spazio nella riabilitazione di disabilità, invalidità ed handicap dovuti a lesioni cerebrali [1].

Questo capitolo ha lo scopo di presentare il concetto di riabilitazione motoria, in termini generali, passando, poi, alle più recenti tecniche riabilitative, focalizzando l'attenzione sulla RV. Successivamente viene descritta una tecnica di tracking magnetico, particolarmente sfruttato nell'ambito della realtà virtuale.

### 1.1 Danni neurologici

Dallo studio Global Burden of Disease del 2002 condotto dall'Organizzazione Mondiale della Sanità (OMS o WHO, ovvero World Health Organisation), si è visto che i disordini neurologici costituiscono circa l' 11% del carico totale delle patologie all'interno della zona Europea. Per quanto riguarda la situazione mondiale, la percentuale scende al 6.3% e subirà un incremento fino al 6.8% entro l'anno 2030 [3].

Il danno, la degenerazione o la morte neuronale portano alle cosiddette lesioni cerebrali, ovvero alla presenza di un danno localizzato a livello del sistema nervoso centrale. Le cause possono essere molteplici, con conseguenze fisiche e mentali, andando ad incidere sul linguaggio o sulla vista, sulle capacità motorie o muscolari, sulla memoria o sulle capacità di apprendimento di un

soggetto. Questo tipo di menomazione può presentarsi per diversi motivi tra i quali patologie o malformazioni congenite, malattie degenerative, infezioni, fattori esterni e altro. È di particolare rilievo il cosiddetto *trauma cranico* o TBI (*traumatic brain injury*), inteso come danneggiamento al cervello a seguito di un'azione improvvisa dovuta ad agenti esterni all'organismo.

La spiegazione di una così larga diffusione del fenomeno citato è sicuramente dovuta a più aspetti. Innanzitutto, i danni neurologici di questo tipo derivano da differenti condizioni mediche e dalla loro combinazione; in aggiunta, non si può parlare di una singola causa e di una serie di sintomi ben definiti, infatti, i fenomeni scatenanti sono più di uno e la diagnosi risulta spesso complicata. La situazione è aggravata dal fatto che la conoscenza e la consapevolezza delle persone rispetto alle lesioni cerebrali è piuttosto scarsa, così come lo stato di sviluppo delle neuroscienze non è avanzato nel modo in cui ci si aspetterebbe in confronto ad un così ampio bisogno.

## 1.2 Riabilitazione neurologica

Al contrario della neurologia, ovvero la branca della medicina che studia le patologie del sistema nervoso, il ramo multidisciplinare delle neuroscienze è relativamente recente. A dimostrazione di questo, fino al 1960 i danni cerebrali erano considerati incurabili e solo vent'anni più tardi fu introdotto il concetto di *neuroplasticità*, il quale contribuì allo sviluppo di trattamenti attivi e strategie di riabilitazione a seguito di lesioni cerebrali, dunque la *riabilitazione neurologica*, emerse come area specialistica delle neuroscienze [1].

La riabilitazione è un processo attivo che mira a far recuperare al paziente, la totalità o almeno parte delle funzioni perse a seguito del danno subito. Nel caso di disturbi al sistema nervoso, questo percorso deve iniziare il prima possibile dopo la diagnosi e risulta fondamentale cercare di adottare un approccio diverso da quello puramente medico, quando si procede alla riabilitazione, come stabilito dalla ICF (International Classification of Functioning, Disability and Health).

Nel 1980, l'OMS definisce le norme per la classificazione delle disabilità con la ICIDH (International Classification of Impairments Disabilities and Handicaps), la quale distingueva tre concetti base: *menomazione*, *disabilità* e *handicap*. La classificazione ICF più recente (2001), invece, mira a ridefinire tali nozioni. Essa si basa sulla valutazione dell'interazione dinamica tra lo stato di salute del soggetto e i fattori ambientali e personali che lo caratterizzano. Secondo questa filosofia, il concetto di disabilità è associato a quello di funzione e il concetto di menomazione a quello di funzione e di struttura corporea.

Così il processo riabilitativo pone al centro le funzionalità residue del paziente, cercando di sfruttarle al meglio e di rendere possibile la sua partecipazione alle attività della vita quotidiana.

In questo contesto, obiettivo della riabilitazione è di contenere le conseguenze di un danno, riducendo il livello di limitazione delle attività e/o di restrizione alla partecipazione, e di assicurare al disabile le migliori condizioni di vita, pertanto, la concezione di disabilità è sostituita con quella di *funzione* e la concezione di handicap con quella di *partecipazione* [6].

### 1.2.1 La strategia riabilitativa

Una riabilitazione efficace prevede un approccio basato su un'analisi multidisciplinare, su programmi realistici e goal-oriented (con movimenti orientati all'obiettivo) e sulla valutazione dell'impatto sulle capacità del paziente. Tutto ciò viene svolto tramite l'uso di misure cliniche e scientifiche appropriate che tengono conto delle aspettative del paziente stesso e della sua famiglia [9].

Il ciclo di riabilitazione (il cosiddetto Rehab-CYCLE mostrato in Fig. 1.1) definito dalla WHO è iterativo ed è costituito da quattro fasi:

- *analisi* (assessment) del problema del paziente e delle conseguenti esigenze;
- *assegnazione* (assignment) di un programma d'intervento specifico;
- *intervento* (intervention) pianificato ed implementato;
- *valutazione* (evaluation) dell'intervento effettuato.

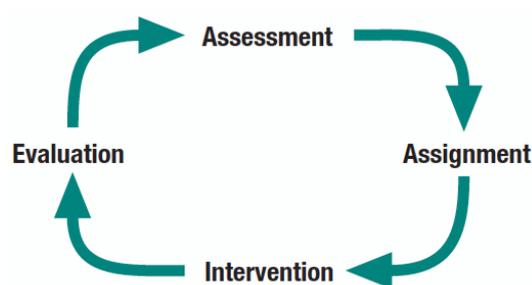


Figura 1.1: Rehab-CYCLE [10]

I soggetti neurologici possono presentare una grande vastità di complessità tra cui limitazioni fisiche funzionali, difficoltà cognitive e di comunicazione,

problemi comportamentali e psicosociali, inoltre certe tipologie di danno possono arrivare a compromettere le funzioni vitali quotidiane. Conseguentemente, i programmi d'intervento devono essere sviluppati in modo mirato a seconda delle condizioni dei soggetti [11].

### 1.2.2 Plasticità neuronale

L'adattabilità è una delle caratteristiche del nostro organismo (e di quello di altre specie) grazie alla quale è permessa l'evoluzione. Potersi adeguare a cambiamenti fisiologici, ambientali e dati dall'esperienza, è la chiave del nostro sviluppo. Tutto ciò è possibile grazie alla capacità delle sinapsi del sistema nervoso di modificarsi sfruttando al meglio lo spazio e l'informazione a disposizione. I circuiti nervosi, infatti, cambiano sia struttura che funzione a seguito degli stimoli ricevuti: queste modifiche avvengono maggiormente durante i primi anni di vita, ma anche con l'avanzare dell'età il sistema rimane intrinsecamente dinamico per rispondere ad eventuali esigenze motorie, sensoriali, cognitive o affettive e, in particolare, a seguito di lesioni nel sistema nervoso centrale (SNC).

La plasticità neurale avviene in tre diversi modi: aggiungendo o rimuovendo connessioni sinaptiche, variando i pesi relativi di quelle già esistenti o aggiungendo nuovi neuroni nelle reti neurali (ciò è possibile solo in alcune aree del SNC). Il principio che rende possibile queste modifiche sta alla base del *connessionismo neurale* secondo il quale le sinapsi vengono rinforzate (o, al contrario, indebolite) in base all'utilizzo che ne viene fatto. Questo significa che si possono ottenere risultati di diverso tipo [12]:

- espansione della mappa funzionale (in seguito a lesione, una regione funzionale che si trova vicino a un'area danneggiata estende la sua sfera funzionale/neuronale nella corteccia adiacente). Anche l'apprendimento può indurre un ampliamento dell'estensione funzionale di una regione funzionale nelle aree corticali adiacenti;
- adattamento delle regioni omologhe (in seguito a lesione, regioni funzionalmente omologhe dell'emisfero controlaterale possono vicariare le funzioni lese);
- riorganizzazione cross-modale (in seguito a deprivazione sensoriale, le aree sensoriali primarie e secondarie, deputate allo stimolo percettivo di tale senso, si riorganizzano per rispondere ad altre modalità sensoriali).

Ai fini riabilitativi, questi processi diventano molto utili ed interessanti, in effetti i fenomeni plastici all'interno del SNC costituiscono il presupposto fondamentale per la formulazione di qualsiasi intervento riabilitativo: essi rappresentano la necessaria premessa teorica, biologicamente fondata, per potere ipotizzare interventi finalizzati a contenere o a superare gli esiti di patologie, anche gravi, come l'ictus, o le lesioni del midollo spinale [14].

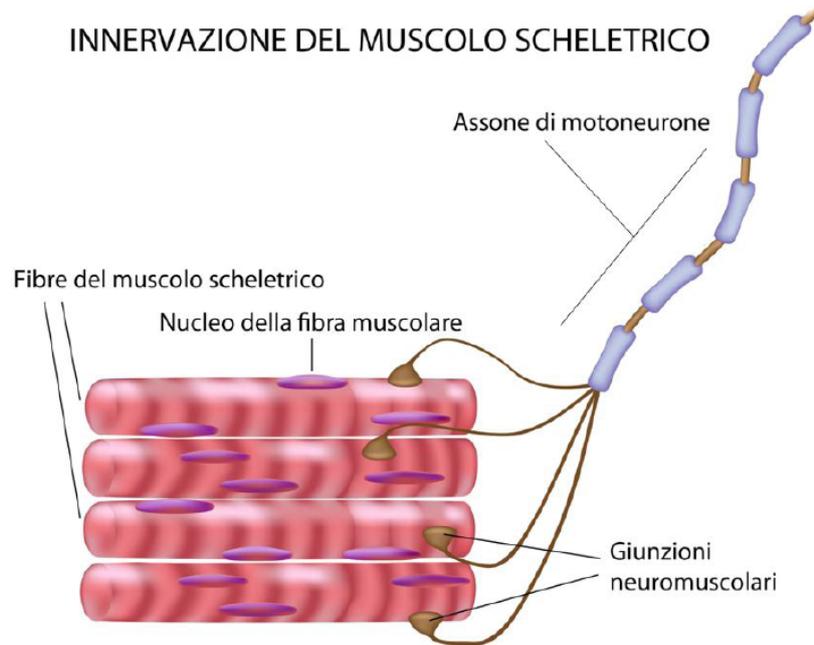


Figura 1.2: Nel sistema nervoso periferico, la rigenerazione di un assone che è stato leso può determinare la ricostituzione dei contatti con le giunzioni neuromuscolari originarie.

### 1.3 Biofeedback

Le tecniche di *feedback biologico* (*biofeedback* o BF) si sono sviluppate principalmente tra il 1960 e il 1970 fino a raggiungere una metodologia di tendenza con lo scopo di trattare certe condizioni mediche e migliorare le performance dell'uomo. Questa evoluzione è stata guidata per anni dalla ricerca scientifica dimostrando che corpo e mente sono connessi e che una persona può prendere coscienza di questa potenzialità per cambiare la propria attività fisica ed ottimizzare salute e funzioni corporee.

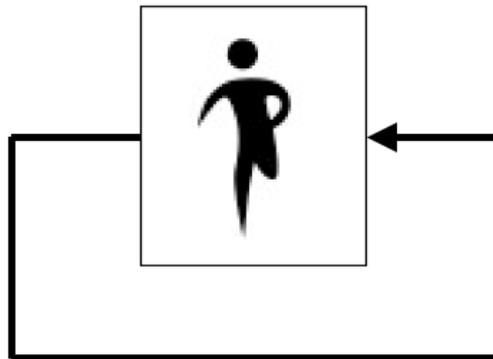


Figura 1.3: Biofeedback

Visto il crescente interesse riguardo questa disciplina, nel 2008 le organizzazioni leader nel settore di studio hanno concordato la definizione di biofeedback:

“è il processo che permette a un individuo di imparare come cambiare l'attività fisiologica con lo scopo di migliorare la salute e le performance. Misure strumentali utilizzate sono l'attività cerebrale, la funzione cardiaca, il respiro, l'attività muscolare e la temperatura cutanea. La strumentazione restituisce (feedback) rapidamente ed accuratamente l'informazione all'utente. La presentazione di detta informazione - spesso collegata con cambiamenti del pensiero, delle emozioni e del comportamento - supporta i cambiamenti fisiologici desiderati. A volte, questi cambiamenti possono durare anche a seguito dell'utilizzo della strumentazione.” [5]

Questa tecnica può essere vista come una sorta di “allenamento” avanzato per chi già ha prestazioni molto buone (come gli sportivi), in alternativa può avere uno scopo di mantenimento o ripristino delle capacità di soggetti che presentano limitazioni funzionali.

### 1.3.1 Componenti del sistema

Il principio di funzionamento di sistemi BF è, almeno inizialmente, basato sul concetto di retroazione (feedback): la variabile su cui si desidera intervenire viene misurata e restituita in tempo reale al sistema, in una forma che ne agevoli il controllo.

L'architettura di questi dispositivi è costituita da tre componenti essenziali:

- sensore (input device): le grandezze biologiche che sono comunemente impiegate come ingressi sono l'attività muscolare (EMG), la temperatura

cutanea, la frequenza cardiaca, la pressione sanguigna, la conducibilità cutanea, l'attività cerebrale (EEG). La scelta della periferica di ingresso viene fatta di conseguenza e può prevedere l'uso elettrodi per segnali biologici, termistori, foto-pletismografi, accelerometri,...;

- unità di elaborazione: calcolatore idoneo all'elaborazione real-time dei dati;
- unità di restituzione (output device): la soluzione più semplice, e per questo la più utilizzata, è quella di consentire al soggetto di visualizzare la sua "prestazione", ad esempio sul monitor del computer (che avrà agito anche da unità di elaborazione). Altre possibilità prevedono una restituzione acustica, tattile, elettro-stimolata, ecc... [8]

## 1.4 Ambienti virtuali per la riabilitazione motoria

Fin dagli anni '70 sono state messe a punto applicazioni di realtà virtuale per diversi ambiti applicativi (addestramento in aviazione, impieghi militari, addestramento industriale per utilizzo di macchinari, addestramento chirurgico). Uno dei campi di sviluppo più recenti è quello della riabilitazione clinica, per la quale sono stati messi a punto sistemi finalizzati all'operatività in diversi contesti riabilitativi, che risultano già utilizzati su pazienti.

Un ambiente virtuale è una simulazione del mondo reale (generata tramite un software) percepita dall'utente tramite un'interfaccia uomo-macchina. È disponibile una grande varietà di dispositivi hardware e software per la generazione di VR, a più livelli di complessità. Mentre nel mondo reale le informazioni riguardanti l'ambiente circostante sono ottenute direttamente dal nostro sistema somatosensoriale, in VR si sfruttano gli stessi sensi per avere informazioni sull'ambiente virtuale attraverso l'interfaccia uomo-macchina. Quest'ultima può fornire informazioni specifiche per uno o più sensi. Gli input dell'ambiente virtuale possono anche essere combinati con quelli dell'ambiente circostante e usati per generare un insieme di input ibridi per il SNC. [7]

Una variante di VR è la cosiddetta *realtà aumentata*, costituita da un ambiente caratterizzato dalla contemporanea presenza di elementi virtuali e reali. Si ottiene, pertanto, una visione formata dalla combinazione di due tipi di informazioni. Ne deriva che il principale problema è dato dalla fase di registrazione, intesa come il costante allineamento tra i due "mondi".

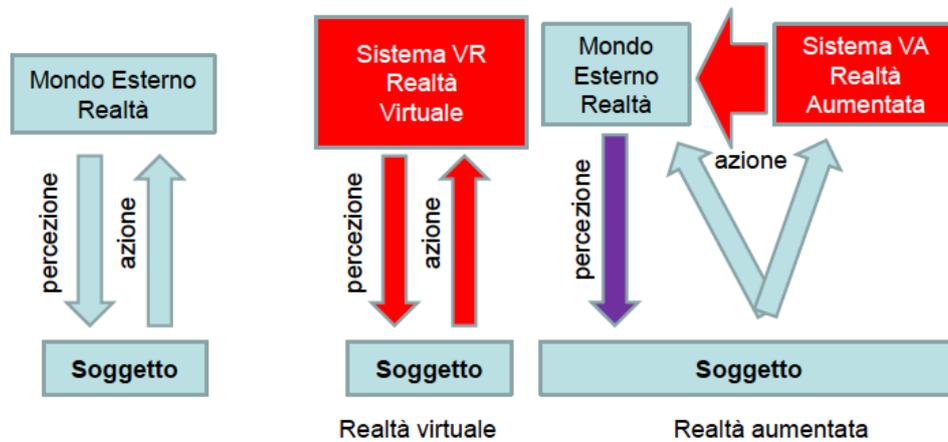


Figura 1.4: Schema ambiente virtuale [7]

### 1.4.1 Componenti del sistema VR

Alla base della possibilità di utilizzo di un sistema VR c'è la necessità di avere a disposizione un calcolatore con capacità grafiche sufficienti per l'elaborazione e la rappresentazione dell'ambiente 3D in *tempo reale*. Real-time non è sinonimo di "veloce", infatti è importante tenere conto della predicibilità del sistema, la quale dipende dalle caratteristiche fisiche del calcolatore, dal linguaggio di programmazione utilizzato e dall'efficienza dell'algoritmo di elaborazione. Dunque, i componenti principali delle applicazioni di realtà virtuale sono:

- l'ambiente di programmazione,
- i dispositivi di visualizzazione dell'ambiente per l'utente,
- l'hardware per il monitoraggio del movimento,
- i dispositivi di restituzione per il ritorno aptico dell'interazione con l'ambiente.

#### Ambiente di programmazione e visualizzazione

I software che si occupano di VR sono costituiti da veri e propri pacchetti dedicati, detti motori fisici, che consentono la simulazione del movimento degli oggetti che fanno parte della scena (lo spazio) di realtà virtuale. In generale, gli ambienti di sviluppo di questo tipo di sistemi si basano su una programmazione orientata agli oggetti.

Nello specifico, l'ambiente di programmazione deve occuparsi di alcuni aspetti fondamentali. Innanzitutto, dev'essere definita la rappresentazione 3D dello spazio in cui avviene l'interazione tra gli oggetti ed il paziente (riprodotto graficamente tramite un *avatar*, cioè il suo alter ego virtuale). In secondo luogo, devono essere definite le caratteristiche fisiche degli oggetti come la forma, il colore, la massa, ecc... È necessario, poi, stabilire le regole fisiche che gli oggetti e l'avatar del soggetto devono seguire (un esempio è la legge gravitazionale).

Una caratteristica dell'ambiente di programmazione e visualizzazione è la sua immersività, ovvero la possibilità di rendere l'ambiente virtuale realmente tridimensionale. Nel caso in cui il soggetto sperimenti questa sensazione, si parla di "presenza" (Fig. 1.5), altrimenti, all'individuo sembra di osservare l'ambiente attraverso una finestra (Fig. 1.6). Quest'ultimo caso è preferibile in certe situazioni, poiché l'eccessiva immersività può causare la cosiddetta *motion-sickness*, ovvero un insieme di sintomi che includono nausea, vomito, mal di testa, sonnolenza, perdita di equilibrio, perdita della coordinazione occhio-mano. Ovviamente tali sintomi sono indesiderati, soprattutto in soggetti con una limitazione funzionale a carico del SNC. La maggior parte degli studi sulla *cyber-sickness* sono effettuati su soggetti normali, ma è ragionevole aspettarsi che si presenti in modo analogo in soggetti patologici [7].



Figura 1.5: Sistema VR immersivo [15]

I possibili dispositivi di visualizzazione, dunque, cambiano a seconda dell'effetto che si vuole ottenere. Dispositivi poco costosi, e che non implicano *cyber-sickness*, sono i monitor: questi permettono al paziente e all'operatore di vedere la stessa scena e sono più semplici da utilizzare. Al contrario, per avere più immersività si possono utilizzare dispositivi come [17]:



Figura 1.6: Sistema VR non immersivo di Paediatric Interactive Therapy System (PITS) [14]

- i visori, ovvero occhiali o casco in cui gli schermi vicini agli occhi annullano il mondo reale dalla visuale dell'utente. Il visore può anche contenere dei sistemi per la rilevazione dei movimenti, in modo che, girando la testa da un lato, ad esempio, si ottenga la stessa azione anche nell'ambiente virtuale;
- gli auricolari, che trasferiscono i suoni all'utente;
- wired gloves (guanti), i quali rimpiazzano mouse, tastiera, joystick, trackball e gli altri sistemi manuali di input. Possono essere utilizzati per i movimenti, per impartire comandi, per digitare su tastiere virtuali o altro;
- cybertuta, una tuta che avvolge il corpo, in grado di simulare il tatto flettendo su se stessa, grazie al tessuto elastico, oppure può realizzare una scansione tridimensionale del corpo dell'utente e trasferirla nell'ambiente virtuale.

### Feedback

I dispositivi per la restituzione al paziente cambiano a seconda del tipo di stimolo che si vuole fornire. Oltre alla semplice interfaccia visiva, si possono prevedere feedback tattili, pressori o di forza tramite, ad esempio, wired gloves o bracci robotizzati.

### Dispositivi di tracking

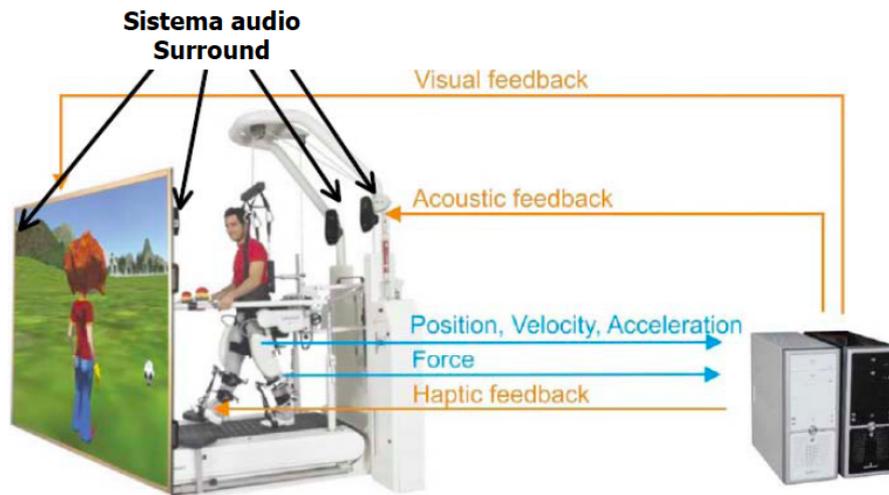


Figura 1.7: Sistema di realtà virtuale con schermo (a sinistra) e workstation (a destra) [14].

Nei sistemi VR è importante tenere conto degli spostamenti degli oggetti reali (ad esempio, i segmenti corporei, nel contesto di studio) in relazione all'ambiente virtuale. Si parla, quindi, di *tracking*, intesa come capacità di tenere traccia della locazione spaziale dell'utente per permettere la sua interazione con l'ambiente virtuale. Un altro scopo è quello di aggiornare costantemente i valori di posizione e degli angoli dei giunti del corpo per animare l'avatar. I tracker sono composti da sensori e da unità di elaborazione (per processare i dati provenienti dai sensori) e devono rispondere a determinati requisiti tra cui precisione, robustezza, leggerezza e scarsità d'ingombro.

Esistono diversi tipi di dispositivi di localizzazione che si differenziano per le tecnologie utilizzate: dispositivi ottici, magnetici, resistivi, inerziali.

## 1.5 Tecnologia del tracking magnetico in RV

Il nostro interesse si concentra sui tracker magnetici.

L'uso di campi magnetici quasi-statici applicati a basse frequenze è sfruttato in numerose applicazioni per misurare la posizione e l'orientazione di sensori relativi alle sorgenti di studio. Tra le tecniche sviluppate, quella considerata [2] sfrutta un sistema a tre assi basato sulla generazione e il sensing di campi quasi-statici generati da dipoli magnetici.

La trattazione porta ad ottenere quantità linearmente proporzionali a piccoli cambiamenti nella posizione e nell'orientazione di sorgente e sensore dell'eccitazione, a seguito di rotazioni lineari applicate ai vettori di interesse. Detti

cambiamenti sono separati utilizzando combinazioni lineari dei vettori d'uscita relativi al sensore, trasformati secondo il sistema di coordinate desiderato ed utilizzato per aggiornare le misure precedenti.

Il sistema in esame (Fig. 1.8) è costituito da una sorgente dipolo magnetico e da un sensore magnetico, entrambi triassiali. Esso opera in modo sincrono, sotto il controllo di un calcolatore elettronico.

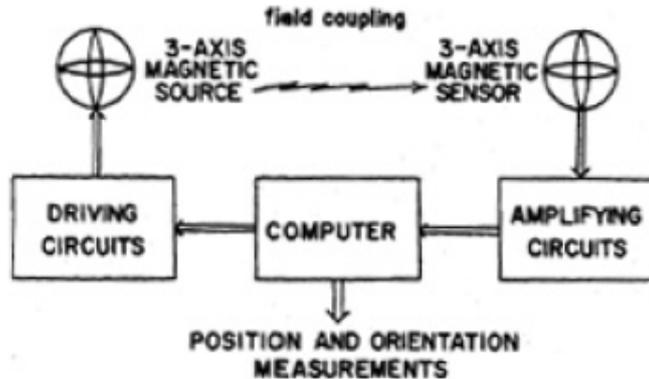


Figura 1.8: Diagramma a blocchi del sistema [2]

Gli assi dell'emettitore sono eccitati contemporaneamente con segnali della stessa frequenza e in fase per ottenere un dipolo equivalente a singolo asse, orientato arbitrariamente. Il pattern d'eccitazione è costituito da tre stati d'eccitazione sequenziali, ognuno dei quali produce un vettore linearmente indipendente dagli altri due. In uscita si hanno, dunque, tre vettori (6 gradi di libertà), i quali sono sufficienti per ricavare la posizione e l'orientamento del sensore rispetto alla sorgente. In altre parole, ciò è possibile studiando la variazione della corrente indotta sui tre coils di sensing.

### Induzione elettromagnetica

Si parla di *accoppiamento magnetico* quando il fenomeno dell'induzione magnetica si manifesta tra due circuiti: le variazioni di corrente  $i_1$  che scorre in un circuito generano una tensione, detta appunto indotta, su un secondo circuito, accoppiato magneticamente al primo. Gli effetti che si notano sono relativi al flusso del campo magnetico  $\phi_2$  (generato dalla corrente) del secondo circuito, infatti esso risulta proporzionale al campo magnetico prodotto, dipendente a sua volta dall'intensità della corrente. Pertanto è possibile scrivere:

$$\phi_2 = M_{12}i_1 \quad (1.1)$$

dove il coefficiente di proporzionalità è chiamato *mutua induttanza* e rappresenta proprio l'accoppiamento magnetico tra i due circuiti considerati.

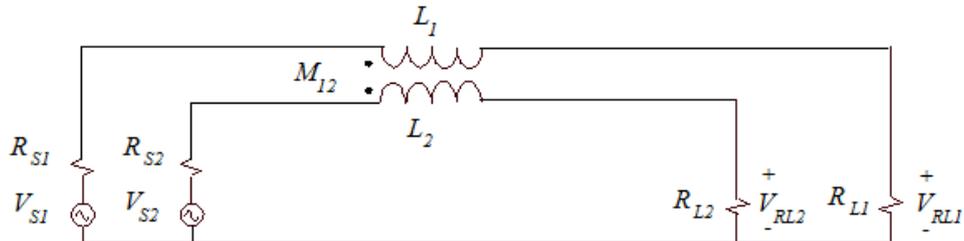


Figura 1.9: Rappresentazione schematica di un semplice circuito [16]

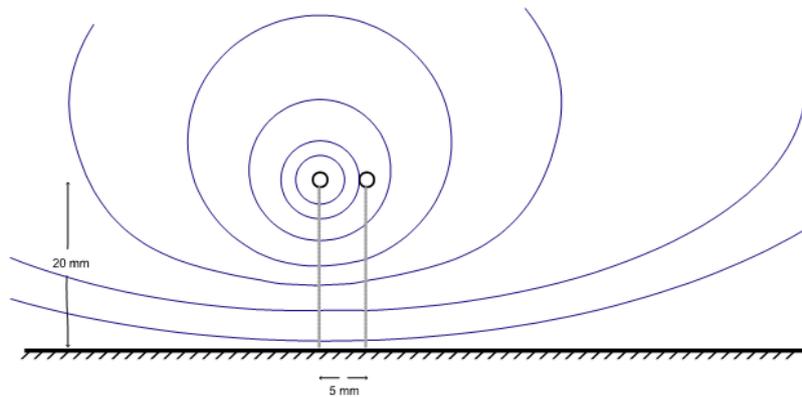


Figura 1.10: Linee del flusso magnetico [16]

### 1.5.1 Geometria

Il primo passo per la realizzazione di un algoritmo di ricerca del caso in esame (che valuti posizione ed orientazione di emettitore e rilevatore) è la definizione di un insieme di coordinate e una formulazione matriciale (o vettoriale) che metta in relazione l'uscita del sensore con l'eccitazione iniziale. In Fig. 1.11 sono riportate le relazioni geometriche dei due sistemi oggetto di studio.

Gli assi  $X_1 - Y_1 - Z_1$  definiscono il *set di coordinate della sorgente*, che può essere modificato rispetto a qualsiasi sistema di riferimento. La posizione del sensore, rispetto alle coordinate della sorgente, può essere determinata in coordinate rettangolari  $(x_1, y_1, z_1)$  o sferiche  $(\alpha_1, \beta_1, \rho)$ . L'orientamento del rilevatore, invece, è dato da una sequenza di rotazioni attorno ai tre assi. Nelle applicazioni, si considerano le sorgenti e i sensori puntiformi, in quanto

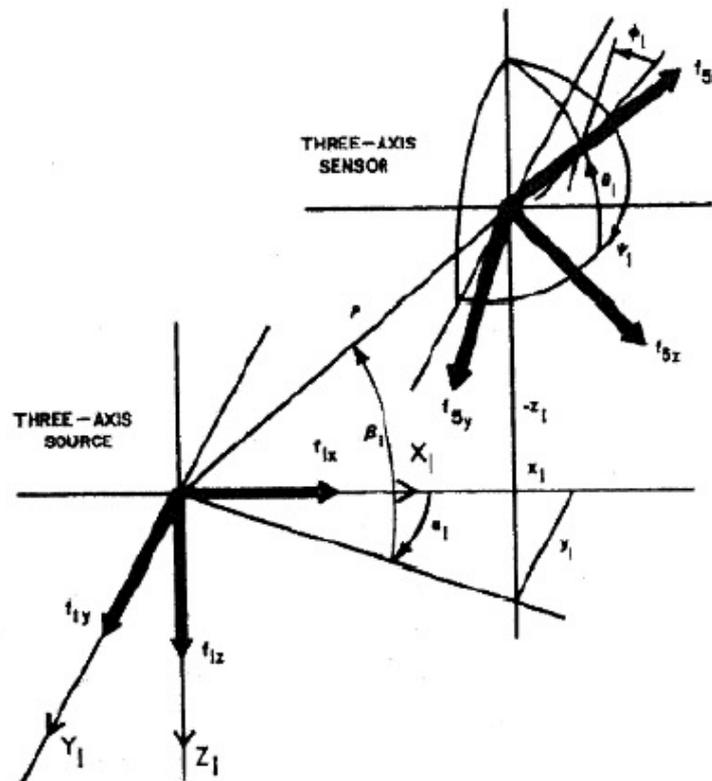


Figura 1.11: Posizione ed orientazione delle coordinate [2]

i diametri degli anelli sono molto più piccoli relativamente alle distanze che li separano. La lunghezza d'onda del segnale d'eccitazione è tale che  $\rho \ll \lambda/(2\pi)$ , perciò risultano significative solo le componenti di campo vicino o quasi-statico.

Supponiamo, ora, che la spira di Fig. 1.12 sia eccitata con una corrente  $i(t) = I \cos(\omega t)$ , allora il campo magnetico, prodotto a una distanza  $\rho$  e con un angolo d'inclinazione  $\zeta$  rispetto all'asse dell'anello, è completamente definito dalle componenti radiale

$$H_\rho = \frac{M}{2\pi\rho^3} \cos(\zeta) \quad (1.2)$$

e tangenziale

$$H_t = \frac{M}{4\pi\rho^3} \sin(\zeta) \quad (1.3)$$

dove  $M = NIA$  è detto *momento magnetico* della spira,  $A$  rappresenta la sua area ed  $N$  il numero di giri. La variazione temporale di  $\exp(j\omega t)$  è

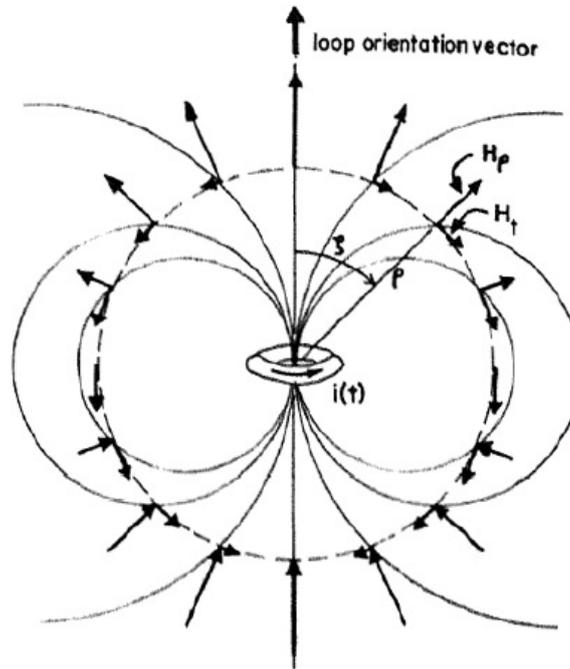


Figura 1.12: Campo di dipolo magnetico [2]

implicita, mentre lo sfasamento  $\exp(j\rho/\lambda)$  è trascurabile. Questa caratterizzazione è valida per una qualsiasi spira fintanto che la distanza è più grande di quattro volte rispetto al raggio dell'anello. Si noti che le ampiezze dei campi non presentano dipendenza dalla frequenza.

### 1.5.2 Accoppiamento sorgente-sensore

Sia  $f_1 = [f_{1x}, f_{1y}, f_{1z}]^T$  il vettore d'eccitazione iniziale, allora  $f_{1x}$ ,  $f_{1y}$  e  $f_{1z}$  sono le intensità delle correnti d'eccitazione degli anelli dell'asse  $X_1$ ,  $Y_1$  e  $Z_1$ , rispettivamente. Allo stesso modo, l'output del sensore triassiale è rappresentato dal vettore  $f_3 = [f_{3x}, f_{3y}, f_{3z}]^T$ .

In Fig. 1.13, è mostrato l'accoppiamento tra il rilevatore e la sorgente allineata  $f_2$ . Si nota che ogni asse di quest'ultima è collegata solamente con l'asse corrispondente della sorgente. Dunque, è possibile descrivere tale accoppiamento nella forma

$$f_3 = (C/\rho^3)Sf_2 \quad (1.4)$$

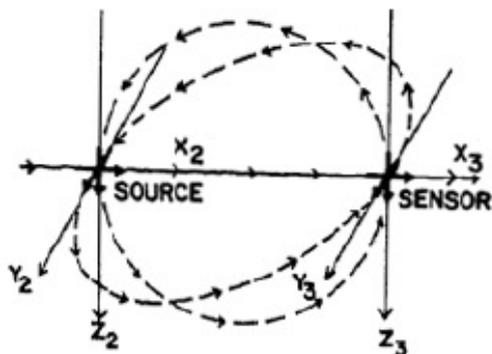


Figura 1.13: Relazione tra la sorgente allineata ed il sensore [2]

dove

$$S = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & -1/2 & 0 \\ 0 & 0 & -1/2 \end{bmatrix}$$

$C = NAG/(2\pi)$ , nel quale  $G$  rappresenta il guadagno del sensore e  $NA/(2\pi)$  è un fattore comune alle tre spire (poichè si sono assunti uguali i valori di  $A$  e di  $N$ ). Il fattore  $-1/2$  indica lo scostamento di ampiezza tra gli accoppiamenti prodotti dalle componenti tangenziali ( $Y_2 - Y_3$  e  $Z_2 - Z_3$ ) del campo e quello prodotto dalla componente radiale ( $X_2 - X_3$ ).

### Determinazione della posizione e dell'orientazione

L'accoppiamento dell'emettitore e del sensore viene ricavato inserendo delle matrici di rotazione nella (1.4). In questo modo si ottengono equazioni non lineari che possono essere linearizzate se si considerano piccoli cambiamenti di posizione ed orientamento del sensore. Ciò si può realizzare utilizzando i valori di posizione ed orientamento precedentemente stimati.

Questo procedimento di approssimazione introduce errori nel calcolo, perciò dev'essere prevista un'operazione di "error detection" per minimizzarne gli effetti. Gli scostamenti così calcolati vengono poi utilizzati per aggiornare le misure precedenti.

### 1.5.3 Applicazioni e problematiche

I sistemi di tracking magnetici sono stati utilizzati in applicazioni HMS (helmet-mounted sight) per misurare l'orientamento del caschetto e, di conseguenza, la linea visiva dell'indossatore. Un'applicazione di questo tipo può,

per esempio, fare in modo che l'immagine visualizzata da un pilota (la cui linea visiva viene indirizzata su un certo target) venga trasmessa su un sistema di tracking elettronico. In casi del genere, il sensore triassiale è montato sul casco e la sorgente triassiale sopra e dietro la posizione nominale della testa, su una struttura non metallica (ad esempio, il tetto dell'aeroplano in situazioni di volo).

Uno dei principali problemi a cui vanno incontro questi sistemi è la distorsione della misura provocata da eventuali masse metalliche poste nelle vicinanze. Di solito un dispositivo magnetico viene utilizzato in ambienti in cui è difficilmente evitabile la presenza di strutture metalliche, le quali possono introdurre errori di misura perchè vanno ad alterare la forma del campo magnetico di studio. È possibile intervenire su tale criticità, se si ha a che fare con elementi ferromagnetici fissi, che producono una distorsione costante.



# Capitolo 2

## Il movimento

Il controllo motorio è attuato da tre principali protagonisti: il sistema sensoriale, il sistema nervoso centrale ed i muscoli. Questi sistemi collaborano e si scambiano continuamente informazioni per migliorare gli schemi interni di movimento. Ciò determina ridondanza del controllo, efficace in caso di deficit di una delle suddette strutture.

L'elaborato si focalizza sulla decomposizione del movimento in blocchi elementari, la cui unione ne determina la fluidità. Intorno ai cosiddetti *submovimenti* si concentra un interesse importante che conduce anche allo studio di determinate procedure di controllo e coordinamento, al fine di comprendere meglio alcuni stati patologici.

Il presente capitolo sviluppa una panoramica sui sistemi anatomici coinvolti nell'esecuzione motoria e spiega come questa venga attuata organizzandoli in modo complesso ma preciso. A seguito dell'introduzione anatomo-fisiologica, necessaria per comprendere il fenomeno, si cerca di portare l'attenzione sull'oggetto primario della tesi, ovvero la problematica e la necessità d'identificazione della *smoothness* motoria.

### 2.1 Il sistema nervoso

Il sistema nervoso è il centro di controllo e di comando dell'intero organismo perchè, coordinando tutti gli altri sistemi, mantiene l'omeostasi permettendo la vita [18]. Esso si suddivide in due sottosistemi, quello *centrale* (SNC) e quello *periferico* (SNP). Quest'ultimo è costituito dai nervi motori e sensitivi che si diramano nell'organismo. Il SNC, invece, si distingue in midollo spinale ed encefalo.

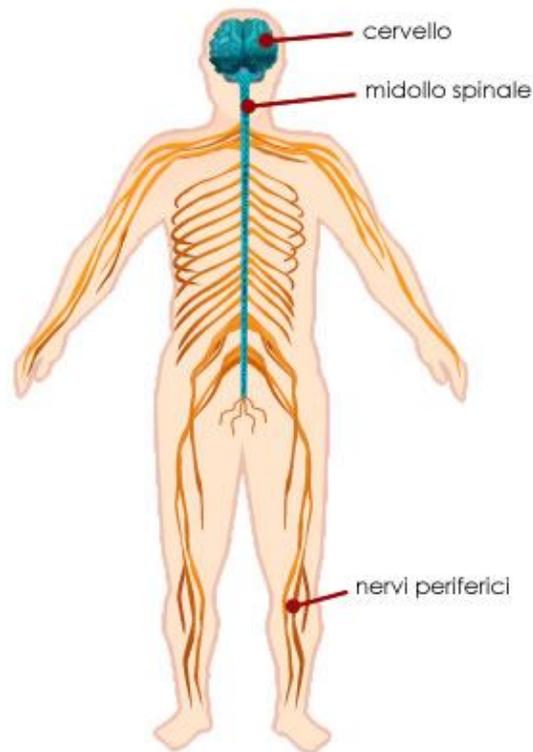


Figura 2.1: Sistema nervoso centrale e periferico [22]

### 2.1.1 L'encefalo

L'encefalo è composto da diverse parti (Fig. 2.2):

- il **tronco encefalico**: ne fa parte il bulbo, che controlla funzioni anatomiche vitali (come la frequenza cardiaca, il respiro o la digestione), il ponte, che fa da tramite per le informazioni motorie del cervelletto tra i due emisferi cerebrali, e il mesencefalo, ovvero l'area in cui avvengono le integrazioni delle diverse informazioni sensoriali;
- il **cervelletto**: esso è il coordinatore del sistema muscolare volontario, insieme al tronco encefalico e al midollo spinale, con particolare attenzione all'aggiornamento e al controllo del movimento se devia da quello desiderato. Esso ha anche un ruolo fondamentale nel mantenimento dell'equilibrio posturale;
- il **diencefalo**: esso è formato da talamo e ipotalamo. Il primo rappresenta una stazione di smistamento delle informazioni sensoriali provenienti

dagli organi periferici (tranne quello olfattile), che vengono successivamente inviate alle rispettive aree nella corteccia cerebrale; il secondo regola le ghiandole endocrine e controlla funzioni somatiche come fame, sete, temperatura corporea, sonno, ecc...;

- il **cervello** (o telencefalo): è estremamente sviluppato, occupa la parte più estesa dell'encefalo ed è costituito principalmente dalla materia grigia, dalla materia bianca (sottostante alla precedente e composta da fibre di trasmissione ricoperte da mielina), dall'ippocampo (principale sede della memoria), dall'amigdala (responsabile del comportamento emotivo e sociale) e dai gangli della base (responsabili delle performance motorie e soprattutto dei movimenti fini).

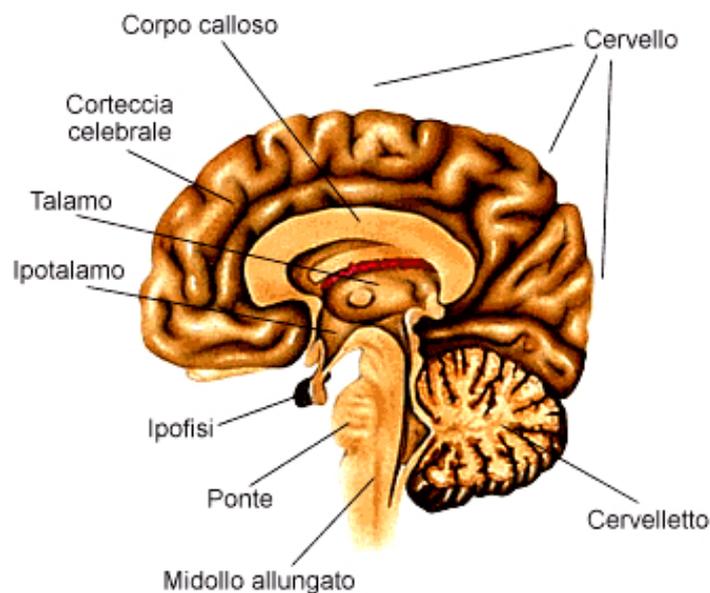


Figura 2.2: Encefalo [23]

### Corteccia cerebrale

La corteccia cerebrale è anche detta materia grigia in quanto costituita da fibre di trasmissione corte e amieliniche. Essa è la parte più superficiale del cervello e quella maggiormente coinvolta nell'elaborazione delle informazioni. Si può considerare una suddivisione funzionale della corteccia in quattro lobi, come in Figura 2.3: il l. frontate racchiude funzioni di programmazione, attenzione e controllo delle emozioni; di particolare interesse è la zona in cui

sono racchiusi i centri del linguaggio (area di Broca nel lobo sinistro) e dei movimenti volontari; il l. temporale comprende l'area corticale uditiva e centri deputati alla comprensione del linguaggio, ma anche regioni coinvolte nella percezione olfattiva e nel controllo dei processi emozionali e affettivi; il l. parietale comprende aree somatiche e associative; il l. occipitale contiene i centri dell'elaborazione visiva;

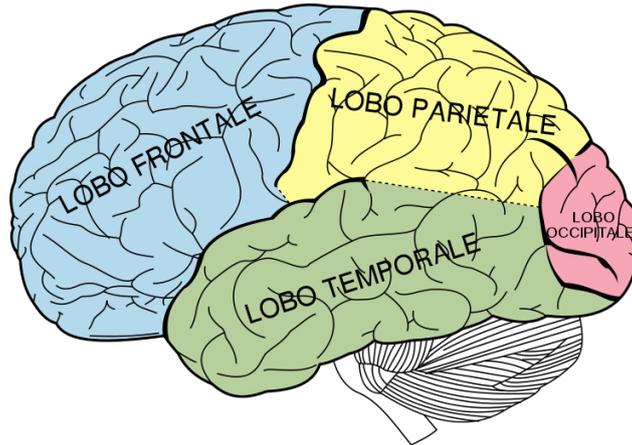


Figura 2.3: Lobi cerebrali [19]

L'estensione della materia grigia risulta di rilevante importanza poichè rispecchia la capacità di processamento degli input sensoriali o di generazione di segnali motori: si parla, dunque, di aree sensoriali e aree motorie. Occorre sottolineare l'organizzazione di tipo controlaterale, infatti i processi che avvengono in ogni emisfero sono relativi alla parte opposta del corpo.

Le aree corticali motorie (di particolare interesse in questo contesto) sono tre (Fig. 2.4) e sono implicate, come anticipato, nella programmazione e nell'esecuzione dei movimenti. L'*area motoria primaria* corrisponde all'area 4 di Brodmann ed è il nodo su cui converge l'organizzazione corticale: da qui partono la maggior parte dei comandi motori che necessitano di un livello alto di coordinamento, verso il tronco dell'encefalo o il midollo spinale, per singoli muscoli (come i movimenti volontari). L'*area premotoria* e quella *supplementare*, corrispondenti all'area 6 di Brodmann, giocano un ruolo fondamentale nella pianificazione del movimento; in particolare sono responsabili della definizione di target nello spazio, per scegliere il piano d'azione e per programmare il movimento. Agiscono direttamente sull'area motoria primaria ma anche sui sistemi di ordine inferiore (attivazione di gruppi di muscoli) [30].

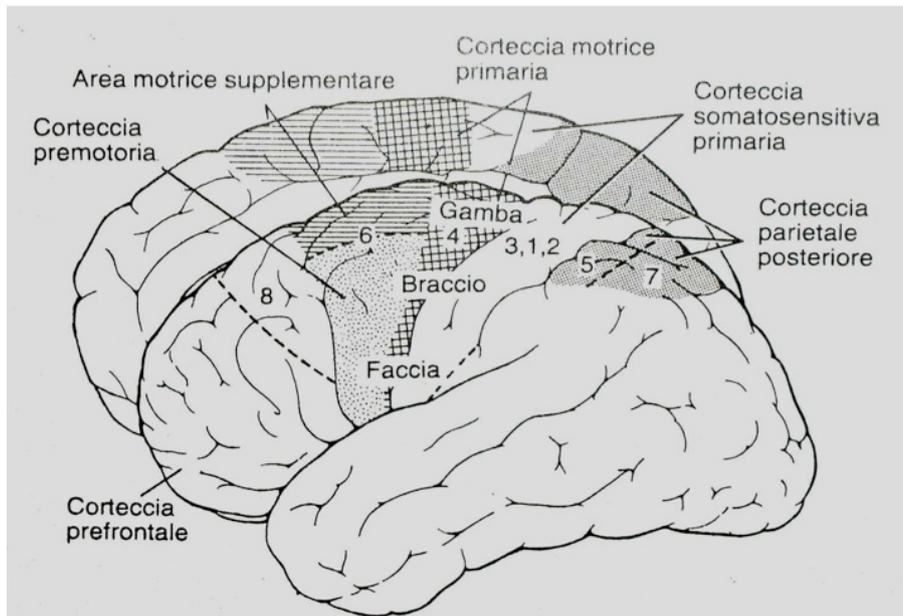


Figura 2.4: Aree corticali motorie e relative aree di Brodmann [30]

### Gangli della base

Ogni emisfero cerebrale presenta un ganglio formato da nucleo caudato, putamen e globo pallido. Le funzioni che ricopre sono diverse e di fondamentale importanza. Innanzitutto, i gangli della base collegano differenti zone della corteccia cerebrale attraverso il talamo. In secondo luogo, hanno un ruolo nell'addestramento della corteccia per quanto riguarda l'esecuzione di modelli di attività motorie. Infine, pianificano modelli motori complessi.

### 2.1.2 Il midollo spinale

Il midollo spinale trasferisce informazioni sensoriali da un lato all'altro del corpo: sfrutta *percorsi afferenti* (o ascendenti) per gli input derivanti dalla periferia (pelle, muscoli e altri sistemi recettivi) destinati al cervello, mentre tramite le *vie efferenti* (o discendenti) invia i comandi motori in senso opposto.

Osservando la sezione trasversale del midollo (Fig. 2.6) si possono distinguere la sostanza bianca e grigia. La prima si divide in colonne dorsali, laterali e ventrale, e racchiude in gran parte fasci di comunicazione (fibre nervose) dai livelli superiori agli inferiori (per i comandi motori) e viceversa (afferenze sen-

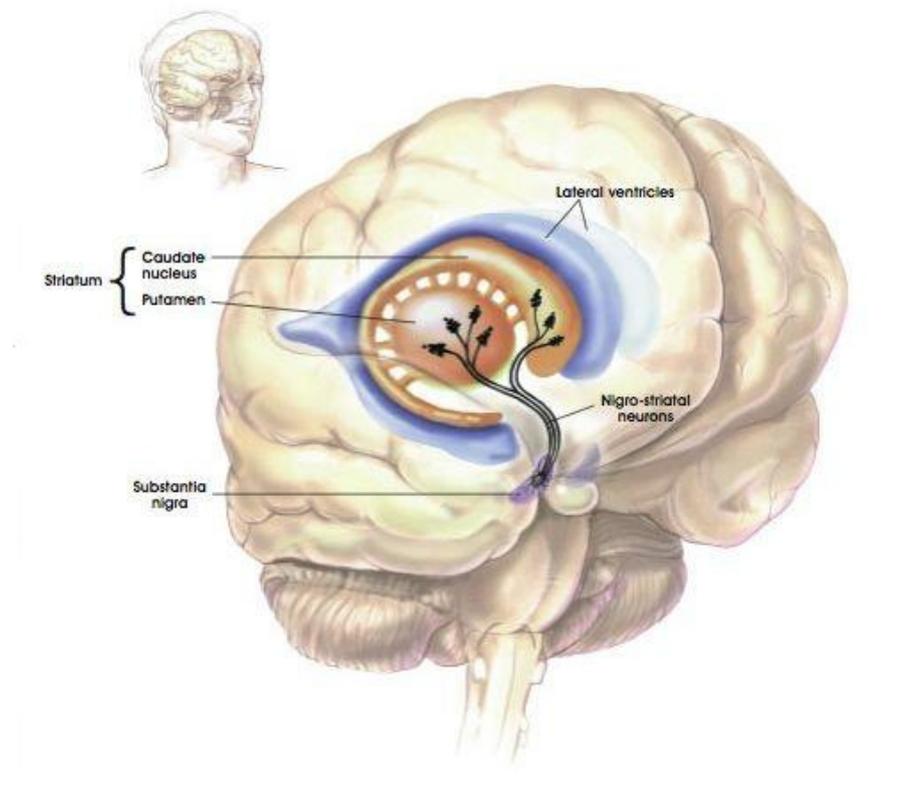


Figura 2.5: Gangli della base [31]

soriali). La seconda, invece, comprende i corpi cellulari e i dendriti di neuroni e cellule gliali.

Nella materia grigia si distinguono vari nuclei con compiti specifici, raggruppati in zone dette corna dorsale (posteriore), ventrale (anteriore) e zona intermedia. Al suo interno sono presenti due tipologie di cellule nervose. I *motoneuroni* si trovano nelle corna anteriori, danno origine a fibre nervose che escono dal midollo attraverso le radici anteriori e innervano le fibre dei muscoli scheletrici, seguendo una mappa somatotopica. Tutti i comandi motori devono necessariamente raggiungere queste cellule perchè possano avere effetto sui muscoli. Gli *interneuroni* formano innumerevoli connessioni, facendo da tramite tra i motoneuroni e i segnali sensitivi, così come fra i motoneuroni e i comandi motori che discendono dall'encefalo. Gli assoni degli interneuroni, detti neuroni propriospinali, si trovano nel midollo e possono creare sinapsi con muscoli distali o assiali a seconda che le connessioni siano più o meno lontane. Ciò fa in modo che i primi tipi di muscoli abbiano una contrazione coordinata, mentre gli altri siano coinvolti singolarmente [30].

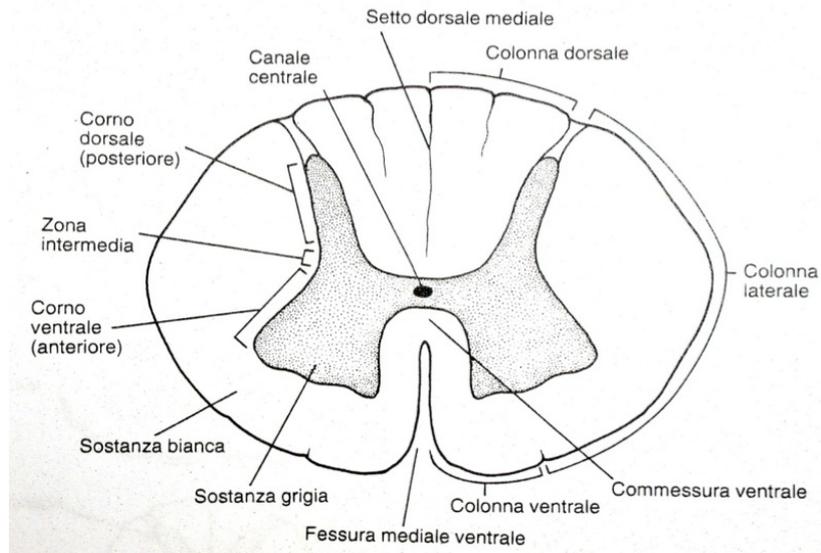


Figura 2.6: Sezione trasversale del midollo spinale [30]

### 2.1.3 Neuroni e segnale elettrico

Le cellule che costituiscono il sistema nervoso sono di due tipi: gliali (eseguono funzioni di supporto ma non sono coinvolte in meccanismi di elaborazione) e nervose (dette anche *neuroni*), le quali sono le unità fondamentali di elaborazione e trasmissione dell'informazione. Queste cellule sono molto complesse e servono per veicolare gli impulsi elettrici. Il segnale ha un solo verso di percorrenza rispetto alla cellula: esso viene recepito dai dendriti apicali, ovvero le fibre d'ingresso su cui agiscono i terminali di neuroni presinaptici a monte, e viene trasmesso dai dendriti che formano sinapsi con altre cellule nervose a valle. La sinapsi (Fig. 2.8) si occupa di trasferire il potenziale tra due neuroni attraverso il rilascio di un neurotrasmettitore (chimico) che determina un cambiamento del potenziale di membrana nel dendrite post-sinaptico. Spesso questo tipo di giunzione sinaptica coesiste con quella di tipo elettrico.

La parte più lunga dell'unità funzionale è l'assone, ricoperto da mielina (isolante elettrico) ad eccezione di alcuni punti detti nodi di Ranvier. Grazie a questa configurazione, è possibile raggiungere velocità di conduzione del segnale di 100 m/s (molto superiore a quella delle fibre amieliniche che è di circa 1 m/s).

All'interno del corpo cellulare vi è un punto, detto monticcolo assionico, specializzato nell'origine del *potenziale d'azione* (PA), il vero e proprio segnale nervoso.

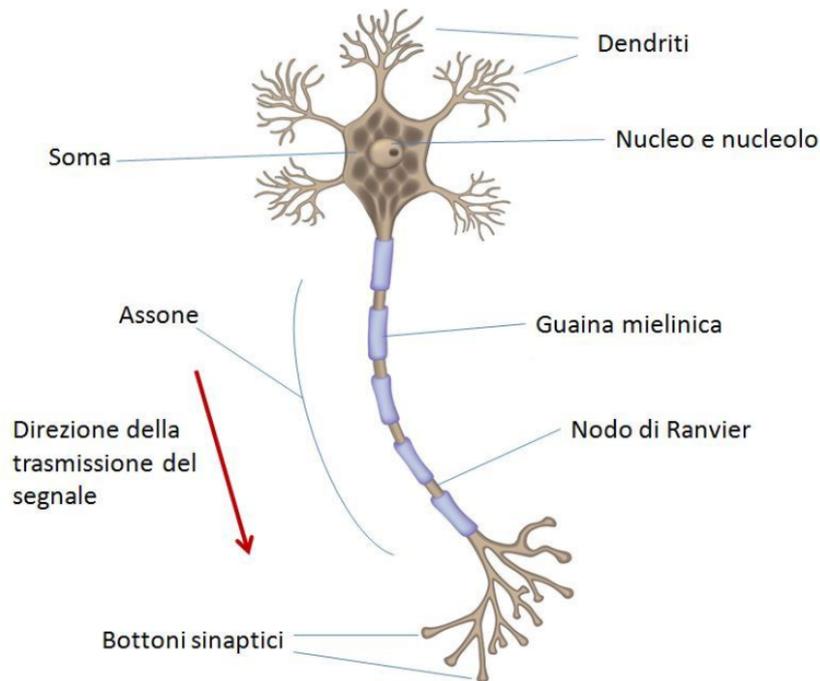


Figura 2.7: Cellula nervosa [14]

## Potenziale d'azione

Il PA è un fenomeno elettrico che si presenta nelle cellule eccitabili del nostro organismo. L'alterazione dell'equilibrio elettrochimico della membrana cellulare, determinato da una depolarizzazione (aumento del potenziale transmembrana), è l'origine del segnale elettrico tramite il quale avviene la comunicazione tra diverse cellule. Raggiunto il suo apice, segue una ripolarizzazione che riporta la cellula in stato di riposo.

La caratteristica principale di cellule di questo tipo sta nel fatto che richiedono uno stimolo sopra-soglia affinché l'eccitazione venga effettivamente trasmessa. In particolare, il PA è caratterizzato da un periodo refrattario, ovvero un intervallo di tempo in cui tale soglia aumenta di molto. La conduzione, pertanto, è influenzata da questo periodo di latenza, così come dalla frequenza di scarica degli impulsi e dalla mielinizzazione degli assoni.

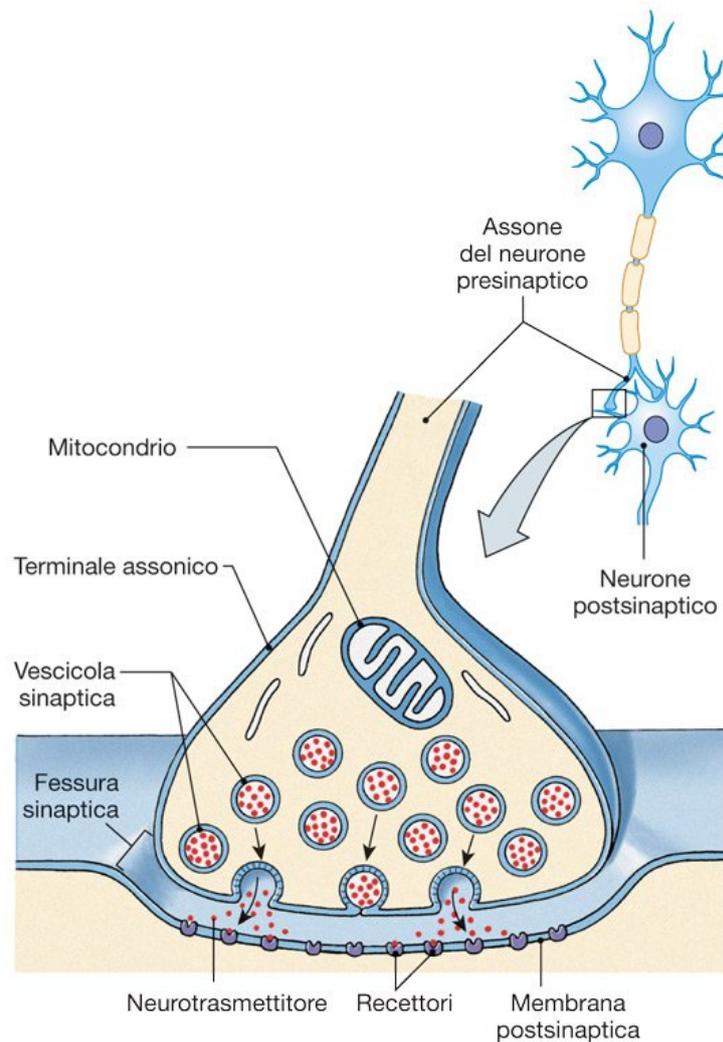


Figura 2.8: Sinapsi chimica [20]

## 2.2 Recettori sensoriali

Il sistema somato-sensoriale è costituito da strutture altamente specializzate in grado di rilevare informazioni dal mondo esterno che vengono, poi, processate internamente all'organismo. Esso sfrutta diversi recettori (meccanocettori, termocettori, chemocettori, fotorecettori) e lavora su quattro tipi di sensibilità:

- tattile (intesa come stimolo meccanico della superficie corporea);

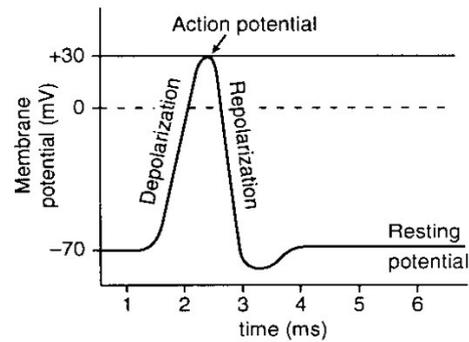


Figura 2.9: Potenziale d'azione [21]

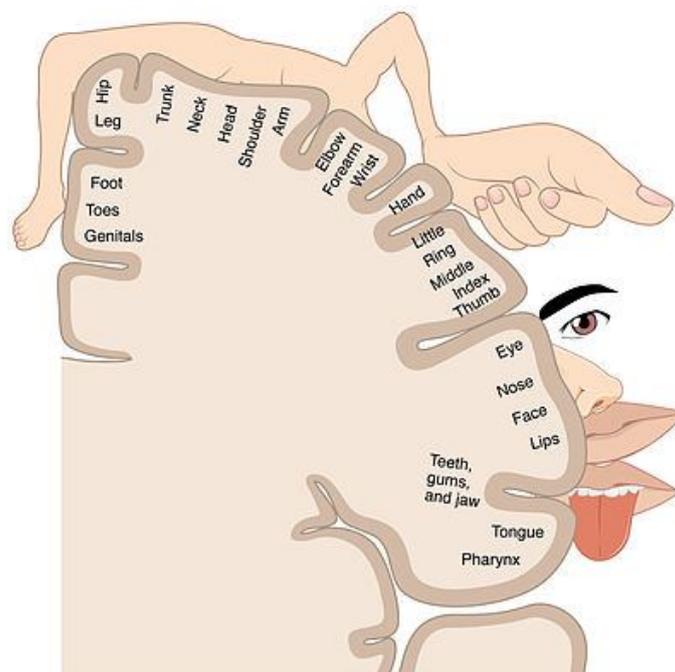


Figura 2.10: Homunculus corticale di Penfield [25]

- propriocezione (ovvero la percezione della posizione della struttura corporea in senso assoluto e in relazione all'ambiente circostante);
- temperatura corporea;
- dolore.

Ovviamente, in base al tipo di stimolo ricevuto (alla sua frequenza e intensità) verranno coinvolti più o meno recettori. In ogni caso, essi sono caratterizzati da adattabilità in risposta ad uno stimolo continuo. Successivamente, il

segnale viene inviato alla relativa area cerebrale atta all'elaborazione, in base al mappaggio del corpo sulla corteccia cerebrale (Fig. 2.10).

È importante ricordare che i recettori non inviano segnali direttamente all'area della corteccia sensoriale primaria, poichè questi passano precedentemente attraverso specifiche aree talamiche.

## 2.3 Muscolo scheletrico

Il muscolo ha la funzione di produrre forza per stabilizzare o per muovere un'articolazione. Tale forza cambia a seconda della condizione dell'organismo e dell'atto motorio richiesto, ma anche a causa di fattori intrinseci della struttura muscolare stessa.

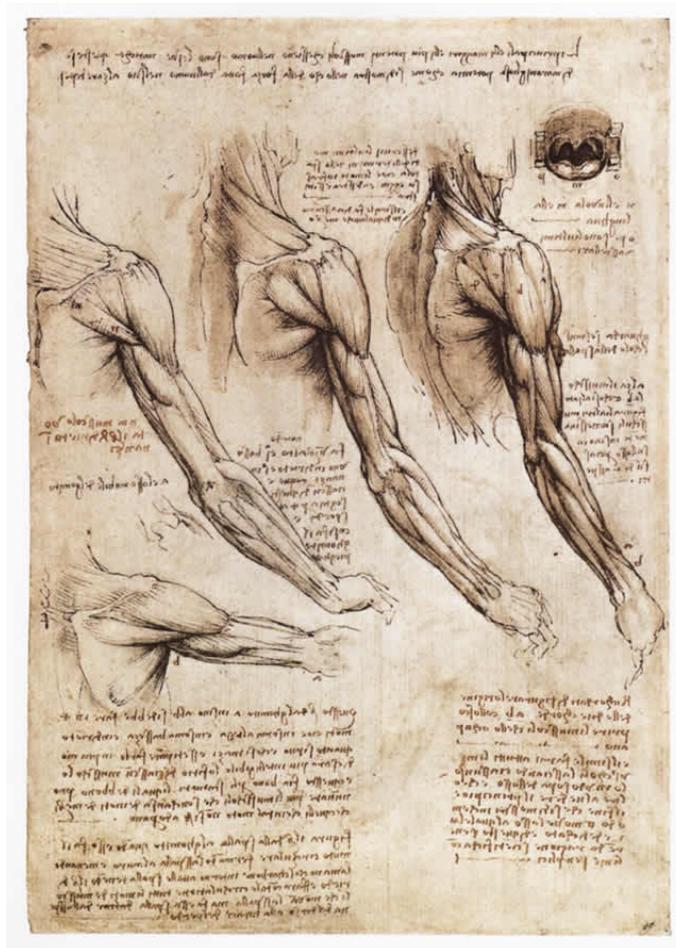


Figura 2.11: Studio dei muscoli del braccio destro di Leonardo Da Vinci [27]

I muscoli scheletrici si distinguono da quelli lisci poichè attuatori del movimento corporeo in modo controllato da nervi volontari. Essi presentano quattro proprietà fondamentali:

- *contrattilità*, ovvero la capacità di produrre forza tra gli estremi;
- *irritabilità*, cioè la capacità di rispondere a uno stimolo;
- *distensibilità*, in quanto possono essere allungati o accorciati dall'azione di una forza esterna;
- *elasticità*, ovvero la capacità, in generale, di tornare in posizione di riposo a seguito di un allungamento.

### 2.3.1 Struttura muscolare

I muscoli scheletrici presentano due componenti strutturali: elementi contrattili attivi (circa l' 85%), contenuti nelle fibre muscolari, e materiali deformabili inerti (tessuto connettivo). Le fibre variano da pochi mm a più di 40 cm di lunghezza, e da 1  $\mu m$  a 150  $\mu m$  di spessore [24].

L'orientamento delle fibre è associato alla funzione muscolare, mentre il numero è associato alla forza esercitabile. In base alla disposizione, dunque, possono essere divisi in due macrocategorie: i muscoli a fasci paralleli (tra cui i muscoli fusiformi, come il bicipite, o a ventaglio, come il grande adduttore) e i muscoli pennati o a fasci obliqui (dalla forma a "lisca di pesce"). Solitamente, i muscoli veloci sono del primo tipo, mentre quelli lenti (atti a svolgere funzioni più stabilizzanti) sono del secondo tipo.

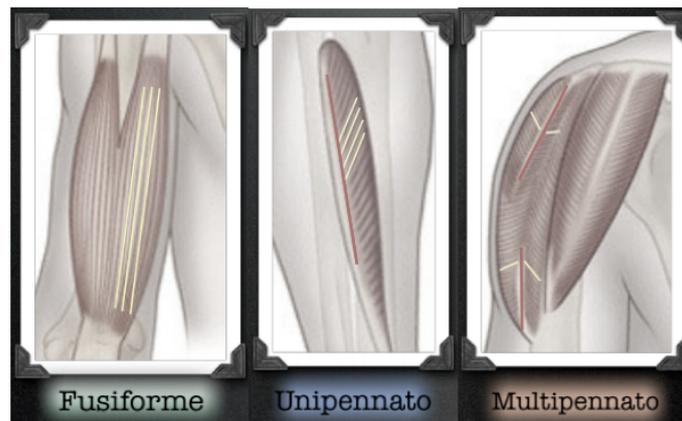


Figura 2.12: Esempi di disposizione di fasci muscolari [26]

Il muscolo presenta una struttura gerarchica (Fig. 2.13). Il tessuto connettivo contenuto nel muscolo si fonde ai fasci di collagene dei tendini, formando una solida unione, nella giunzione mio-tendinea. Muscolo e tessuto connettivo agiscono insieme per limitare uno sviluppo troppo veloce di forza nel muscolo [24].

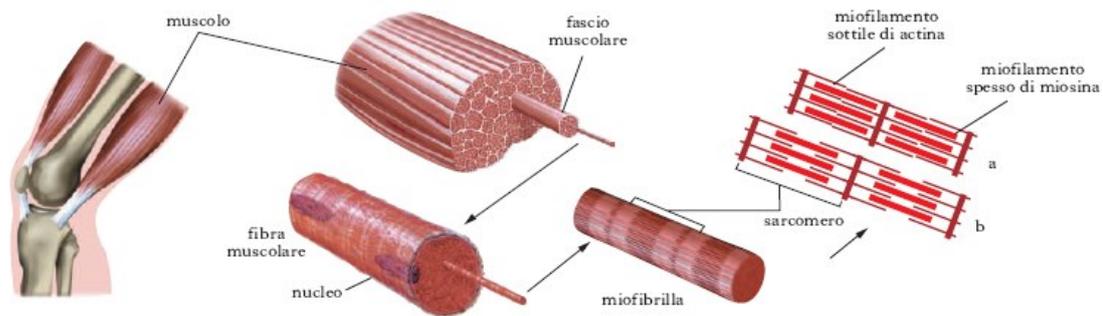


Figura 2.13: Struttura di un muscolo scheletrico [24]

La fibra muscolare è una massa sinciziale di sarcoplasma, di forma cilindrica, con estremità arrotondate, circondata da una membrana specializzata detta sarcolemma ( $0.01 \mu\text{m}$  di spessore). Numerose miofibrille ( $1 \mu\text{m}$  di diametro) sono inserite longitudinalmente nel sarcoplasma e rappresentano l'elemento contrattile del muscolo.

Il sarcomero è l'unità strutturale e funzionale della miofibrilla. Ogni sarcomero è costituito dall'alternanza di filamenti proteici che costituiscono circa l' 80% della composizione delle miofibrille (per il resto, esse sono composte da acqua ed altre sostanze metaboliche), che scorrono gli uni rispetto agli altri durante la contrazione. I filamenti principali sono l'actina (sottile e a bassa viscosità) e la miosina (spessa e ad alta viscosità). Durante la contrazione le due proteine si combinano nel complesso dell'actomiosina ed il processo è regolato da ioni presenti all'interno delle cellule, tra cui il calcio [24].

### 2.3.2 Giunzione neuromuscolare

Nella parte posteriore dei dischi della colonna vertebrale vi è un canale che contiene il midollo spinale, il quale è costituito da centri nervosi che si diramano in ogni parte del corpo. I nervi conducono i segnali provenienti dal mondo esterno al SNC e viceversa. In particolare, si parla di *motoneuroni* con riferimento ai neuroni localizzati nel SNC, che estendono i propri assoni al suo esterno per controllare i muscoli.

Ogni motoneurone, con tutte le fibre che il suo assone innerva, costituisce un'unità motoria (Fig. 1.2). Una specifica unità motoria tende ad essere distribuita tra più fascicoli in un'area limitata del muscolo. Quando la fase terminale dell'assone del nervo si avvicina alle fibre muscolari, lo strato di mielina si assottiglia. L'assone non penetra nel sarcolemma, le sue diramazioni rimangono sulla superficie della fibra muscolare. Quando l'impulso è applicato al motoneurone tutte le fibre innervate si attivano [24]. Tramite la sinapsi formata dal motoneurone e la fibra (Fig. 2.15)), gli impulsi elettrici arrivano al muscolo determinando la contrazione.

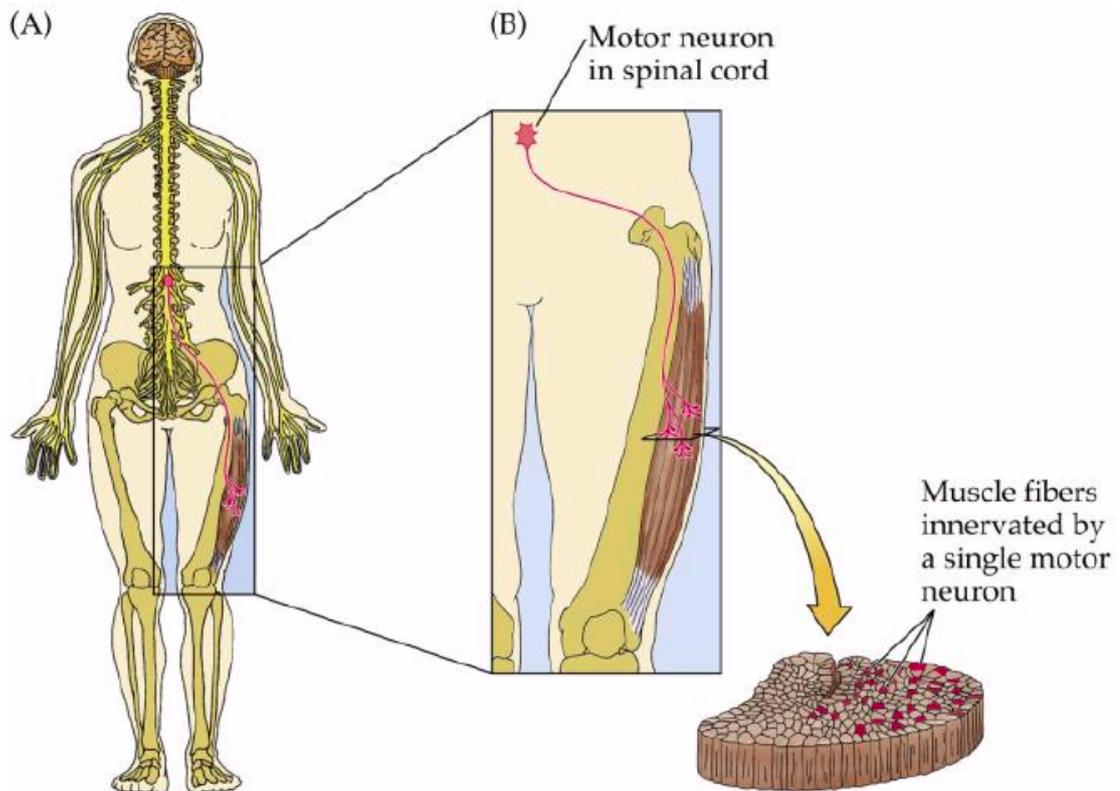


Figura 2.14: Via efferente di un motoneurone [24]

### 2.3.3 Contrazione muscolare

Il rilassamento muscolare è completamente passivo, consiste nella cessazione di produzione di forza e può, o meno, essere associato all'allungamento del muscolo; le fibre muscolari sono incapaci di allungarsi autonomamente.

La forza contrattile, al contrario, è condizionata dal tipo di stimolo, dalla sua lunghezza al momento dello stimolo e durante la contrazione, infine dalla

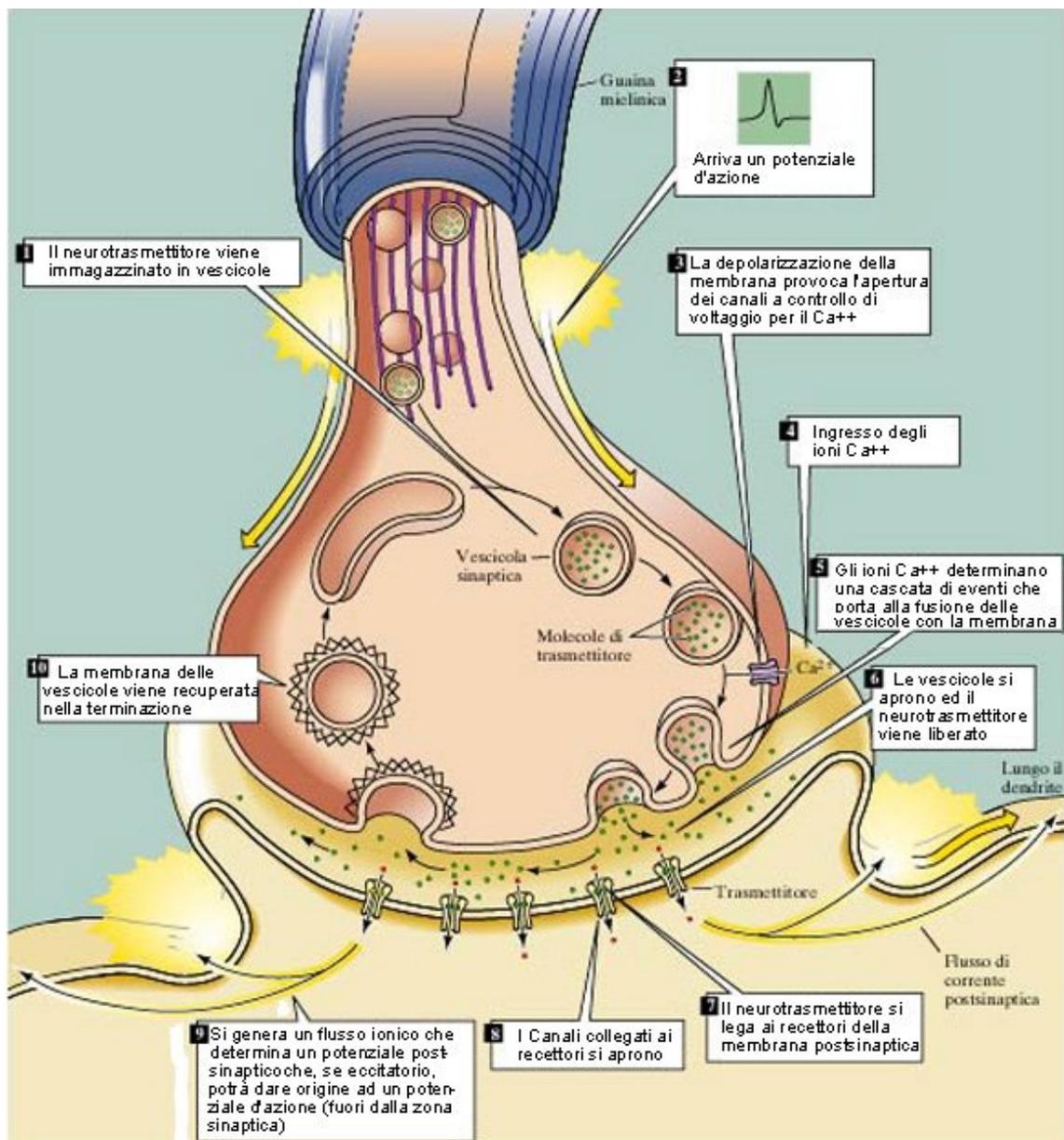


Figura 2.15: Giunzione neuromuscolare [28]

velocità alla quale il muscolo si contrae. Al fine di generare una contrazione, e quindi scatenare un PA, un singolo impulso deve avere un'intensità minima (stimolo sopra-soglia). Minore è questa soglia, maggiore è l'irritabilità del muscolo. Aumentando l'intensità dello stimolo, aumenta la forza di contrazione, fino al raggiungimento di un picco (condizione tetanica). Uno stimolo di am-

piezza sufficiente genera una forza tanto maggiore quanto più ripido è il suo fronte di crescita [24].

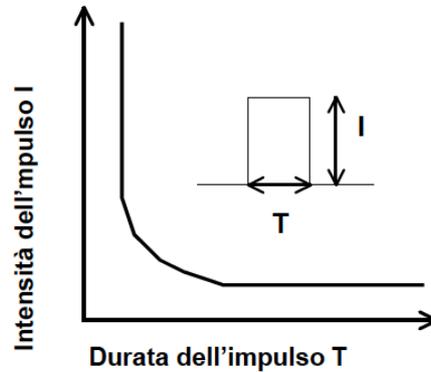


Figura 2.16: Relazione durata-intensità dello stimolo per produrre contrazione muscolare [24]

I tipi di contrazione muscolare vengono distinti in base al cambiamento di lunghezza durante la contrazione stessa, indotto dalla relazione tra forze interne ed esterne [24]:

- *isometrica*, ovvero a lunghezza costante;
- *concentrica*, quando il muscolo si accorcia (si sviluppa meno forza rispetto alla prima tipologia, poichè parte dell'energia è spesa nell'accorciamento);
- *eccentrica*, quando il muscolo si allunga.

La lunghezza iniziale del muscolo condiziona l'entità della sua forza contrattile. Entro limiti fisiologici, maggiore è la lunghezza, maggiore è la forza che esso può sviluppare. In generale, la lunghezza ottimale è circa 1.2 – 1.3 volte la lunghezza a riposo ( $L_0$ ).

## 2.4 Meccanismi di controllo del movimento

Il sistema muscolo-scheletrico fornisce le strutture e gli attuatori per muovere o mantenere una data postura del corpo nello spazio. Questi movimenti ed atteggiamenti posturali vengono controllati da un complesso di sistemi motori che agiscono sui muscoli attraverso impulsi nervosi, guidati dalla rappresentazione del mondo esterno fornita dai sistemi sensoriali [30].

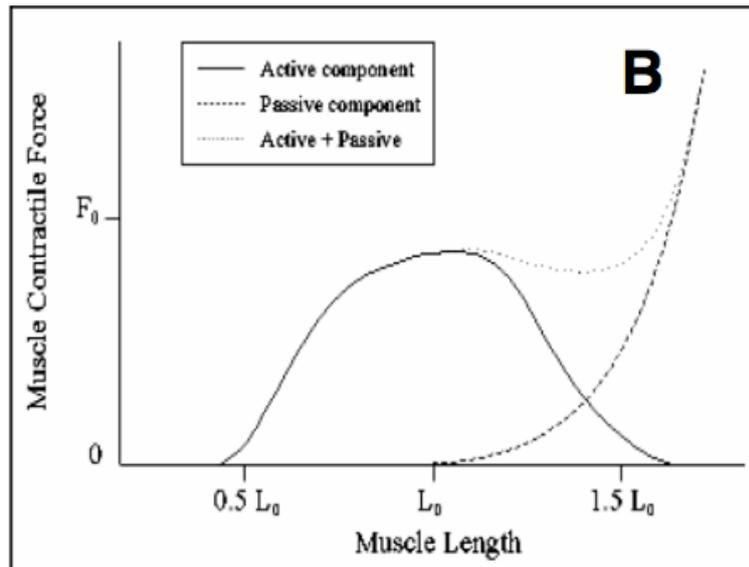


Figura 2.17: Relazione Forza-Lunghezza muscolare [24]

Una rappresentazione comune di controllo motorio non è ancora stata identificata, ma si possono individuare due approcci utilizzati nella creazione delle diverse teorie sviluppate nel corso degli anni [30]:

- approccio anatomico e fisiologico, il quale si concentra sull'aspetto funzionale delle varie parti coinvolte;
- approccio sistemistico, basato su modelli matematici.

In particolare, tre sono i principali ambiti su cui si concentra lo studio del movimento e, quindi, del controllo motorio. La valutazione funzionale del controllo posturale e del cammino sono fondamentali per capire quali sono i parametri caratteristici del mantenimento dell'equilibrio e del movimento ritmico più comune. Il nostro interesse si concentra, però, sul controllo del movimento volontario.

### Classificazione dei movimenti

I movimenti possono essere suddivisi in tre grandi classi parzialmente sovrapponibili [30]:

- i *movimenti volontari*, i quali vengono compiuti intenzionalmente per raggiungere un obiettivo e migliorano in precisione con l'esercizio (come

leggere o suonare uno strumento). Essi, con la pratica, richiedono sempre meno partecipazione cosciente (si pensi alla guida di un'automobile).

- le *attività motorie ritmiche*, che comprendono il cammino o la masticazione, sono una via di mezzo tra le altre due categorie, infatti inizialmente sono classificabili come movimenti volontari, successivamente assumono le caratteristiche dei riflessi;
- le *risposte riflesse*, sono semplici, stereotipate e quasi totalmente involontarie (ad esempio, la retrazione della mano al tocco di un oggetto molto caldo).

Questa classificazione sottolinea la diminuzione della complessità del movimento e la diminuzione del controllo corticale per effettuarlo.

### 2.4.1 Strategie di controllo

Come visto, i sistemi motori hanno lo scopo finale di attuare un movimento, ovvero il risultato di una serie di comandi, aggiustamenti e regolazioni che devono essere svolte all'interno di una complessa organizzazione. Essi presentano due meccanismi di controllo (Fig. 2.18) basati sulla correzione di eventuali errori del movimento attraverso l'informazione sensoriale [30]:

- *meccanismi a FEEDBACK o CORRETTIVI*

Essi attuano un continuo confronto tra l'uscita ottenuta dal sistema controllato e un segnale di riferimento (uscita attesa) su cui basarsi per compiere aggiustamenti che minimizzano l'errore riscontrato. Questi meccanismi sono robusti ai disturbi, ma la necessità di elaborazione di segnali provenienti da vie afferenti, introduce ritardi di esecuzione del movimento, caratteristica che li rende adatti per compiere movimenti lenti o sequenziali;

- *meccanismi a FEEDFORWARD o ANTICIPATIVI*

In questo modo viene generata direttamente la risposta definitiva ad uno stimolo basandosi sulle informazioni sensoriali generate dallo stimolo stesso e su una rappresentazione dinamica (o modello interno) del sistema muscolo-scheletrico. Questa tipologia di meccanismo è estremamente veloce ed in grado di rispondere con successo a variazioni attese o a situazioni già incontrate, caratteristica che lo limita, d'altra parte, nella risposta di variazioni inattese o situazioni non note.

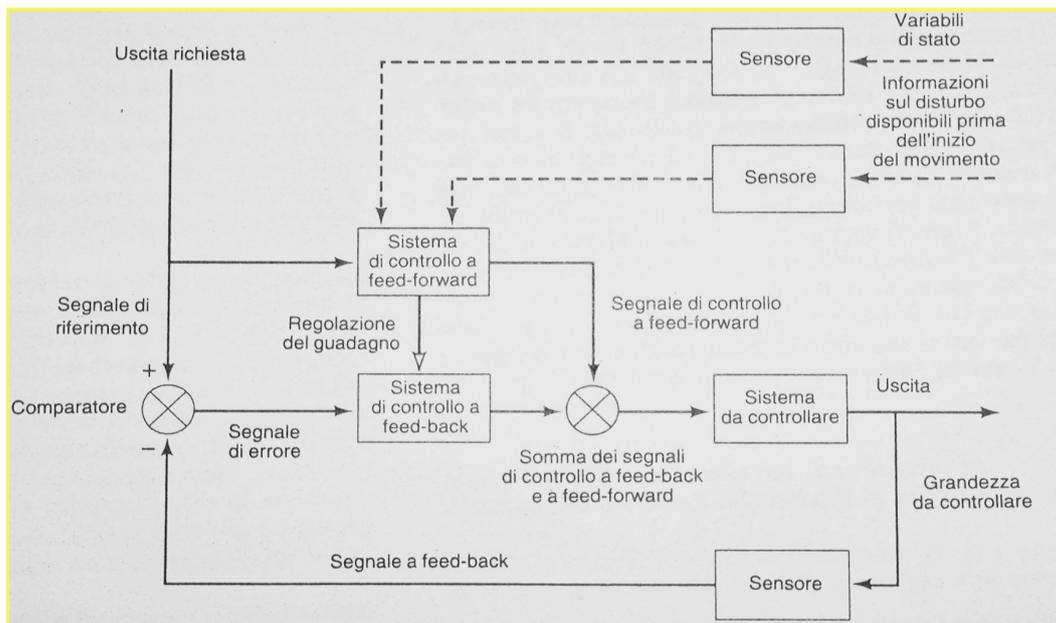


Figura 2.18: Meccanismi feedback e feedforward integrati [30]

### 2.4.2 Organizzazione dei sistemi motori

Come anticipato, le fibre nervose rendono possibile la comunicazione tra i vari livelli organizzativi tramite vie ascendenti, attraverso cui le informazioni sensoriali sono inviate dal midollo spinale fino ad arrivare al SNC (dove vengono elaborate), e discendenti, attraverso le quali i comandi motori percorrono il senso contrario.

Ci sono due tipi di organizzazione presenti nei sistemi motori.

#### Organizzazione gerarchica

Essa si suddivide in tre stadi [30]:

- livello superiore (corteccia cerebrale e sue aree motorie), si limita a dare comandi di carattere generale senza dover specificare i dettagli dell'azione motoria. Esso è responsabile per l'elaborazione di compiti motori complessi;
- livello intermedio (tronco dell'encefalo);
- livello inferiore (midollo spinale), in grado di generare movimenti riflessi anche complessi.

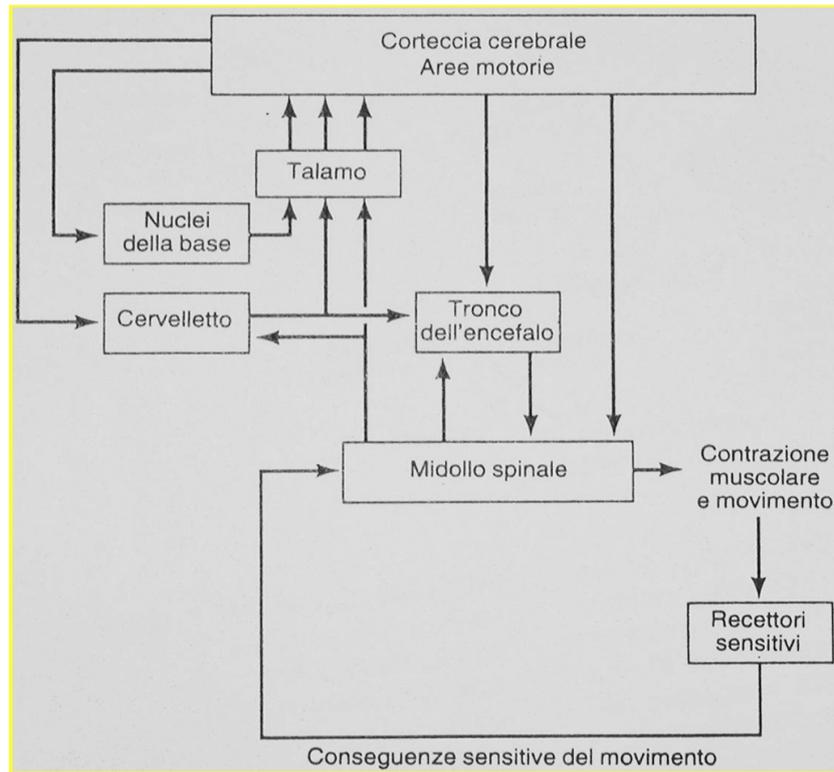


Figura 2.19: Organizzazione del sistema motorio [30]

In questo contesto, il cervelletto e i nuclei della base hanno il compito di supporto funzionale.

Le differenti strutture dei sistemi motori contengono mappe somatotopiche: in queste mappe le aree che influenzano parti del corpo adiacenti si trovano vicine (un esempio è riportato in Fig. 2.10). Detta organizzazione si mantiene coerente anche a livello di connessioni fra un livello e l'altro.

### Organizzazione parallela

In base all'organizzazione di tipo parallelo, viene assicurata la plasticità del sistema di controllo e viene favorito il recupero funzionale dopo lesioni circoscritte del sistema nervoso centrale. I livelli alti della gerarchia possono modificare o soppiantare comportamenti riflessi dei livelli inferiori. In questo modo, le aree corticali motorie possono agire sui motoneuroni in modo diretto, attraverso fibre del fascio corticospinale, saltando la mediazione del tronco dell'encefalo e le reti di interneuroni midollari.

## 2.5 Il controllo del movimento volontario

I movimenti volontari vengono svolti con un obiettivo e in modo consapevole. Essi vengono attuati nella corteccia motoria nel SNC tramite differenti strategie che possono cambiare in base alle circostanze: si parla, dunque, di “equivalenza motoria”. Con l’esercizio, il soggetto acquisisce maggiore precisione nello svolgimento di questo tipo di movimenti. Essi possono essere evocati da stimoli sensoriali, da un pensiero o da un’emozione.

Il movimento volontario viene suddiviso in tre fasi [30]:

- integrazione sensoriale multimodale;
- pianificazione del movimento, ovvero della traiettoria, con riferimento alla risoluzione di problemi legati alla cinematica del movimento;
- emissione di comandi motori idonei a raggiungere lo scopo, attuando il piano motorio, con riferimento alla risoluzione di problemi legati alla dinamica del movimento.

### 2.5.1 Approccio anatomo-fisiologico

Seguendo il percorso di uno stimolo esterno, si possono valutare tutti i sistemi sensoriali coinvolti. Innanzitutto, nella corteccia parietale posteriore ha luogo la fusione sensoriale, da cui si ottiene un’informazione propriocettiva. Successivamente il segnale arriva all’area prefrontale, nella quale viene pianificato l’atto motorio rispondente allo stimolo ricevuto. Da qui l’informazione va ai gangli della base e al talamo per ottenere una regolazione in sequenza ed in parallelo del movimento. In seguito nelle aree premotorie e nella corteccia primaria avviene un’ulteriore elaborazione del programma stabilito e attraverso le vie discendenti i comandi relativi giungono al midollo spinale e, pertanto, ai motoneuroni [30].

Ci si vuole soffermare sulle aree corticali principalmente coinvolte in questo contesto, le quali presentano un’organizzazione somatotopica. In particolare (vedi Fig. 2.4) [30]:

- **corteccia motrice primaria**, la cui stimolazione induce movimenti semplici e monolaterali; per essere attivata sono sufficienti stimoli di bassa intensità. In questa zona vengono attivati gruppi di muscoli, che generano una forza determinata dalla frequenza di scarica dei neuroni del tratto corticospinale, mentre ad altri tipi di neuroni è assegnato il compito di codificare la variazione di forza o la velocità del movimento ed infine la direzione, a seconda del task richiesto. Lesioni a questo livello provocano paresi;

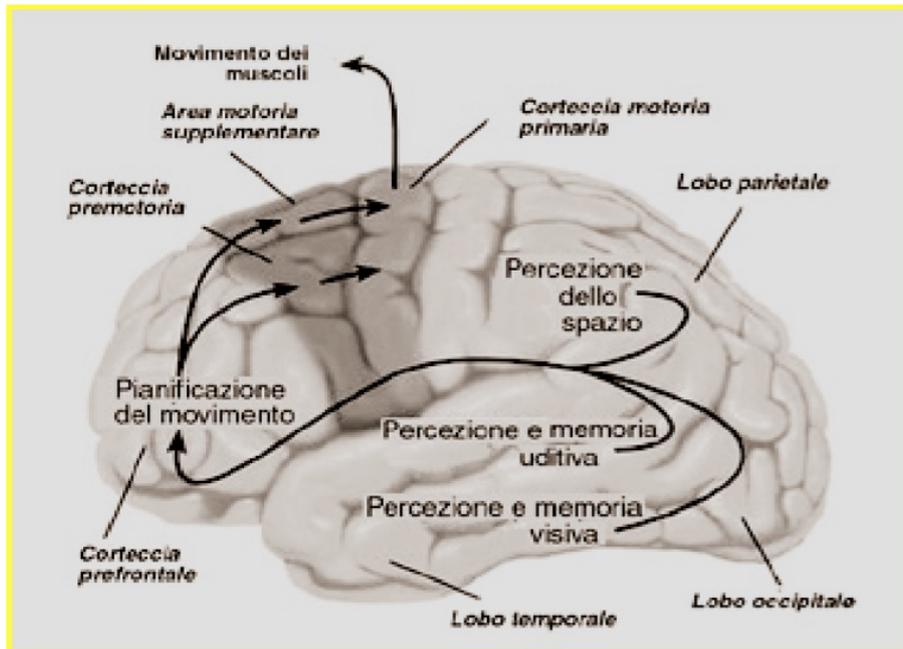


Figura 2.20: Percorso del processamento di uno stimolo esterno [30]

- **corteccia motrice supplementare**, la quale richiede una stimolazione maggiore, dà origine a movimenti più complessi; essa contribuisce alla programmazione di sequenze motorie, alla coordinazione della postura e del movimento. Si è osservato che quest'area presenta attivazione sia quando un movimento viene eseguito, ma anche quando questo viene solamente immaginato, dunque lesioni in questa regione determinano l'incapacità di sviluppare strategie adeguate per rispondere al compito desiderato (oltre alla paresi);
- **area premotoria**, la quale svolge un ruolo essenziale nel controllo dei muscoli prossimali ed assiali e nella fase iniziale di orientamento del corpo e del braccio verso un oggetto;
- **corteccia parietale posteriore**, che corrisponde alle aree 5 e 7 di Brodmann. La prima integra informazioni di varia natura (posizione del capo nello spazio, piano dei movimenti, stato motivazionale); la seconda integra informazioni visive concernenti la localizzazione di oggetti nello spazio, quelle uditive e quelle somatosensitive dalla 5 e proietta su aree premotorie e cervelletto.

## 2.5.2 Approccio sistemistico

Per lo studio dei meccanismi di controllo che sovrintendono all'esecuzione di movimenti volontari, gli studi si sono concentrati prevalentemente su movimenti di raggiungimento (*reaching*) e presa (*grasping*). La trattazione che segue si basa su meccanismi di reaching, mantenendo le considerazioni a livello generale [30].

Innanzitutto, viene individuato l'oggetto da raggiungere, pertanto vengono integrate le informazioni visive e quelle propriocettive. Successivamente, il compito del sistema nervoso centrale può essere suddiviso in diversi step di elaborazione. Si può osservare in Fig. 4.8, lo schema a blocchi riguardante la generazione del movimento in processi computazionali.

### Formulazione della traiettoria

Il primo passo è relativo alla determinazione del percorso che deve compiere l'effettore terminale. Sperimentalmente si è visto che la pianificazione del movimento non dipende dall'attuatore (esso presenta profili di velocità con forma a campana), inoltre la pianificazione stessa viene eseguita sul segmento distale rispetto a un sistema di riferimento esterno, controllando il segmento prossimale. Altra osservazione sperimentale ha portato ad affermare che le traiettorie verso un target sono approssimativamente rettilinee, indipendentemente dalla direzione e dall'ampiezza del movimento. Infine, i movimenti complessi possono essere scomposti (a livello d'elaborazione nel SNC) in sequenze di movimenti semplici.

In generale, si possono considerare valide due leggi relative alle tempistiche d'esecuzione:

- Legge di Fitts, la quale afferma che la durata del movimento dipende dal logaritmo dell'accuratezza relativa, definita come il rapporto fra ampiezza del movimento e dimensione del target;
- Legge di Hick-Hyman, secondo cui, in un task basato su un numero  $N$  di scelte, il tempo di reazione è funzione di  $\log(N)$ .

### Problema cinematico inverso

A seguito del primo step, è necessario passare dalla traiettoria, pianificata nello spazio esterno, alla definizione della cinematica articolare corrispondente. Si parla di "problema cinematico inverso", in quanto si vogliono ricavare le grandezze cinematiche d'interesse (posizione, velocità ed accelerazione) rispetto allo spazio dei giunti articolari, considerando il braccio come un sistema meccanico ridondante.

Se si rappresenta l'arto superiore come un insieme di  $N$  segmenti rigidi connessi tramite  $N$  giunti (corrispondenti alle articolazioni), ne vengono limitati i gradi di libertà (dunque i possibili movimenti) che risultano essere pari a

$$N_{dof} = \sum_{i=1}^N k_i \quad (2.1)$$

rappresentando le variabili indipendenti su cui si può agire per modificare la configurazione spaziale del braccio.

### Problema dinamico inverso

Il successivo passo è il controllo dell'apparato muscolo-scheletrico, tenendo conto dei carichi esterni applicati all'effettore terminale. Si parla, in questo caso, di "problema dinamico inverso", applicato a un sistema fortemente ridondante, la cui soluzione richiede l'applicazione di tecniche di ottimizzazione applicate dal SNC.

I meccanismi di risoluzione attuati sono tre (alcuni dei quali già discussi):

- modulazione della stiffness (rigidezza muscolare), dunque puramente bio-meccanico ed istantaneo;
- meccanismi anticipatici, che lavora in catena aperta eseguendo tecniche di sensor fusion e di predizione della dinamica del sistema;
- meccanismi reattivi, che operano con un certo ritardo in catena chiusa, portando le informazioni sensoriali al SNC.

Allo stato attuale, le funzioni costo che modellano al meglio l'ottimizzazione eseguita sono due tecniche che presentano, però, delle problematiche:

- **minimum jerk cost function**, basata esclusivamente su variabili cinematiche, ovvero la variazione dell'accelerazione (il *jerk*, la derivata terza della posizione), in modo da massimizzare la "smoothness" del movimento;
- **minimizzazione del grado di variazione della coppia articolare.**

## 2.6 I submovimenti

Numerosi studi effettuati su umani e primati hanno portato a pensare che il SNC genera e controlla i movimenti continui volontari per mezzo di unità di

movimento elementari e discrete, i *submovimenti*, le cui caratteristiche (come ampiezza e durata) variano a seconda del compito motorio. Come visto, il sistema motorio è in grado di correggere i movimenti anche in occasione di cambiamenti inaspettati del task motorio, dunque si è ipotizzato che proprio tramite questi submovimenti il SNC possa modificare i comandi motori ed originare movimenti complessi. Come avvenga questo processo non è ben chiaro, ma molti studi dimostrano l'ipotesi fatta.

Già da lavori dei primi anni '80, si è osservato che il movimento della mano verso un target avviene compiendo traiettorie approssimativamente rettilinee, in maniera indipendente da direzione ed ampiezza del movimento stesso. Il movimento è caratterizzato da un andamento "dolce" o *smooth*, determinato dal profilo di velocità "a campana" ed il picco di velocità dipendente dalla distanza percorsa. Dalla fine degli anni '90, sono iniziate analisi accurate della cinematica del recupero motorio da cui si è dimostrato il collegamento tra *smoothness* dell'atto motorio e ripresa motoria nei pazienti affetti da ictus cerebrale. Recentemente, è stato ipotizzato che il movimento sia originato da una combinazione di blocchi discreti elementari detti *submovimenti*, i cui cambiamenti determinano il raggiungimento della *smoothness*, rappresentativa del movimento fisiologico. Infatti, si è visto che soprattutto i pazienti post-stroke eseguono azioni molto più frammentate, le quali tendono ad addolcirsi con l'avanzamento del recupero funzionale, ovvero, della capacità di combinare i vari submovimenti [42]. Nel corso degli ultimi decenni, dunque, la performance motoria è stata misurata proprio analizzandone la caratteristica di *smoothness*, sia in pazienti sani che affetti da stroke [43].

Le ricerche di Rohrer et al. [43] [50] [47] sono particolarmente interessanti per questo elaborato: inizialmente, si è quantificata l'"armoniosità" dei movimenti in corrispondenza del miglioramento dello stato del paziente durante il processo di guarigione, a seguito di infarto cerebrale; successivamente, si è svolta un'analisi di due principali indici di recupero funzionale. Solitamente, queste misure si basano sulla minimizzazione del *jerk* definita come la derivata terza della posizione, nonostante possano essere utilizzati anche altri metodi che sfruttano la derivata quarta della posizione (*snaps*) o il conteggio dei picchi nel profilo di velocità [43].

### 2.6.1 Modello per la generazione di movimenti che richiedono precisione [44]

Da studi precedenti a quello di Milner et al. del 1992 [44], si sa che l'accuratezza assoluta del movimento si riduce all'aumentare della velocità, a causa

della variabilità causata dal rumore presente all'interno del sistema neuromuscolare; infatti se la velocità viene incrementata, allora l'intensità del comando motorio iniziale deve crescere a sua volta. Molte sono le sorgenti di questa variabilità come le vie di trasmissione del segnale e la rete d'integrazione interneurale del midollo spinale, i pool di motoneuroni ed, infine, i muscoli stessi. Nella fase iniziale il soggetto che esegue un movimento spesso compie correzioni che vengono ripetute durante il corso dell'azione: questi aggiustamenti sono identificati come irregolarità nel profilo di velocità tangenziale della mano nella ricerca di Milner [44]. In questo lavoro viene suggerita l'attuazione di una strategia correttiva discreta riportata di seguito.

I movimenti con caratteristiche diverse possono essere ben rappresentati da un singolo profilo di velocità scalato in modo appropriato in ampiezza e durata. Si assume che ogni comando motorio discreto si manifesta come una scalatura del profilo prototipo, inoltre viene adottata l'ipotesi [45] secondo cui i movimenti del braccio consistono in una sequenza di uno o più submovimenti sovrapposti. Nello studio presentato risulta importante la precisione finale del movimento e si assume che i cambiamenti nella direzione del percorso della mano sono generalmente intenzionali. Da qui si cerca di identificare il principio dei submovimenti e di decomporli.

### Procedimento [44]

Otto soggetti normali si trovano seduti davanti ad una piattaforma con diversi target che devono raggiungere muovendo la mano nel minor tempo possibile. L'ampiezza della velocità misurata viene riferita ad una velocità di tipo tangenziale con le componenti lungo i tre assi del sistema di riferimento ( $x$ ,  $y$  e  $z$ ).

La decomposizione di un movimento viene operata rispettando le seguenti regole:

- il profilo di velocità di ogni submovimento può essere arbitrariamente scalato in ampiezza e durata mantenendo la forma invariante;
- l'inizio di un submovimento è rappresentato da un brusco cambiamento nella direzione del percorso seguito dalla mano, un attraversamento dello zero o un punto di flesso in almeno una delle componenti di velocità;
- i submovimenti si sovrappongono linearmente.

Il modello di velocità viene ottenuto per ogni soggetto. I movimenti vengono scalati in ampiezza e durata in modo da avere lo stesso punto di partenza

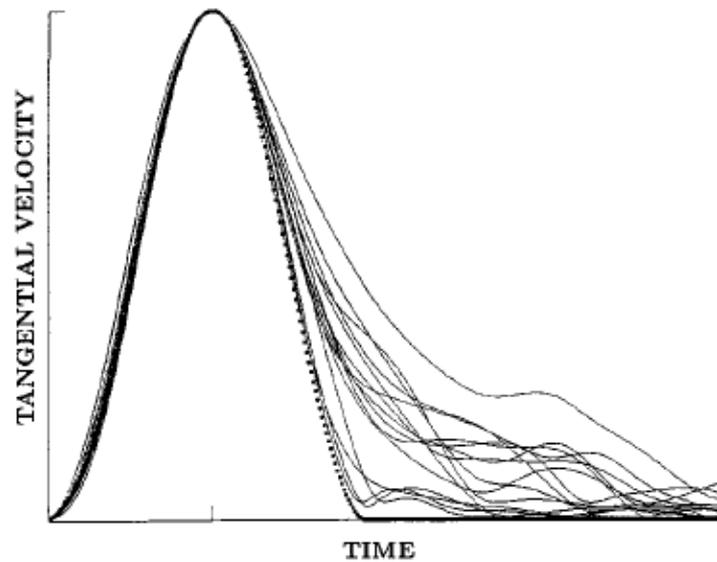


Figura 2.21: Profili di velocità tangenziale del polso. Il profilo prototipo costruito è rappresentato dalla linea puntata. [45]

ed il picco allineato. Nella maggior parte di essi non si nota nessuna anomalia nella fase accelerativa, da questo si deduce che questa fase di ogni atto è stata prodotta da un singolo comando motorio che forma parte di un singolo submovimento. Durante la fase di decelerazione, invece, si nota maggiore variabilità attribuibile principalmente alla necessità di accuratezza.

### Risultati e discussione [44]

In Fig. 2.22 è mostrato un esempio di profilo di velocità del movimento composto e dei relativi submovimenti ottenuti tramite decomposizione. Minore è la dimensione del target, maggiore si rivela il numero di movimenti discreti di cui è composto quello complesso; la componente della velocità tangenziale lungo l'asse  $x$  è dominante poichè coincide con la direzione principale del moto. Sono stati esaminati anche movimenti più lenti nei quali l'accuratezza non è più così fondamentale: in questo caso il profilo di velocità presenta diverse inflessioni tra l'inizio ed il picco, al contrario delle situazioni precedentemente analizzate.

L'ipotesi che un movimento possa essere scomposto in diversi submovimenti, ognuno dei quali ottenuto come una versione ridimensionata di un profilo di velocità modello, è fortemente sostenuta dalla facilità con cui è stata ottenuta la decomposizione nel lavoro presentato. Questa procedura è stata svolta

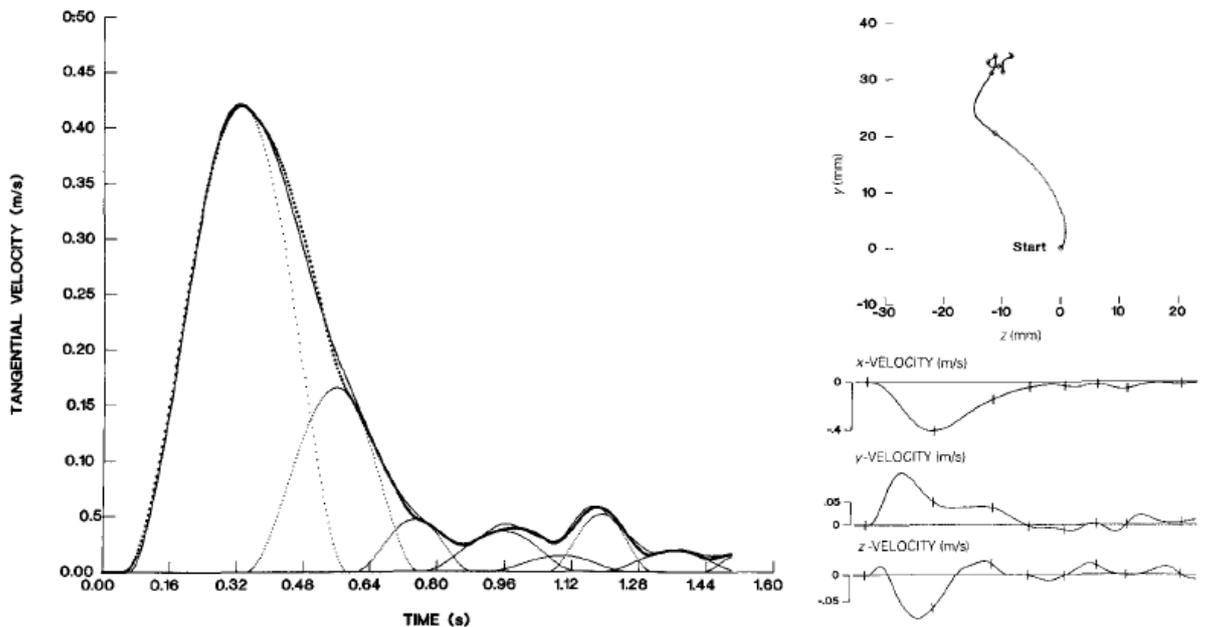


Figura 2.22: Profili di velocità tangenziale e submovimenti sottostanti ottenuti per decomposizione. A destra è mostrato il percorso della mano sul piano  $yz$  (parallelo all'obiettivo) [45]

tenendo conto che questi blocchi discreti sono legati a cambiamenti nella direzione del percorso della mano in un piano parallelo a quello target; detti cambiamenti sono necessari per compensare l'inaccuratezza dei comandi motori iniziali e la variabilità delle velocità e delle accelerazioni nella traiettoria dell'arto.

Solitamente il primo submovimento presenta un'ampiezza maggiore, mentre quelli successivi tendono a ridursi al progredire del movimento. Questa strategia può essere associata ad una tecnica di ottimizzazione della velocità e dell'accuratezza fino a quando la maggior parte della distanza verso l'obiettivo viene raggiunta. Questa distanza è coperta rapidamente e principalmente dal primo elemento discreto, mentre i successivi hanno picchi inferiori, ma presumibilmente più precisi. Inoltre, la maggior parte delle azioni correttive avviene in prossimità del target, con il supporto del feedback visivo che funge da guida.

I risultati suggeriscono che il SNC compie azioni correttive periodicamente per allineare in modo più preciso il percorso della mano verso il target, ciò spiegherebbe anche l'asimmetria e l'irregolarità osservata. Si nota che il tempo che trascorre tra un submovimento e l'altro va da 100 a 250 ms. La natura discreta di questi meccanismi di compensazione portano a pensare che per ogni submovimento effettuato esiste un ritardo superiore o uguale alla reazione

visiva prima del successivo elemento.

Infine, siccome la segmentazione dei movimenti è stata osservata anche in moti più lenti, la tecnica di sovrapposizione dei submovimenti può essere generalizzabile e particolarmente utile nel rifinire un comando motorio. Inizialmente, si può approssimare il movimento come una composizione di elementi discreti che via via si fondono e che con la pratica forniscono la desiderata smoothness per formare un singolo movimento continuo. Questo processo può essere associabile all'apprendimento di un nuovo compito motorio.

### Espressione dei submovimenti [44]

Un movimento composto consiste di  $M$  submovimenti rappresentati dai loro profili di velocità tangenziali  $\{\phi_i(nT) : i = 1, \dots, M; n = n_{i0}, \dots, n_{i1}\}$ , dove l' $i$ -esimo submovimento comincia all'istante  $n_{i0}T$  e termina all'istante  $n_{i1}T$ . Ogni submovimento può essere espresso in termini di tre componenti di velocità:

$$\phi(nT) = \sqrt{\phi_x^2(nT) + \phi_y^2(nT) + \phi_z^2(nT)} \quad (2.2)$$

Negli intervalli di non sovrapposizione, la velocità è assegnata semplicemente al valore misurato, mentre quando è presente sovrapposizione, viene assegnato un valore in base all'intensità della velocità tangenziale di ogni submovimenti che contribuisce a quell'intervallo. Supponiamo, ad esempio, che  $\{\dot{x}(nT) : n = 0, \dots, N\}$  rappresenti i dati registrati per la componente di velocità lungo l'asse  $x$  e che  $j$  submovimenti  $\{\phi_{i+m} : m = 0, \dots, j - 1\}$  si sovrappongono al tempo  $nT$ , allora si ha

$$\phi_{i+m,x}(nT) = \frac{\phi_{i+m}(nT)}{\phi(nT)} \dot{x}(nT) \quad (2.3)$$

Le componenti di velocità lungo gli assi  $y$  e  $z$  sono generati allo stesso modo con

$$\phi(nT) = \sqrt{\dot{x}^2(nT) + \dot{y}^2(nT) + \dot{z}^2(nT)} \quad (2.4)$$

Siccome le componenti di  $\phi_i$  sono diverse da zero solo quando esso stesso lo è, allora le derivate prime delle componenti saranno nulle sempre al di fuori dell'intervallo di tempo considerato.

I movimenti trattati in questo studio sono considerati planari (approssimazione accettabile). Ruotando opportunamente il sistema di riferimento, è possibile trovare un'orientazione tale per cui il movimento può essere espresso in funzione di sole due coordinate ortogonali, ovvero  $x$  e  $y$ .

Se si modella l'arto superiore come un sistema multilink rigido a due articolazioni, esiste un set di angoli di giunzione  $\{\theta_1(nT), \theta_2(nT)\}$  che corrisponde alle coordinate terminali  $\{x(nT), y(nT)\}$  che soddisfa le seguenti relazioni:

$$x = l_1 \cos \theta_1 + l_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) \quad (2.5)$$

$$y = l_1 \sin \theta_1 + l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) \quad (2.6)$$

dove  $l_1$  e  $l_2$  sono le lunghezze dei segmenti corporei.

Le velocità angolari e le accelerazioni possono ottenute essere nel seguente modo:

$$\dot{\theta}_1 = \frac{\dot{x} \cos(\theta_1 + \theta_2) + \dot{y} \sin(\theta_1 + \theta_2)}{l_1 \sin \theta_2} \quad (2.7)$$

$$\dot{\theta}_2 = -\frac{\dot{x}x + \dot{y}y}{l_1 l_2 \sin \theta_2} \quad (2.8)$$

$$\ddot{\theta}_1 = \frac{d\dot{\theta}_1}{dt} \quad (2.9)$$

$$\ddot{\theta}_2 = \frac{d\dot{\theta}_2}{dt} \quad (2.10)$$

Si può dimostrare, infine, che dato un set di submovimenti definiti in termini di componenti di velocità  $\{\phi_{i,x}(nT), \theta_{i,y}(nT) : i = 1, \dots, M; n = n_{i0}, \dots, n_{i1}\}$ , si può adottare un metodo diretto per ricavare un insieme corrispondente di momenti di giunzione  $\{\tau_{1,i}(nT), \tau_{2,i}(nT) : i = 1, \dots, M; n = n_{i0}, \dots, n_{i1}\}$  che sovrapponendosi linearmente generano il movimento composto definito da  $\phi(nT)$ .

### 2.6.2 Cambiamenti di smoothness nel movimento durante il recupero post-stroke [43] [47]

Nel paragrafo corrente si discute ancora la validità dell'ipotesi iniziale relativa all'esistenza dei submovimenti, in aggiunta, sono presentate le tecniche con cui essi possono essere analizzati e come da questi si possa determinare un indice di recupero motorio efficace. La trattazione si concentra, nello specifico, sul jerk come indice di smoothing, evidenziandone le peculiarità.

Nello studio di Rohrer et al. del 2002 [43] tale analisi viene sviluppata eseguendo 5 misurazioni di smoothness nel movimento del braccio in pazienti emiplegici a seguito di stroke. Grazie alla simulazione computazionale, viene

verificata l'ipotesi di combinazione dei submovimenti con l'avanzamento della ripresa dei soggetti.

### Metodi e materiali [43]

I soggetti coinvolti nelle sessioni terapeutiche, si dividono principalmente in due gruppi: i pazienti ricoverati, poichè in fase acuta della riabilitazione (*inpatients*), e quelli esterni, in fase cronica (*outpatients*). Le analisi sono svolte utilizzando il sistema robotico MIT Manus (descritto nel paragrafo 1.2.2) come un dispositivo di misura passivo, con lo scopo aggiuntivo di limitare i movimenti dell'arto su un piano orizzontale. Con questa misura vengono ricavate alcune grandezze fondamentali, quali la velocità media, la velocità del picco e la durata del movimento.

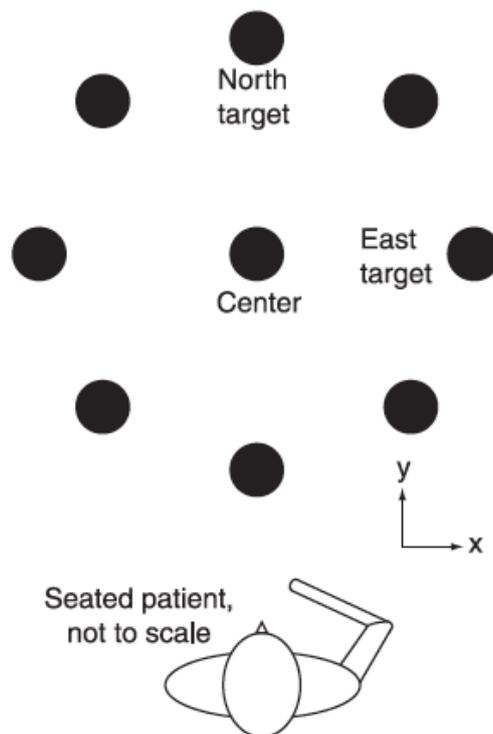


Figura 2.23: Reaching task: vista dall'alto [43]

Il compito richiesto ai pazienti consiste in una sequenza di movimenti di *reaching* (Fig. 2.23) a partire da un punto centrale (*center*) verso i target posti in cerchio, ripassando ogni volta dal centro (in senso orario).

Tutti i parametri di smoothness sono stati definiti in modo che a valori maggiori corrispondessero movimenti più armoniosi. Sono riportate le cinque misure effettuate:

- *INDICE DI JERK*

Esso è calcolato dividendo l'opposto del jerk medio (in ampiezza) per il massimo della velocità (picco) e la sua unità di misura è  $1/s^2$ .

- *INDICE DI VELOCITÀ*

È calcolata come la media della velocità divisa per il picco.

- *MAPR*

Il "Movement Arrest Period Ratio" indica per quanto tempo la velocità di movimento supera una certa percentuale del valore massimo (in questo caso, fissata al 10%). È rappresentativo del fatto che i pazienti acuti tendono a fermarsi diverse volte prima di raggiungere il target, per questo il profilo di velocità presenterà molti intervalli con velocità nulla e, man mano che il soggetto recupera il controllo del braccio, il raggiungimento del goal avverrà in modo sempre più continuo.

- *INDICE DI PICCO*

Il numero di picchi presenti nel profilo di velocità è rappresentativo in quanto molti picchi sono caratteristici di un movimento poco armonioso, indicando più periodi di accelerazione e decelerazione. Nello studio trattato, il parametro di picco è pari all'opposto del numero dei picchi per far corrispondere un aumento dell'indice a un aumento della smoothness.

- *INDICE DI "TENDENZA"*

Questo parametro è inteso come il rapporto dell'area sottesa la curva di velocità e la stessa curva "stirata" con un solo punto di massimo.

Viene simulata la fusione dei submovimenti in diversi casi per testare il legame tra questo fenomeno ed il recupero post-stroke. Il profilo di velocità del movimento creato è ottenuto con due curve a jerk minimo, di uguale ampiezza e larghezza, mentre la progressiva unione viene ottenuta sommando scalarmente le porzioni sovrapposte delle curve.  $T$  è definito come l'intervallo tra le due campane.

In Fig. 2.24 si nota un netto cambiamento tra gli stati iniziali e finali di terapia.

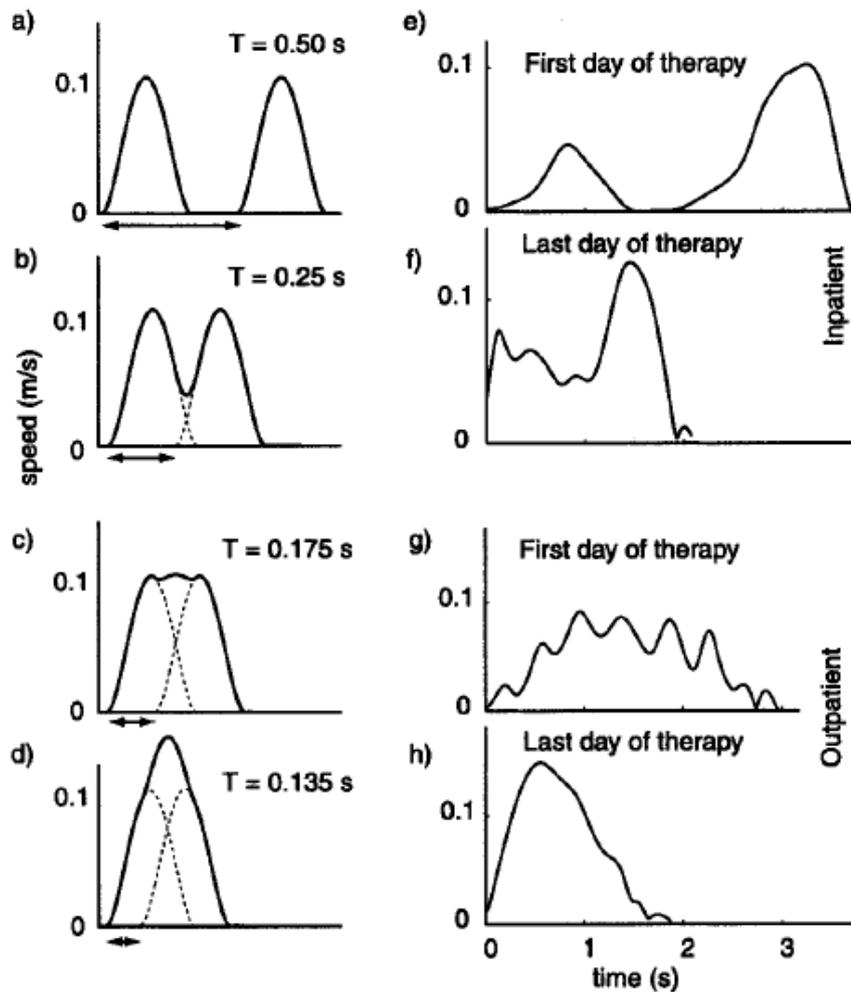


Figura 2.24: Profili di velocità simulati (a sinistra) e reali (a destra). *a*, *b*, *e*, *f* sono relativi a un paziente acuto, mentre *c*, *d*, *g*, *h* sono relativi a un paziente cronico [43].

### Risultati e discussione [43]

A seguito della simulazione si vede che i picchi di velocità dei pazienti cambiano significativamente in molti casi, ma senza un trend specifico. La media delle velocità, invece, tende ad aumentare in entrambe le tipologie di pazienti, mentre la durata tende a diminuire in modo più evidente nei test eseguiti su inpatient. Si ottengono anche dati che riportano la variabilità degli indici calcolati e ne sottolineano la valenza statistica. L'andamento generale degli indici è simile per quattro di essi, che aumentano all'avanzare della fu-

sione, al contrario del jerk che presenta una forma particolare come mostrato in Fig. 2.25.

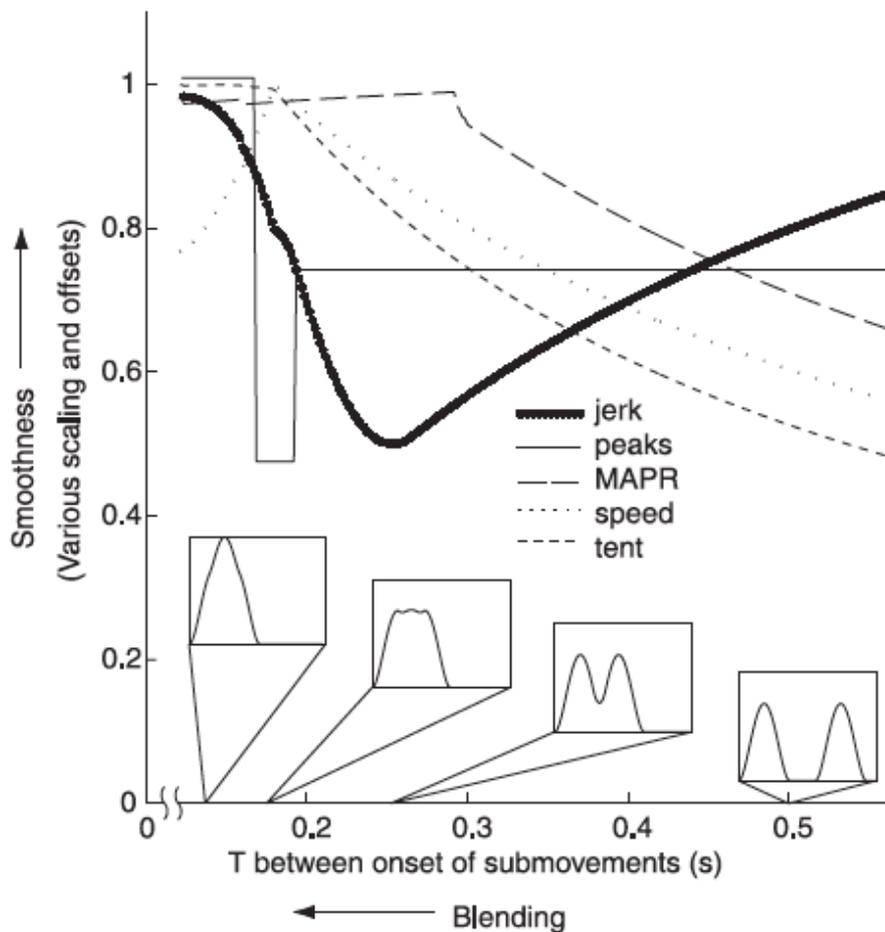


Figura 2.25: Confronto tra gli indici di smoothing durante la simulazione di fusione di due curve a jerk minimo [43]

Il lavoro di Rohrer si conclude affermando che la smoothness deriva da un processo di apprendimento e coordinazione oltre che dalla struttura del sistema neuro-muscolare. Osservando Fig. 2.25 si notano due zone in relazione all'indice di smoothing: a sinistra della "V", formata dall'andamento della misura, sono rappresentati pazienti con meno sovrapposizione dei submovimenti e che presentano un marcato incremento delle altre quattro misure; a destra della "V", invece, si notano incrementi modesti degli altri quattro indici. Ciò riporta chiaramente che solo gli inpatient hanno una calo significativo del jerk, mentre gli outpatient mostrano solo un aumento del valore. Dato questo comporta-

mento controintuitivo della misura, si deve considerare che, almeno durante il recupero post-ictus, la minimizzazione del jerk non è il criterio principale che governa il raffinamento dei pattern motori.

La risoluzione e la specificità delle misure cinematiche, come quelle viste, possono portare ad osservare nuovi fenomeni. Si pensi che la misura del jerk è stata utile nell'identificazione degli individui presintomatici affette da morbo di Huntington, cosa che le misure cliniche non era state in grado di fornire [43]. Inoltre, l'esistenza dei submovimenti può indicare una rappresentazione discreta interna dei comandi motori.

### 2.6.3 Misure di smoothness

Nel paragrafo precedente viene presentato un indice di misura importante nella determinazione dell'armoniosità di un movimento: si parla di jerk. Esso risulta essere un buon indicatore di smoothness, ma al tempo stesso fornisce alcune criticità che vengono evidenziate nel lavoro di Rohrer del 2002 [43].

Due anni dopo, lo stesso team di ricerca propone uno studio incentrato sulla sovrapposizione dei submovimenti quali indice di misurazione [50] con lo scopo di validare la non completa efficacia del jerk.

#### Sovrapposizione dei submovimenti

Come visto, la frammentazione del movimento risulta più evidente nei pazienti affetti da ictus, ma diminuisce all'avanzare della terapia [43], per questo i submovimenti stessi possono essere utilizzati come un indice di recupero funzionale.



Figura 2.26: Movimenti con relativi submovimenti estratti, dal primo e dall'ultimo giorno di terapia. [47]

Per verificare tale deduzione, viene eseguita un'analisi applicando un algoritmo di scomposizione del movimento [48] e viene mostrato che in pazienti

post-stroke i submovimenti tendono ad incrementare al proseguire della riabilitazione [50].

### Confronto tra indici di smoothing [47]

La differenza tra i due indici di misura (smoothness basata sul jerk e sull'unione di submovimenti) è evidenziata dai lavori di Rohrer et al. [43] [50] [47].

Il jerk indica che il movimento cresce al diminuire della smoothness, tendenza che si inverte quando i submovimenti diventano sufficientemente vicini e le due misure forniscono gli stessi risultati. La spiegazione sta nel fatto che i pazienti in cui è presente questo fenomeno sono soggetti i cui movimenti sono composti da meno sovrapposizione dei submovimenti. Il jerk (nella forma utilizzata), dunque, non riflette in modo accurato l'aumento di smoothness osservato durante il recupero, per questo è una misura che dev'essere utilizzata con cautela poichè potrebbe rivelarsi fuorviante. I submovimenti stessi, invece, sono ben rappresentativi della struttura più fine osservata a seguito della terapia.

In conclusione, il comportamento controintuitivo del jerk porta ad affermare che esso, almeno durante il ricovero post-stroke, non costituisce un buon indice per stimare e monitorare il processo di rifinitura del pattern motorio. D'altra parte la sovrapposizione degli elementi discreti fornisce una misura quantitativa robusta del processo di recupero [47].

## Capitolo 3

# Applicazioni RV in riabilitazione

La realtà virtuale può essere implicata nel recupero funzionale da menomazioni e disabilità. Spesso l'approccio utilizzato nell'affrontare un danno cerebrale (con conseguenze soprattutto motorie) determina un handicap per il soggetto che tende a vivere con difficoltà e limitazioni l'ambiente che lo circonda. Nuovi metodi cercano di superare questo problema agendo proprio su una sorta di arricchimento ambientale che renda gli spazi fruibili in qualsiasi condizione, ottenendo risultati più propositivi rispetto al recupero delle capacità del soggetto. Nei contesti riabilitativi, si riscontra usualmente la difficoltà di personalizzazione dell'interazione ambientale, a seconda del tipo di paziente e del relativo danno neurologico. Ciò può essere affrontato in modo più specifico sfruttando la VR per sviluppare spazi e condizioni adattabili all'individuo. Diventa fondamentale il fatto che sia il paziente stesso, in modo diretto, a poter definire il tipo d'interazione più idonea con l'ambiente in cui si trova, tramite schermi posizionati sul capo (cosiddetti head-mounted-display o HMD). Nelle ricerche sono stati introdotti anche studi affiancati a misurazioni dell'attività cerebrale tramite fMRI (Risonanza Magnetica Funzionale, ovvero una tecnica di Imaging basata sulla RM Nucleare per valutare la funzionalità di un organo, in modo complementare all'analisi morfologica), durante l'interazione con l'ambiente virtuale, per verificare l'effettiva utilità e influenza di questa applicazione per i danni neurologici [1].

### 3.1 VR in neuroriabilitazione

Fino a pochi anni fa, era raro l'uso di VR nella formazione professionale, poichè gli ambienti virtuali realizzati erano progettati per applicazioni su larga scala e a costi elevati (si pensi al simulatore di volo). Al giorno d'oggi, l'utilizzo

si è diffuso in ambiti diversi, come la chirurgia, il paracadutismo, il pilotaggio, quindi in contesti di realtà con elevati rischi e difficile da monitorare.

L'uso della VR in riabilitazione permette di simulare situazioni della vita reale o immaginaria, attraverso un assetto a basso impatto, valido e dinamico per l'analisi e l'esercizio. Le sessioni possono, inoltre, essere ripetute in maniera identica più volte ed essere rese flessibili a seconda del task da svolgere o del danno dell'utente.

I concetti principali in riabilitazione motoria, descritti nel Capitolo 1, si possono riassumere nel seguente modo [7]:

- la **ripetizione**, fondamentale per l'apprendimento e le relative modificazioni corticali;
- il **feedback**, che possa fornire lo stato d'avanzamento della performance rispetto a un certo goal;
- la **motivazione** dell'utente, necessaria per ottenere risultati positivi.

Le tecniche di RV rispondono ai requisiti sopra elencati, pertanto si rivelano uno strumento efficace in questo ambito, nonostante gli studi compiuti siano ancora relativamente pochi.

### Esempi di utilizzo

Le seguenti tecniche sono solitamente implicate nella riabilitazione a seguito di TBI.

Uno degli handicap più sofferti da pazienti che hanno subito un trauma cranico, è l'incapacità di guidare. La guida, infatti, rappresenta un forte segnale d'indipendenza che, spesso, è uno dei primi ad essere limitato. A tal proposito, è stato realizzato un sistema integrato di VR in grado di simulare uno scenario di guida (con difficoltà sempre crescenti) ad hoc per ogni esigenza. Si è notato anche l'impatto psicologico positivo di questo studio, durante il quale è risultato evidente il coinvolgimento motivazionale nell'eseguire sessioni riabilitative.

Un altro esempio interessa l'abilità spaziale, intesa come la capacità di rappresentare e organizzare l'ambiente circostante in un ambiente coerente (comprende la manipolazione degli oggetti e le percezioni visive), associata alla memoria spaziale. Esistono tre dimensioni di abilità spaziale: le relazioni spaziali e l'orientamento, la visualizzazione e la capacità di determinare la posizione spaziale di un oggetto rispetto al proprio corpo. Grazie alla possibilità di creare, presentare e manipolare oggetti 3D dinamici, la realtà virtuale può rivelarsi efficace nell'approccio a questo tipo di deficit motorio. Molti

studi hanno evidenziato l'efficacia dell'utilizzo di ambienti virtuali basati su schermo. Ricerche recenti usano ambienti virtuali audio di tipo immersivo per ottenere un'informazione supplementare (stimoli uditivi), la quale si è rivelata funzionale per bambini non vedenti, nella ricostruzione della mappa spaziale interna del loro SNC. [1]

La tecnologia riabilitativa basata su VR può essere utilizzata in diversi modi. Il primo esempio è quello che prevede di utilizzare la piattaforma Wii per la riabilitazione [38]; tramite fMRI è stato possibile valutare le aree di attivazione corticale, evidenziando processi di neuroplasticità, a seguito di riabilitazione VR, in uno studio del 2005 [39]; nel 2008 si sono analizzati i trattamenti terapeutici dolorosi e la "distrazione" cognitiva provocata da un ambiente virtuale immersivo [40]. Ovviamente le casistiche sono molteplici, ma trovano sempre più spazio al posto delle procedure convenzionali di riabilitazione.

## 3.2 Riabilitazione da infarto cerebrale

I sistemi anatomici coinvolti nell'azione motoria, sono molti, con funzioni differenti, e lavorano in stretta interconnessione gli uni con gli altri. Per questo motivo, un eventuale danno a uno di questi (o a una sua parte) può avere gravi conseguenze (diverse a seconda della lesione) sulla capacità motoria di un individuo.

Secondo l'American Academy of Neurology, l'*ictus* (o *stroke*, in inglese) è la terza causa di mortalità negli USA [32].

### 3.2.1 Stroke

L'*ictus* o infarto cerebrale è la conseguenza di un danno cardiocircolatorio encefalico. Le cause di tale danno sono di due tipologie:

- l'occlusione (dovuto, ad esempio, a trombosi o embolia cerebrale) che provoca insufficiente apporto energetico al tessuto irrorato (detta *ischemia*);
- l'emorragia (dovuta, ad esempio, ad aneurismi arteriosi o ipertensione arteriosa), ovvero la fuoriuscita di sangue da un vaso sanguigno.

L'irrorazione dell'encefalo è molto fitta per garantire al tessuto nervoso costante rifornimento di elementi indispensabili al loro funzionamento (soprattutto ossigeno e glucosio) e per eliminare le sostanze di scarto prodotte. Essa è divisa in due sistemi arteriosi, i quali si congiungono alla base del cervello

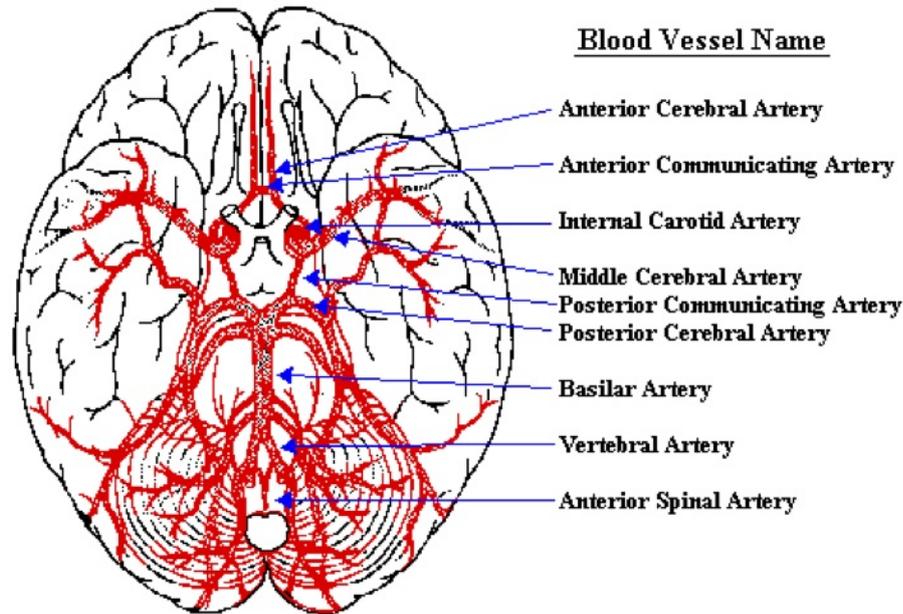


Figura 3.1: Vascolarizzazione dell'encefalo [33]

formando il cosiddetto Poligono di Willis, permettendo il passaggio del sangue da un emisfero all'altro.

Data l'elevata importanza del sistema, l'organismo attua meccanismi di supplenza, ovvero presenta (come in molti altri casi visti) ridondanza per mantenere un margine di sicurezza nell'eventualità di una lesione.

La durata dell'arresto circolatorio di parte del tessuto cerebrale, è fondamentale per determinare il recupero, o meno, delle funzionalità perse. Se esso permane per meno di 3 minuti, il disturbo funzionale è reversibile, altrimenti si ha a che fare con necrosi tissutale (irreversibile). Un altro elemento significativo per l'entità del danno originato in questa situazione è la sua localizzazione. Si pensi alle arterie cerebrali media e anteriore: la prima irrorla la corteccia e la sostanza bianca, quindi le conseguenze immediate saranno rilevabili sul viso e sulla mano (in base alla mappa somatotopica corticale), mentre la seconda arriva alla parte interna dei lobi frontali e parietali, perciò colpisce soprattutto l'arto inferiore controlaterale [33].

### 3.2.2 VR nella riabilitazione da stroke per arto superiore

I deficit di mobilità del braccio sono i più frequenti a seguito di un infarto cerebrale (circa l'80%). Tradizionalmente, i primi interventi eseguiti sul

paziente, si concentrano sulla riduzione del danno con tecniche di posizionamento ed esercizio per limitare contrattura e spasticità muscolare. Negli stadi più avanzati, si focalizzano gli interventi sul riapprendimento motorio. Recentemente il focus è diventato la ricerca dell'aumento delle funzioni dell'arto superiore durante tutto l'iter riabilitativo, sfruttando nuove strategie, come la tecnica del biofeedback. Tra le tecniche più innovative, vi è proprio la realtà virtuale, precedentemente descritta.

Lo studio di Henderson et al., con lo scopo di valutare l'effettiva utilità della VR in riabilitazione post-stroke, si basa sulla rivisitazione di alcune tecniche per l'arto superiore (o UL, upper limb) cercando di capire se l'introduzione di ambienti virtuali (immersivi e non immersivi) fornisce risultati migliori rispetto alle tecniche più tradizionali. In entrambi i casi, la VR si rivela più efficace rispetto alla riabilitazione tradizionale o alla non riabilitazione, pertanto, nonostante le ricerche al riguardo siano ancora limitate, ha senso investire in ulteriori studi per migliorarne l'applicazione. Questo bisogno è accentuato per le disabilità causate da ictus. [34]

In seguito vengono riportati alcuni esempi di sistemi utilizzati nel contesto d'interesse.

### MIT Manus

Si tratta di un sistema robotizzato di VR basato sull'apprendimento per imitazione (virtual teacher), consentendo una vasta gamma di movimenti per il braccio. Esso è composto da un sistema di tracking elettromagnetico, da un display e da un software di VR. In questo contesto il paziente deve eseguire un certo task (di difficoltà crescente) che può essere modificato dal terapeuta, in modo da renderlo più idoneo alle condizioni del soggetto stesso. Durante l'esecuzione del compito motorio il livello di matching con la traiettoria di esecuzione del virtual teacher determina il feedback aumentato, fornito come uno score. Lo scoring è flessibile, permettendo al terapeuta di fornire diversi pesi ai vari aspetti dell'esecuzione del task (controllo, velocità, smoothness...) [7].

Il manipolatore robotico ha solamente 2 gradi di libertà, permettendo il movimento di mano e braccio e supportando la mobilità della spalla e del gomito. Il sistema può muovere, guidare o perturbare il movimento registrando velocità, posizione e forze applicate.

Gli studi eseguiti con questo sistema sono limitati, ma si nota, comunque, un apprendimento dei pazienti che viene mantenuto e generalizzato nel tempo nel contesto reale. Esso è utilizzato prevalentemente per studiare la decomposi-



Figura 3.2: Applicazione di VR in riabilitazione dell'arto superiore tramite il sistema MIT Manus [41]

zione dei segnali cinematici di pazienti affetti da ictus in movimenti elementari [41].

Sistemi più recenti di manipolatore robotizzato consentono di effettuare movimenti anche a 7 gradi di libertà.

### Sistema Rutgers University

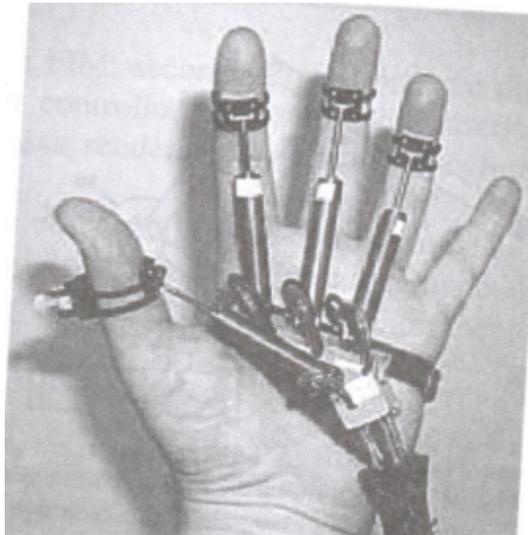


Figura 3.3: Sistema Rutgers University [41]

Questo sistema è focalizzato sulla riabilitazione della mano. Esso è costituito da un guanto con sensori ottici e di forza, un dinamometro, un goniometro e un PC per la registrazione dei dati acquisiti. Inoltre, è previsto un guanto aptico che fornisce un feedback di forza alle dita [41].

I pochi test svolti, mostrano miglioramenti limitati e non coerenti.

### VRRS System

L'ambiente virtuale è sviluppato dal Khymeia Group a partire dal protocollo operativo derivante da una metodica di trattamento neuromotorio in ambito virtuale, elaborata presso il Dipartimento di Scienze Cognitive del MIT (Massachusetts Institute of Technology di Boston), impiegando avanzate conoscenze neurofisiologiche dei processi di apprendimento e memorizzazione del movimento. VRRS è stato progettato per porre il paziente nelle condizioni di produrre verso il proprio SNC il feedback aumentato (augmented feedback) attraverso esercizi effettuati in ambiente virtuale che consentono di sviluppare la consapevolezza dei risultati dei movimenti effettuati (knowledge of results) e la consapevolezza della qualità dei movimenti stessi (knowledge of performance) [35].



Figura 3.4: Riabilitazione assistita con VRRS [37]

Dopo il primo decennio di sperimentazione clinica, sono state effettuate diverse pubblicazioni scientifiche sul tema. La Cochrane Review ha certificato l'efficacia della VR in riabilitazione neurologica motoria sfruttando per quasi il 70% dei pazienti il sistema in esame [36].

Il VRRS è attualmente il sistema di riabilitazione basato sulla tecnologia della realtà virtuale più innovativo e testato al mondo. La maggiore efficacia è

unita, peraltro, ad una straordinaria compliance da parte dei pazienti che percepiscono la metodica VRRS quasi come un gioco, innestando un meccanismo motivazionale fondamentale per il raggiungimento degli obiettivi riabilitativi [35]. Oltre ad avere benefici clinici, esso permette di ottenere risultati positivi anche dal punto di vista sociale, organizzativo, scientifico ed economico.

Il sistema VRRS è fornito di un tracker di tipo magnetico per riconoscere posizione e inclinazione, in real time, di sensori 3D miniaturizzati posizionati sulle zone del corpo del paziente, che sono oggetto di studio. Detti sensori sono di tipo wireless e possono anche essere posti su oggetti di uso quotidiano che vengono manipolati dall'utente. Ciò consente di riprodurre i movimenti effettuati dal soggetto in scenari virtuali, dietro imitazione di movimenti ideali pre-registrati e visualizzati a schermo. I feedback applicati al paziente possono essere visivi e acustici.



Figura 3.5: Visualizzazione di task motorio [35]

La componente hardware comprende un cabinet di contenimento dell'unità centrale di processo, monitor LCD touch screen capacitivi, il generatore di un campo magnetico estremamente debole, ma coerente, e i sensori 3D passivi wireless indossati dal paziente; il numero di sensori varia a seconda delle specifiche esigenze e può arrivare a sensorizzare tutto il corpo. Le dimensioni del cabinet e l'ampiezza dello schermo variano a seconda dei modelli (Evo, Lab, Med) [35].

La componente software è il vero cuore dell'apparecchiatura. Oltre a creare ambienti virtuali di practice estremamente evoluti, consente l'esecuzione delle seguenti principali funzionalità [35]:

- possibilità di aggiungere e modificare gli esercizi rispetto al set di base già fornito, tramite un editor virtuale. In questo modo i terapeuti possono personalizzare la terapia in base allo stato del paziente;

- modalità d'interazione dinamica tra il soggetto e diversi oggetti di uso comune, dei quali VRRS replica le principali proprietà fisiche come le dimensioni, il peso, la massa e l'elasticità;
- sistema di punteggio di merito creato al termine di ogni singolo esercizio. Grazie ad esso, i progressi del paziente vengono premiati attraverso dei feedback, aumentandone il fattore motivazionale, inoltre, risulta uno degli strumenti di valutazione e monitoraggio per il terapeuta;
- memorizzazione delle sessioni terapeutiche per ogni individuo. Tutti gli esercizi ed i relativi risultati vengono automaticamente registrati (sia all'interno di una memoria portatile che all'interno del VRRS stesso) e sono consultabili dal terapeuta in ogni momento sia in locale che da remoto.



# Capitolo 4

## Tecniche di analisi e decomposizione di tracciati in submovimenti

I movimenti dell'arto superiore umano sono “dolci”, con un profilo di velocità genericamente simmetrico e possono essere descritti adeguatamente tramite modelli che massimizzano la smoothness. Come riportato nel Capitolo 2, si nota che nei neonati, così come in pazienti colpiti da deficit motorio (in particolar modo, i soggetti post-stroke), questa peculiarità viene a mancare ed i movimenti accurati mostrano una sorta di frammentazione.

Stabilita l'importanza della trattazione dei movimenti in termini di elementi discreti, si vuole focalizzare l'attenzione del presente capitolo su alcuni modelli e metodi proposti nel corso degli anni per analizzarli ed isolarli. Infatti le prove dell'esistenza dei submovimenti sottostanti i movimenti continui ha motivato molti tentativi di estrarli [48] per dedurre la composizione di un atto motorio dai dati cinematici. Al termine del capitolo, viene presentato un algoritmo di scomposizione, col quale si cerca di superare alcune limitazioni proprie degli altri modelli.

### 4.1 Modelli e rappresentazione dei submovimenti

Per più di 100 anni i movimenti di *reaching* sono stati studiati per comprendere il controllo motorio e visivo dei movimenti del braccio. Si è visto che i movimenti si dividono in due fasi: una fase d'approccio seguita da una d'aggiustamento [46]. Nel dominio della velocità tangenziale, un submovimen-

to è rappresentato da una funzione a forma di campana, unimodale. Come mostrato da Milner [44], l'atto motorio può essere ben rappresentato dalla sovrapposizione di submovimenti discreti, ipotesi supportata da diverse evidenze sperimentali. In particolare, si deduce che la cinematica dipende dall'accuratezza richiesta dal task che il soggetto deve eseguire, come mostrato in Fig. 4.1.

In seguito, vengono presentati due modelli basati sull'ipotesi dell'esistenza dei submovimenti.

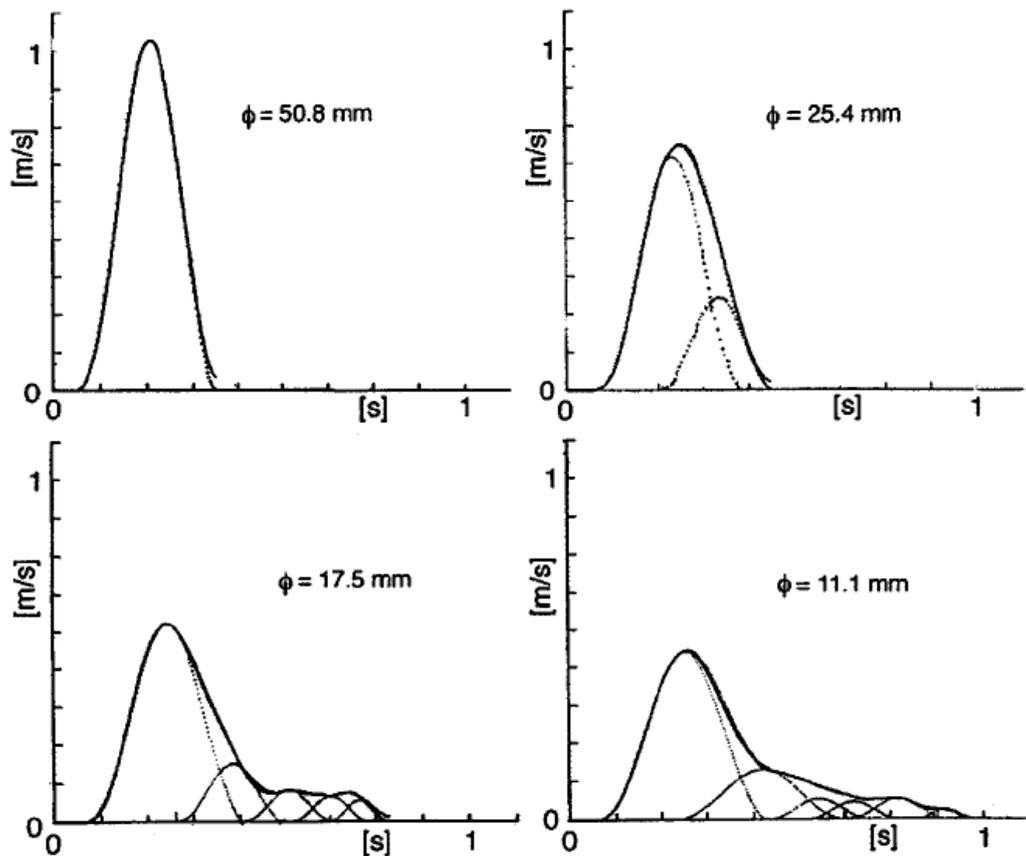


Figura 4.1: Profili di velocità di movimenti misurati tramite cui i soggetti devono posizionare un gancio in quattro fori di diametri differenti, su un target piano verticale. I profili di velocità totali sono stati misurati ed i submovimenti, indicati con la linea puntata, sono stati ottenuti tramite simulazione al calcolatore. [46]

### 4.1.1 Modello computazionale per la formazione di traiettorie [45]

La formazione di traiettorie è una delle funzioni di base del controllo neuromotorio così come la compensazione di carichi, il raggiungimento di target in movimento, il controllo appropriato degli impatti e la generazione di forze di contatto [45]. A tal proposito, una possibile ipotesi considera un meccanismo di generazione comune ai diversi paradigmi di formazione del percorso. Essa è supportata dal fatto che pattern cinematici si possono osservare sia per movimenti semplici (come il reaching) che per quelli più complessi (la scrittura, ad esempio). Morasso [45] cerca di comprendere qual è questo meccanismo comune nella formazione delle traiettorie, focalizzando l'attenzione su traiettorie "pure", non composite, di diversi compiti motori. Per eseguire un'analisi di questo tipo, esistono due classi di modelli: i modelli basati sul muscolo e quelli basati sullo spazio. I primi considerano la formazione del percorso direttamente legata alla geometria dei muscoli e alle loro proprietà meccaniche. I secondi, invece, il meccanismo di formazione è basato sulla capacità di espressione e controllo della traiettoria della mano nello spazio, indipendentemente dai pattern muscolari ed articolari attuali. Ai fini dello studio riportato, viene utilizzato quest'ultimo tipo di modello, il quale può essere scomposto in tre livelli, ma che prende in considerazione solo i primi due:

- livello cognitivo/simbolico, basato su un meccanismo di codifica e planning e che implica un'elaborazione dell'informazione e processi di decision making;
- livello intermedio, il quale genera pattern spazio-temporali per un dato movimento pianificato;
- livello muscolare e di giunzione, basato sull'attuazione e che implica trasformazioni geometriche e meccaniche in modo implicito.

Data la natura discreta del movimento ipotizzata, si può pensare che l'atto motorio sia formato dalla sovrapposizione temporale di submovimenti, inoltre viene suggerito un metodo di codifica ed archiviazione della traiettoria tramite una lista di descrittori di "tratti" (i submovimenti stessi) [45].

Le curve composite sono ottenute dall'unione dei segmenti di curve base scelte appropriatamente (i tratti, appunto), tenendo conto di opportune condizioni di continuità per generare traiettorie sufficientemente smooth. Velocità e curvatura sono continue, dunque ogni tratto (espresso nella sua forma parametrica rispetto al tempo) dev'essere rappresentato almeno da una funzione

polinomiale del tempo cubica e la tecnica di giunzione tra di essi deve garantire continuità fino alla seconda derivata temporale.

È possibile separare i problemi di modellazione e smoothing fornendo un set di funzioni con caratteristiche di smoothness incorporate. Per esempio, si possono utilizzare le cosiddette *B-splines* opportunamente pesate e sommate, che sono sovrapposte nel tempo. In questo modo i vari tratti non sono direttamente osservabili, ma viene garantito l'effetto di armonia della curva finale. Grazie a questo meccanismo è possibile dividere il sistema di generazione in due parti: una componente che si occupa della sola caratterizzazione geometrica del movimento ed una o più funzioni generatrici temporizzate in modo idoneo.

### Tratti curvilinei [45]

Si considera la generazione dei tratti attraverso segmenti curvi, definiti nel modo seguente:

$$\underline{r} = \underline{r}(t) = \underline{l} \underline{R} \underline{s}_c(t) \quad (4.1)$$

dove  $\underline{l}$  è la lunghezza del tratto e  $\underline{R}$  è una matrice di rotazione 2x2 che identifica l'inclinazione della curva, mentre  $\underline{s}_c$  rappresenta il tratto normalizzato per unità di lunghezza, dipendente dall'angolo  $a$  sotteso dalla corda unitaria, il quale presenta un profilo di velocità a forma di campana, continuo nella derivata seconda temporale. L'angolo, a sua volta, risulta proporzionale al raggio di curvatura.

Le traiettorie composito possono essere generate dalla regola seguente:

$$\underline{r} = \underline{r}(t) = \underline{r}_1(t - \tau_1) + \underline{r}_2(t - \tau_2) + \dots + \underline{r}_n(t - \tau_n) \quad (4.2)$$

la quale è caratterizzata da un pattern di sovrapposizione lineare di una sequenza di tratti ritardati.

In Fig. 4.2 è riportata la sovrapposizione utilizzata per generare curve poligonali: sono scelti due tratti attivati contemporaneamente. Maggiore è l'interferenza, più smooth risulterà la curva. In Fig. 4.3 è possibile osservare la generazione dei percorsi ottenuti dal modello di composizione dei tratti per la formazione della traiettoria. Tale modello è rappresentabile tramite uno schema a blocchi (Fig. 4.4)

Il modello considerato può essere suddiviso in diverse parti:

- una fase di pianificazione spaziale, durante la quale vengono condificati e memorizzati i parametri geometrici della catena di tratti, all'interno di una memoria motoria a breve termine;

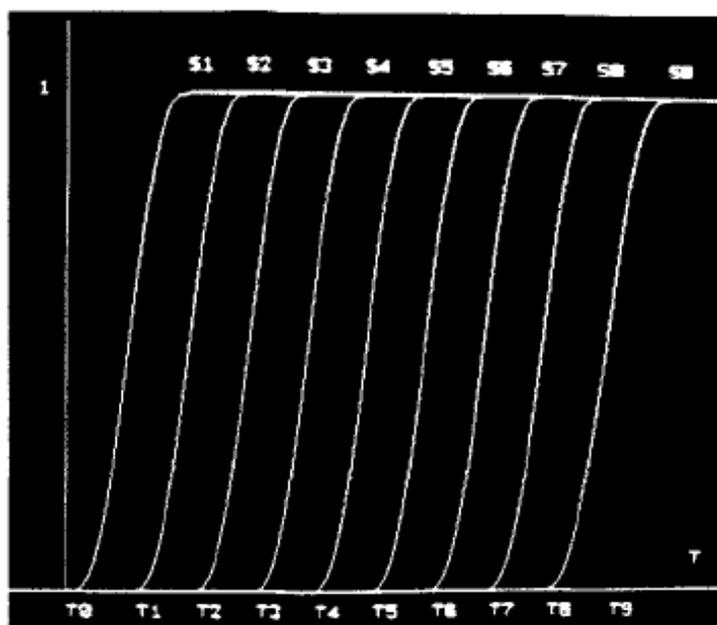


Figura 4.2: Pattern di sovrapposizione di funzioni generatrici di tratti a forma di gradino: le funzioni sono sfasate in modo che due di esse risultino attive allo stesso tempo, ad eccezione della prima e dell'ultima metà. [45]

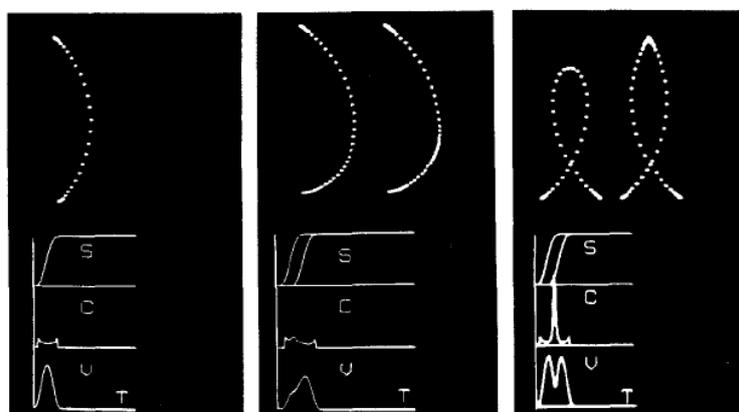


Figura 4.3: Traiettorie generate dal modello di composizione dei tratti. S è la sequenza delle funzioni generatrici di tratti; V è il profilo di velocità; C è il profilo di curvatura. [45]

- una fase di generazione spazio-temporale di tratti, durante cui sono attivi due generatori di tratti;

## 70 Tecniche di analisi e decomposizione di tracciati in submovimenti

- una fase di sovrapposizione di questi tratti;
- ed infine, una fase di trasformazione di coordinate che genera la legge di giunzione del moto.

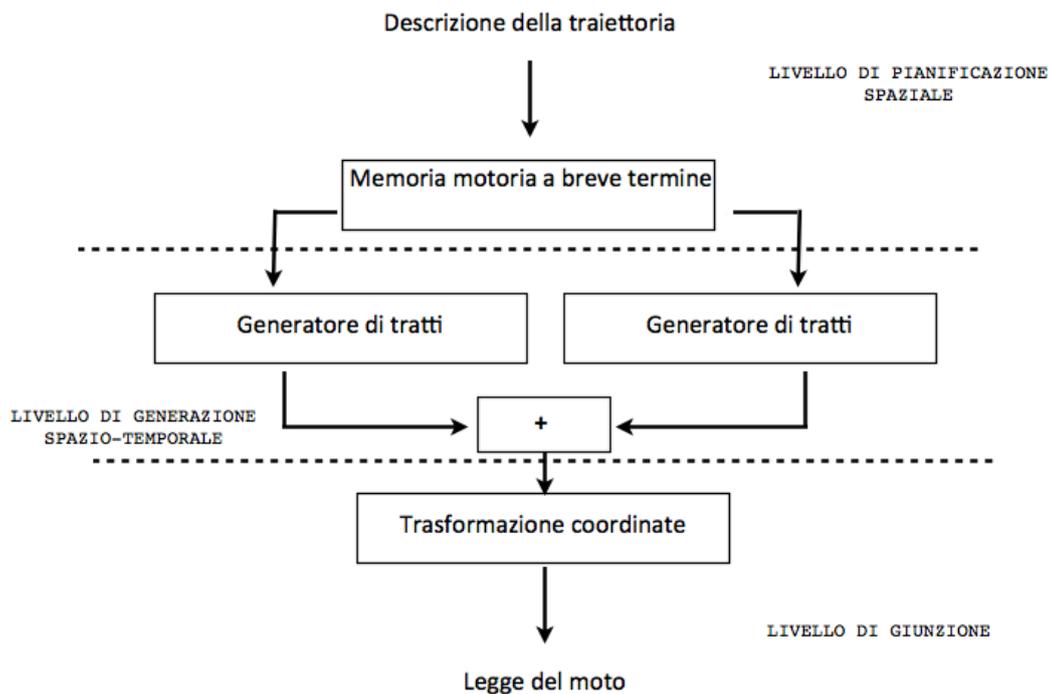


Figura 4.4: Diagramma a blocchi del modello di composizione di tratti per la formazione della traiettoria. [45]

Si deduce, pertanto, che non è necessario conoscere completamente la traiettoria prima della sua esecuzione, poichè il planning spaziale riporta i parametri del tratto nella memoria a breve termine in modo da riprogrammare l'azione in caso di emergenze o di atti dipendenti dalle condizioni ambientali.

Diversi tipi di percorsi della mano sono stati analizzati: da punto a punto, con punti di flessione, spirali e di scrittura. I dati sono stati adeguati al modello tenendo conto del tragitto percorso, del profilo di velocità e di quello di curvatura.

### 4.1.2 Quantizzazione ed apprendimento di movimenti accurati [46]

L'ipotesi di scomposizione dei movimenti in submovimenti discreti porta alla necessità di realizzazione di modelli che possano riprodurre la generazione, per poter comprendere meglio la modalità di attuazione dell'atto motorio a livello del SNC. Burdet [46], con uno studio del 1998, crea un modello matematico per la generazione di movimenti di reaching, basato su tale ipotesi. Nel modello si tiene conto della deviazione intrinseca e del feedback ricevuto dalla vista e dalla propriocezione. Detto modello è in grado di spiegare l'adattamento della strategia dei neonati nell'apprendimento motorio ed il compromesso ricercato nel movimento adulto tra velocità ed accuratezza.

Vengono fatte due semplificazioni: sono modellate solo traiettorie della mano in una dimensione. Esse risultano accettabili poichè i movimenti della mano di un adulto sono approssimativamente rettilinei [46].

#### Ipotesi [46]

Tutti i submovimenti hanno la stessa forma: sia  $x(t)$  ( $0 \leq t \leq T$ ) un movimento di ampiezza  $D$  con debole accuratezza. Si considera che questo sia composto da un solo submovimento. Un movimento con accuratezza superiore è composto da  $n$  elementi  $x_i$  con ampiezza  $D_i$  e durata  $T_i$  ( $i = 1, \dots, n$ ). La forma di ogni submovimento è data da

$$x_i(t) = \frac{D_i}{D} x\left(\frac{T_i}{T}t\right) \quad (4.3)$$

dove  $0 \leq t \leq T_i$ . Tale forma cambia a seconda del soggetto.

L'ampiezza  $D_i$  è considerata una variabile stocastica con valor medio  $\overline{D}_i$  e deviazione standar

$$\sigma_i = C_1 \frac{\overline{D}_i}{T_i} \quad (4.4)$$

dove  $C_1$  è una costante che si misura in secondi.

#### Modello e controllo del movimento [46]

Tramite la vista e la propriocezione viene verificato il raggiungimento dell'obiettivo; se la risposta è negativa, viene generato un nuovo submovimento e così via iterativamente fino a quando la risposta non diventa positiva. Ogni

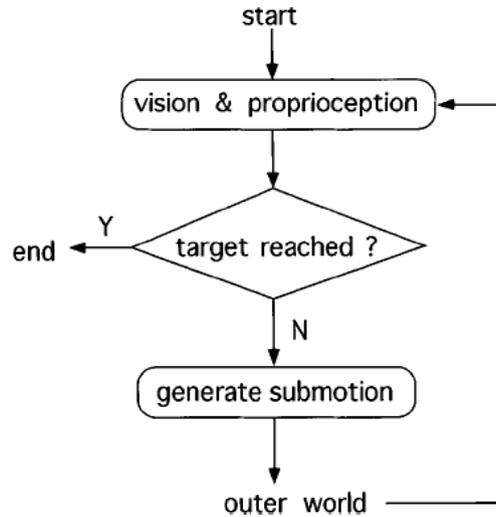


Figura 4.5: Schema di controllo del movimento di reaching composto. [46]

elemento viene realizzato in modo indipendente da quello precedente ed ognuno ha un errore associato 4.4, il quale può essere corretto durante il moto in quanto la decisione di generare nuovi submovimenti si basa sull'informazione sensoriale. Ciò è valido quando non è presente sovrapposizione temporale dei submovimenti (Fig. 4.5).

Se un submovimento inizia prima del completamento del precedente, il controllo del movimento è più complesso (Fig. 4.6) in quanto il primo dipende dal secondo.

In questo caso viene messo in atto un piano motorio corrispondente alla precisione desiderata e l'ampiezza viene formata e memorizzata. Detto piano comprende  $D_i$  e  $T_i$  dei submovimenti che andranno a comporre l'azione. La realizzazione porterà ad avere  $\tilde{D}_i \simeq D_i$  valutata a priori tramite le afferenze visive e propriocettive per l'inizio del submovimento  $x_{i+1}$ .

La distanza rimanente per il raggiungimento del target è calcolata come

$$D_{r,(i|i)} = D_{r,(i-1|i-1)} - D_{(i|i)} \quad (4.5)$$

ed il submovimento successivo è generato come

$$D_{(i+1|i)} = D_{i+1} - E_{(i|i)} \quad (4.6)$$

Pertanto, il movimento risulta completato quando  $D_{r,(i|i)} \leq 0$  e l'ampiezza  $D_{(i+1|i)}$  è determinata in modo da compensare la differenza tra l'ampiezza del

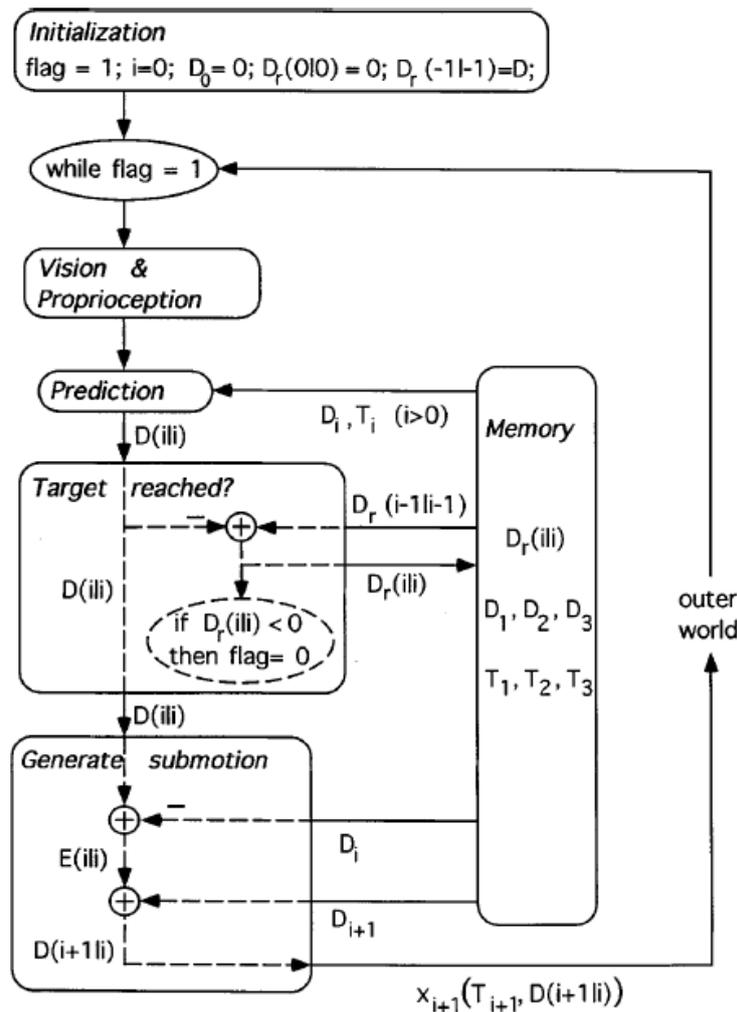


Figura 4.6: Schema di controllo del movimento di reaching composto. [46]

movimento pianificato e quello realizzato

$$E_{(i|i)} = D_i - D_{(i|i)}. \quad (4.7)$$

Durante l'esecuzione di un submovimento non avvengono correzioni e quelle attuate non sono perfette a causa della compliance muscolare, per l'identificazione non precisa del submovimento stesso, ma principalmente per l'errore introdotto dal nuovo elemento.

Data la natura stocastica dei parametri in gioco, l'incertezza che ne deriva diminuisce col tempo ed è minima al termine di un submovimento.

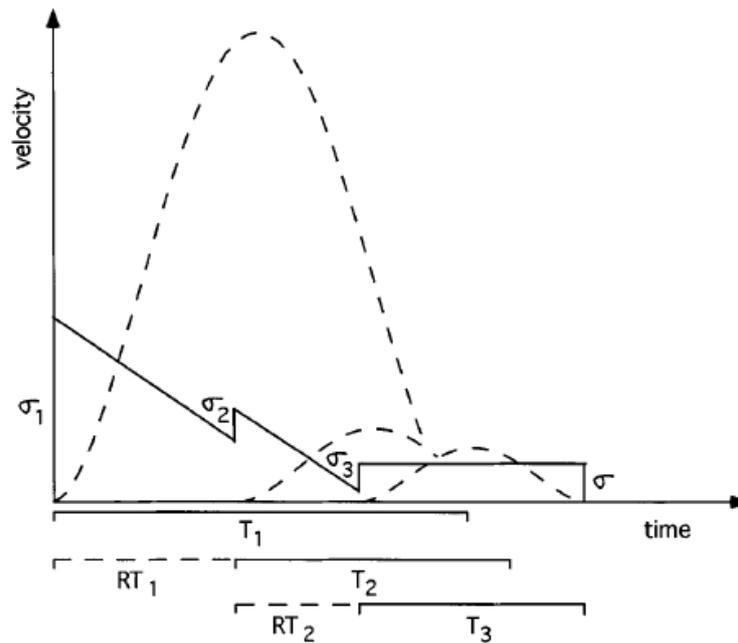


Figura 4.7: Evoluzione dell'incertezza della posizione finale del submovimento corrente (linea continua). [46]

L'incertezza, inoltre, cresce all'aumentare della velocità. Si assume che i movimenti migliorano con la ripetizione e, in particolare, viene appreso a correlare i parametri del moto con l'accuratezza voluta minimizzando la funzione costo  $cost = time + C_5 * uncertainty$ , dove  $C_5$  pesa l'importanza della durata e dell'accuratezza durante il processo.

L'ipotesi di ottimizzazione della durata e dell'accuratezza è molto rilevante in questo studio, infatti vengono utilizzati sette parametri che possono essere direttamente ottenuti dai dati sperimentali e, anche solo da uno di questi, è possibile predire la cinematica del movimento anche se con limitazioni. Solamente i primi due submovimenti subiscono il processo di ottimizzazione poiché la fase successiva è guidata visivamente dal soggetto e determina i relativi aggiustamenti.

## 4.2 Tecnica di decomposizione per evitare risultati spuri

Un scomposizione soddisfacente del movimento permette di osservare le operazioni del sistema di controllo motorio umano in modo diverso, assicuran-

do risultati più realistici. Quest'ultimo paragrafo fornisce un algoritmo che evita risultati spuri, al contrario dei metodi precedenti, proposto da Rohrer et al. [48]. Nello studio riportato si afferma che l'unico modo per determinare l'accuratezza del procedimento eseguito è quello di dedurla dall'analisi dell'errore residuo [48].

La decomposizione trattata si traduce in un problema di ottimizzazione non lineare: viene massimizzata la bontà del fitting e minimizzato il numero di submovimenti usati contemporaneamente, data la forma del submovimento (ad esempio, gaussiana o a jerk minimo) ed una modalità di addizione (somma scalare o vettoriale). Data la natura del problema, si possono ricavare diversi punti di minimo locali. La bontà della soluzione ricavata dipende fortemente dalla stima del valore iniziale, infatti più vicino sarà al minimo globale, migliore sarà la soluzione trovata.

### Criticità del guess iniziale [48]

In Fig. 4.8 si nota il problema di scomposizione non accurata a cui si fa fronte e che questo algoritmo si pone di superare. La difficoltà di ipotizzare un valore iniziale è di cruciale importanza per la riuscita del procedimento. Infatti sono varie le combinazioni di submovimenti che portano allo stesso risultato finale. Ad esempio, i metodi (come quelli presentati in figura) che sfruttano il numero di picchi del profilo di velocità per tentare di risalire agli elementi discreti sottostanti, fallisce nella stima del valore iniziale. Diversi sono le tecniche sfruttate per raggiungere questo scopo (selezione soggettiva, ricerca della corrispondenza, fitting locale del picco più elevato, metodo di Milner, ecc...), ma nessuno di questi garantisce la localizzazione del valore iniziale nell'intorno del minimo globale, portando a scomposizioni inaccurate e ingannevoli, per questo motivo è necessario un algoritmo di ottimizzazione globale come quello presentato [48].

#### 4.2.1 Algoritmo di ottimizzazione globale [48]

Il procedimento mostrato è del tipo *branch-and-bound*, ovvero è costituito da una fase di divisione ed una di confinamento della soluzione. L'idea è quella di trovare il minimo globale di una funzione all'interno di uno spazio dei parametri limitato: viene diviso ripetutamente lo spazio (*branch*) in sottospazi e confinato il valore della funzione (*bound*) in ognuno di essi. Se il limite inferiore della funzione su un sottodominio è maggiore di un valore noto della funzione nel resto dello spazio, allora quel sottospazio non viene più considerato nella ricerca. Questo procedimento continua finché non viene raggiunta

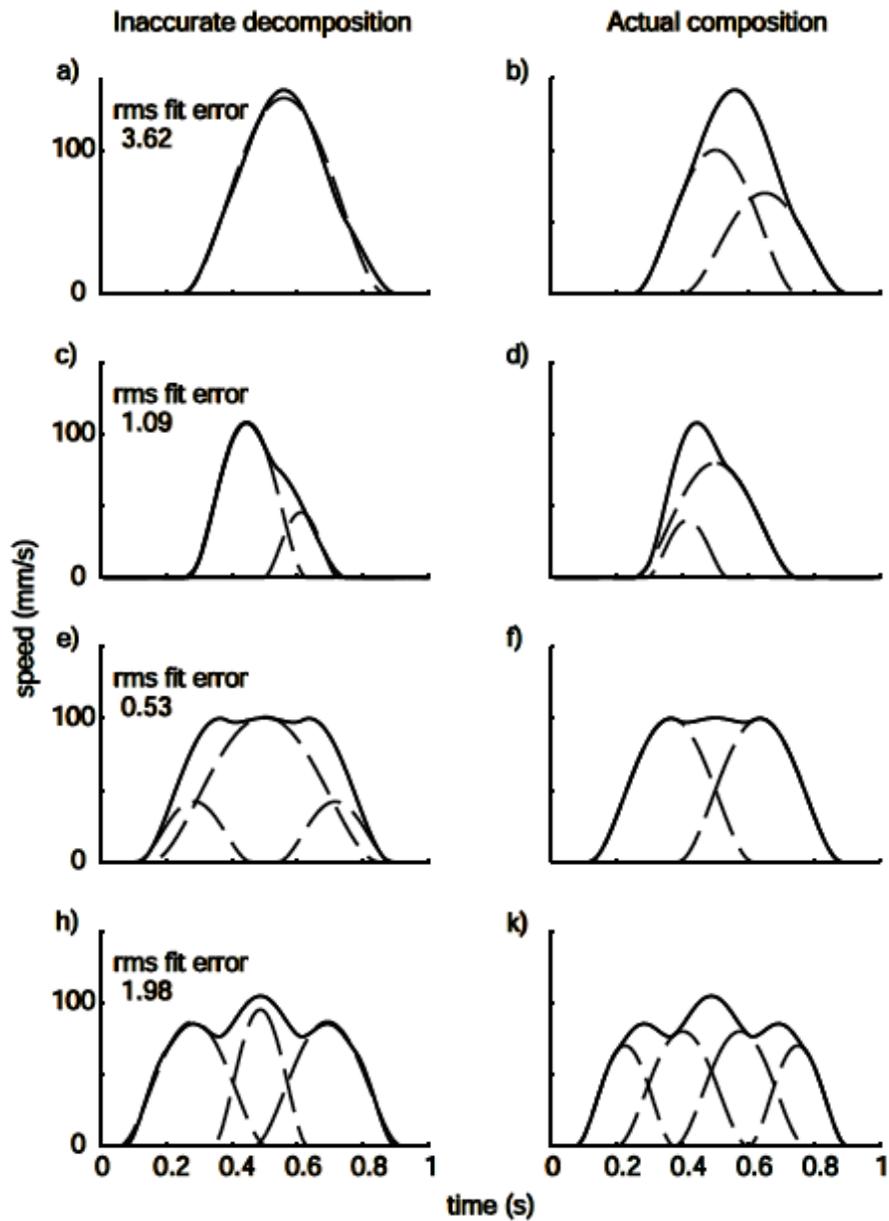


Figura 4.8: Tentativi di scomposizione di profili di velocità che sottolineano la criticità di alcuni metodi spuri. A destra è mostrata la costruzione delle curve; a sinistra, vengono mostrate scomposizioni fuorvianti. [48]

una localizzazione sufficientemente buona della soluzione. Il confinamento de-  
v'essere attuato per ogni parametro in gioco.

Si consideri un profilo di velocità  $g$  e la relativa stima  $f(\mathbf{p})$  data dalla somma scalare degli  $N$  submovimenti  $\lambda_j$ , completamente descritti dagli  $m$  parametri.  $\mathbf{p}$  è un vettore contenente i parametri di tutti i submovimenti, composto da  $M = N * m$  elementi.

La funzione obiettivo da minimizzare è l'errore residuo.

$$\varepsilon(\mathbf{p}) = \int |g - f(\mathbf{p})| \quad (4.8)$$

### Calcolo di $U'$ [48]

Si deve ricavare il limite superiore su  $\frac{\partial \varepsilon}{\partial p_i} = U'$ , ovvero la variazione dell'errore rispetto ad ogni parametro, ovvero ogni sottospazio. Come criterio d'ottimizzazione è stato scelto l'errore assoluto  $\int |f(t) - g(t)| dt$ .

Consideriamo di modellare i submovimenti con curve gaussiane, allora la funzione è completamente descritta da tre parametri: l'ampiezza  $A$  del picco, il tempo  $t$  a cui si presenta il picco e la deviazione standard  $\sigma$  della curva:

$$v(\tau) = A e^{-\frac{(\tau-t)^2}{2\sigma^2}} \quad (4.9)$$

L'area sottesa da tale curva è pari a  $\sqrt{2\pi}\sigma A$ .

Come detto, devono essere trovati i domini di tutti e tre i parametri, dunque:

- Limiti di  $\frac{\partial \varepsilon}{\partial t}$

Siccome la curva gaussiana è unimodale, i cambiamenti di  $t$  influenzeranno un rettangolo di base  $\Delta t$  ed altezza pari a quella della funzione stessa; dunque si ottiene

$$\Delta \varepsilon \leq 2\Delta t A \Rightarrow \frac{\partial \varepsilon}{\partial t} \leq 2A_{max} \quad (4.10)$$

dove  $A_{max}$  è l'ampiezza massima del submovimento nel sottospazio corrente.

- Limiti di  $\frac{\partial \varepsilon}{\partial \sigma}$

I cambiamenti in  $\sigma$  occupano o lasciano libera un'area, perciò si ha

$$\Delta \varepsilon = \frac{\Delta \sigma}{\sigma} (\sqrt{2\pi}\sigma A) \Rightarrow \frac{\partial \varepsilon}{\partial \sigma} \leq \sqrt{2\pi} A_{max} \quad (4.11)$$

- Limiti di  $\frac{\partial \varepsilon}{\partial A}$

In questo caso l'area viene scalata linearmente con l'ampiezza e si ottiene

$$\Delta \varepsilon = \frac{\Delta A}{A} (\sqrt{2\pi} \sigma A) \Rightarrow \frac{\partial \varepsilon}{\partial A} \leq \sqrt{2\pi} \sigma_{max} \quad (4.12)$$

Passi dell'algoritmo [48]

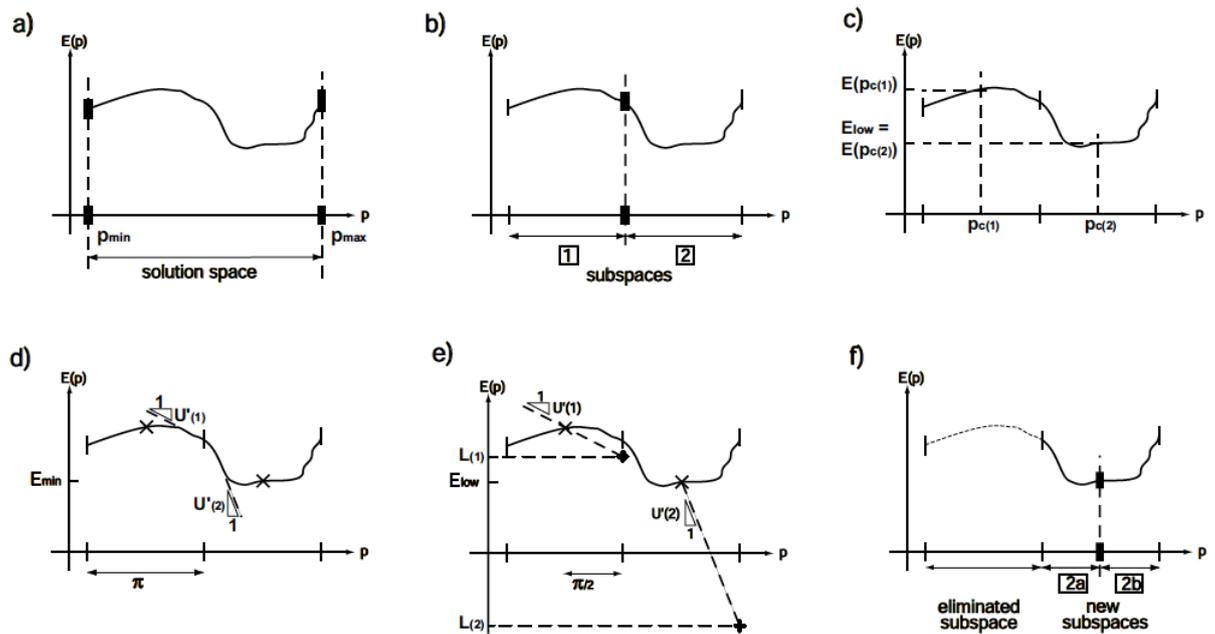


Figura 4.9: Esempio monodimensionale di applicazione dell'algoritmo. [48]

L'algoritmo viene implementato applicando i seguenti passi:

1. **Delimitare dello spazio delle soluzioni (Fig. 4.9 a))**

Devono essere definiti i limiti superiore ed inferiore per ogni parametro. Si può pensare a questi limiti come ad un contenitore  $M$  - dimensionale in cui stanno tutti i valori ammissibili dei  $\mathbf{p}$ . Ogni set di parametri rappresenta un punto all'interno di questo contenitore ed ha un valore  $\varepsilon(\mathbf{p})$  associato. Il goal è determinato dalla localizzazione del valore minimo di  $\varepsilon(\mathbf{p})$ .

2. **Dividere lo spazio delle soluzioni in un certo numero di sotto-domini (Fig. 4.9 b))**

3. **Valutare  $\varepsilon(\mathbf{p}_c)$  per tutti i sottospazi (Fig. 4.9 c)).**

$\varepsilon(\mathbf{p}_c)$  rappresenta il valore centrale di un sottospazio.

4. **Stabilire  $\varepsilon_{low}$  (Fig. 4.9 c)).**

$\varepsilon_{low} = \min \varepsilon(\mathbf{p}_c)$  rappresenta l'errore noto più basso all'interno dello spazio delle soluzioni.

5. **Limitare inferiormente  $\varepsilon(\mathbf{p})$  in ogni sottospazio .**

Dev'essere determinato il limite superiore per  $U'_i$  (Fig. 4.9 d)) all'interno dei sottospazi (vedere il paragrafo precedente) per definire il range dei parametri come  $\pi_i = \max(p_i) - \min(p_i)$ . In questo modo si può ricavare il limite inferiore di  $\varepsilon(\mathbf{p})$  per ogni sottospazio come (Fig. 4.9 e))

$$L = \varepsilon(\mathbf{p}_c) - \sum_i \frac{\pi_i}{2} U'_i \quad (4.13)$$

condizione che garantisce  $\varepsilon(\mathbf{p}) \leq L$  per ogni parametro nel sottospazio considerato.

6. **Eliminare i sottospazi non necessari (Fig. 4.9 f)).**

I sottospazi in cui  $L > \varepsilon_{low}$  non possono contenere la soluzione, quindi devono essere scartati.

7. **Dividere i sottospazi rimanenti in un sottospazi più piccoli (Fig. 4.9 f)).**

In questo caso, i sottospazi vengono semplicemente bisezionati lungo l'asse dei parametri che presenta il valore medio maggiore di  $\frac{\pi_i}{2} U'_i$  all'iterazione precedente.

8. **Ritornare allo step 3 e ripetere fino al raggiungimento del criterio di terminazione.**

Il criterio è stabilito in base ad una soglia fissata per la quale deve valere

$$\varepsilon(\mathbf{p}_c) - L < \epsilon \quad (4.14)$$

Quando questa condizione è verificata, il sottospazio non viene più considerato nella ricerca.

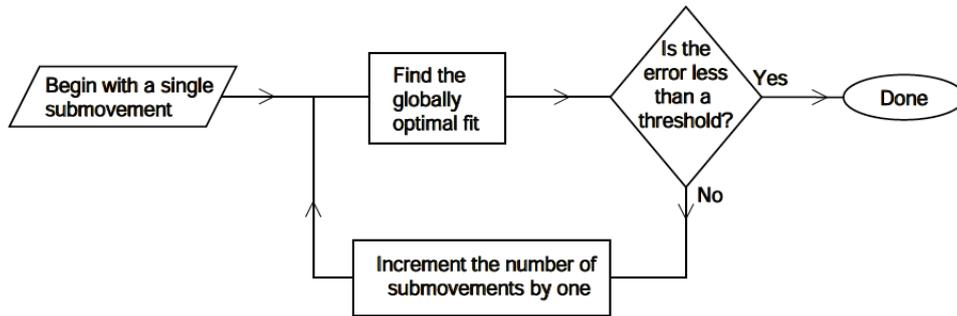


Figura 4.10: Metodo per minimizzare il numero di submovimenti. [48]

In questo algoritmo si assume che il numero di submovimenti sia stabilito, ma tale numero può essere minimizzato partendo con un solo submovimento ed incrementando iterativamente il numero cercando di ottenere un risultato che soddisfi il criterio posto.

### Risultati e conclusioni [48]

Al fine di testare le performance d'individuazione della soluzione dell'algoritmo, sono stati simulati due profili di velocità: uno costituito da due curve a jerk minimo e l'altro da due gaussiane. I risultati ottenuti sono stati soddisfacenti poiché in entrambi i casi sono state riprodotte le scomposizioni note a priori. È stata, inoltre, verificata la sensibilità al rumore che rivela la robustezza del procedimento.

La convergenza è garantita grazie ai limiti imposti all'errore in ogni sotto-dominio considerato. Ovviamente, l'algoritmo è generalizzabile a casi multidimensionali, apportando le opportune modifiche.

Si nota, infine, che la natura dell'algoritmo implica la determinazione dei parametri delle curve utilizzate, fattore che non implica una forma di submovimenti fissa, se non nel caso di curve a jerk minimo.

### 4.2.2 Algoritmo scattershot [49]

Una versione alternativa dell'algoritmo presentato è stata proposta dagli stessi autori [49]: esso ricerca ancora la soluzione ad un problema di minimizzazione globale non lineare, ma con potenzialità differenti, in quanto è in grado di rilevare cambiamenti nei parametri dei submovimenti nel corso del tempo (ad esempio, durante l'avanzare della terapia riabilitativa).

In questo caso, l'ottimizzazione parte da più condizioni iniziali random ed il procedimento si basa su una natura stocastica: la probabilità di trovare il fit globale migliore può avvicinarsi a 1 aumentando il numero di punti iniziali random usati nell'ottimizzazione. La funzione con cui vengono estratti gli elementi discreti è del tipo *lognormal* (LGNB), la quale meglio riproduce il movimento ed è definita come

$$B(t) = \frac{D(T_1 - T_0)}{\sigma\sqrt{2\pi}(t - T_0)(T_1 - t)} e^{\left(\frac{-1}{2\sigma^2} \left[\ln \frac{t-T_0}{T_1-t} - \mu\right]^2\right)} \quad (4.15)$$

per  $T_0 \leq t \leq T_1$ , dove  $D$  è lo spostamento risultante dal movimento,  $T_0$  è l'istante a cui inizia il moto,  $T_1$  quello a cui termina,  $\mu$  controlla l'asimmetria della curva e  $\sigma$  ne determina la curtosi.

Tutti i parametri della funzione vengono ottimizzati contemporaneamente e vengono adattati finchè l'errore  $\varepsilon$  risulta inferiore di una certa soglia prefissata. L'errore di fitting è definito come

$$\varepsilon = \frac{\int |F(t) - G(t)| dt}{\int |G(t)| dt} \quad (4.16)$$

dove  $G(t)$  è il profilo di velocità del movimento e  $F(t)$  è il profilo di velocità estratto.

Con questo procedimento i risultati sono affetti da incertezza, ma sono comunque statisticamente e biologicamente significativi. Un altro aspetto positivo è l'oggettività della procedura che non viene influenzata dall'operatore che la esegue, il quale si limita a settare i parametri da estrarre.

## 82 Tecniche di analisi e decomposizione di tracciati in submovimenti

# Capitolo 5

## Conclusioni e sviluppi futuri

La tesi presentata spiega l'importanza dello studio dei submovimenti quali indicatori di smoothness, caratteristica del movimento umano continuo. Si è visto, in effetti, come a un maggiore controllo del sistema motorio (è il caso di un adulto sano) corrisponda un'armoniosità superiore del movimento, condizione che, invece, viene a mancare poichè si manifesta frammentazione del moto, in fase di apprendimento di un determinato movimento (come nel neonato) o a seguito di perdita funzionale generata da lesioni cerebrali (ad esempio, a causa di ictus cerebrale). Ciò è verificato negli atti motori riguardanti l'arto superiore, a seguito di diverse ricerche svolte, precedentemente descritte.

Tale elaborato può essere una buona base per svolgere simulazioni computazionali al fine di caratterizzare la smoothness di movimenti. È possibile acquisire un dataset di coordinate (ad esempio,  $x$ ,  $y$ ,  $z$ ) fornite da sistemi di tracking magnetico che misura la posizione del braccio, istante per istante, durante un certo task motorio eseguito con l'ausilio di un sistema di realtà virtuale. Da queste informazioni, si possono poi implementare le tecniche di scomposizione [48] [49] di Rohrer, oppure, può essere svolta un'analisi degli indici di misurazione della smoothness e la loro variabilità all'aumentare della sovrapposizione di submovimenti modellati, ad esempio, con gaussiane, tramite i metodi di misurazione visti [43] [47].

### Teleriabilitazione

La realtà virtuale, insieme alle tecnologie robotiche, ha un forte impatto sulle terapie riabilitative in ambito motorio e cognitivo, migliorando anche la qualità di vita dei pazienti. Si parla di *teleriabilitazione* intendendo un insieme di tecniche riabilitative e tecnologie innovative che consentono un trattamento terapeutico ottimale in modalità remota, al fine di ottenere il massimo recupero funzionale. È centrale, infatti, il concetto di “lontananza” tra paziente e

personale clinico, senza prescindere dalla continua supervisione e dal costante monitoraggio dello stato del soggetto. Questo approccio al recupero funzionale è uno dei traguardi che si cerca di raggiungere nella riabilitazione motoria.

Lo sviluppo di un sistema di teleriabilitazione richiede:

- sistemi robotizzati per la mobilitazione degli arti per l'assistenza nello svolgimento del compito motorio;
- sensori e tracker applicabili ai segmenti corporei d'interesse;
- software di elaborazione specifico e calcolatore idoneo all'esigenza computazionale;
- sistema per la trasmissione dei dati acquisiti;
- sistema di RV per la stimolazione sensoriale e l'esecuzione dei task richiesti, ma anche per garantire l'interazione del paziente e migliorarne la motivazione e lo stato psicologico.

Data la natura di tali sistemi che comporta la mancanza d'interazione diretta tra paziente e clinico, è necessaria una fase di analisi automatizzata ed elaborata con l'ausilio di tecniche computazionali, i cui risultati sono valutati solo successivamente dal terapeuta.

L'elaborato presenta alcune delle tecniche di valutazione attuabili a seguito delle misurazioni effettuate. Sfruttando, ad esempio, gli indici di smoothing (Sezione 2.6.3) è possibile stabilire il grado di recupero funzionale dell'individuo. Inoltre, mettendo in pratica i modelli di estrazione dei submovimenti descritti nel Capitolo 4, si può risalire al meccanismo alla base della generazione del movimento composito sulla base del profilo di velocità e dei dati cinematici.

In conclusione, tali tecniche possono essere un utile strumento di indirizzamento terapeutico focalizzato sulle esigenze e sulla situazione dell'individuo. La teleriabilitazione mira ad ottenere un processo personalizzato anche tramite esercizi "tailored" e risultati in tempo reale. In questo modo è consentito il monitoraggio di più pazienti, i quali non necessariamente devono stabilire le sessioni di riabilitazione a priori, ma possono adattarle al loro stile di vita. Si ottiene, dunque, un processo più efficace e con riscontri migliori sia in termini qualitativi che in termini quantitativi dell'iter terapeutico.

# Bibliografia

- [1] Rose F.D., Brooks B.M., Rizzo A.A. (2005). *Virtual reality in brain damage rehabilitation*. CyberPsychology & Behavior 8:241 - 262.
- [2] Raab F.H., Blood E.B., Steiner T.O., Jones H.R. (1979). *Magnetic positioning and orientation tracking system*. IEEE Transaction on aerospace and electronic systems. Vol AES - 15, No 5.
- [3] Leonardi M., Meucci P., Ajovalasit D. et al. (2009). *ICF in neurology: Functioning and disability in patients with migraine, myasthenia gravis and Parkinson's disease*. Disability and Rehabilitation. 31(S1): S88 - S99.
- [4] [it.wikipedia.org/wiki/Disabilit%C3%A0](http://it.wikipedia.org/wiki/Disabilit%C3%A0). Visitato in febbraio 2014.
- [5] [en.wikipedia.org/wiki/Biofeedback](http://en.wikipedia.org/wiki/Biofeedback). Visitato in febbraio 2014.
- [6] Cappello A., *Valutazione della disabilit%C3%A0 motoria*. Universit%C3%A0 di Bologna, Anno Accademico 2003 - 2004.
- [7] Pirini M., *Realt%C3%A0 virtuale in riabilitazione*. Universit%C3%A0 di Bologna, Anno Accademico 2013 - 2014.
- [8] Pirini M., *Biofeedback principi base e applicazioni*. Universit%C3%A0 di Bologna, Anno Accademico 2011 - 2012.
- [9] EMSP - European MS Platform, R.I.M.S. - Rehabilitation in Multiple Sclerosis (2004) *European Multiple Sclerosis Platform and Rehabilitation in Multiple Sclerosis*.
- [10] WHO (2006). *Neurological disorders: public health challenges*.
- [11] Peruzzi A. (2013). *Training and assessment of patients with neurological impairments using virtual reality, augmented feedback, inertial sensing and low cost video technology*. PhD in Bioengineering, Alma Mater Studiorum - Universit%C3%A0 di Bologna, XXV cycle.

- [12] Pirini M., *Plasticity*, Università di Bologna, Anno Accademico 2011 - 2012.
- [13] Ferri A. (2021). *La plasticità neurale*. [www.laboratorioneurocognitivo.it/?p=2634](http://www.laboratorioneurocognitivo.it/?p=2634). Visitato in febbraio 2014.
- [14] Mazzoleni S. (2009 - 2010). *Applicazioni di realtà virtuale in riabilitazione*. Università di Pisa, Anno Accademico 2009 - 2010.
- [15] [www.umich.edu/vrl/project/concept/](http://www.umich.edu/vrl/project/concept/). Visitato in febbraio 2014.
- [16] [www.learnemc.com/tutorials/Magnetic\\_Field\\_Coupling/H-Field\\_Coupling.html](http://www.learnemc.com/tutorials/Magnetic_Field_Coupling/H-Field_Coupling.html). Visitato in febbraio 2014.
- [17] [it.wikipedia.org/wiki/Realtà\\_virtuale](http://it.wikipedia.org/wiki/Realtà_virtuale). Visitato in febbraio 2014.
- [18] [it.wikipedia.org/wiki/Sistema\\_nervoso\\_umano](http://it.wikipedia.org/wiki/Sistema_nervoso_umano). Visitato in febbraio 2014.
- [19] [it.wikipedia.org/wiki/Cervello](http://it.wikipedia.org/wiki/Cervello). Visitato in febbraio 2014.
- [20] [magazine.linxedizioni.it/2012/04/16/laltra-faccia-del-cervello/](http://magazine.linxedizioni.it/2012/04/16/laltra-faccia-del-cervello/). Visitato in febbraio 2014.
- [21] [psychlopedia.wikispaces.com/action+potential](http://psychlopedia.wikispaces.com/action+potential). Visitato in febbraio 2014.
- [22] [www.diabete.com](http://www.diabete.com). Visitato in febbraio 2014.
- [23] [www.centrostudidsa.it/?page=neuropsicologia](http://www.centrostudidsa.it/?page=neuropsicologia). Visitato in febbraio 2014.
- [24] Stagni R., *Cap5\_muscoli*, Università di Bologna, Anno Accademico 2006 - 2007.
- [25] [en.wikipedia.org/wiki/Cortical\\_homunculus](http://en.wikipedia.org/wiki/Cortical_homunculus). Visitato in febbraio 2014.
- [26] [www.unicam.it/farmacia/FisicaFitness/stranieri/Lezioni%20Pdf/7-Fisica-Biomeccanica%20Muscolare.pdf](http://www.unicam.it/farmacia/FisicaFitness/stranieri/Lezioni%20Pdf/7-Fisica-Biomeccanica%20Muscolare.pdf). Visitato in febbraio 2014.
- [27] [www.fattidiscienza.it/2014/02/09/leonardo-da-vinci-e-lanatomia/](http://www.fattidiscienza.it/2014/02/09/leonardo-da-vinci-e-lanatomia/). Visitato in febbraio 2014.
- [28] [sv.units.it/ppb/NeuroBiol/Neurotrasmett.html](http://sv.units.it/ppb/NeuroBiol/Neurotrasmett.html). Visitato in febbraio 2014.

- [29] Bisi M., *2012\_Elettromiografia*, Università di Bologna, Anno Accademico 2012 - 2013.
- [30] Prini M., *Meccanismi di controllo neurale del movimento*, Università di Bologna, Anno Accademico 2012 - 2013.
- [31] Ursino M., *Diapo\_Sistemi\_Neurali\_Parte\_II*, Università di Bologna, Anno Accademico 2012 - 2013.
- [32] AAN, *Compelling Statistics*, [www.aan.com/public-policy/public-policy-resources/](http://www.aan.com/public-policy/public-policy-resources/)
- [33] Pirini M., *Patologie dei sistemi motori*, Università di Bologna, Anno Accademico 2012 - 2013.
- [34] Henderson A., Korner-Bitensky N., Levin M., (2007). *Virtual Reality in Stroke Rehabilitation: A Systematic Review of its Effectiveness for Upper Limb Motor Recovery*. Topics in stroke rehabilitation.
- [35] [www.khymeia.com/](http://www.khymeia.com/). Visitato in marzo 2014.
- [36] *Cochrane database of systematic review in the Cochrane Collaboration Cochrane Library*. (2006) [www.cochranelibrary.com/collaboration/](http://www.cochranelibrary.com/collaboration/).
- [37] [www.eremoarco.it](http://www.eremoarco.it). Visitato in marzo 2014.
- [38] Butler D.P., Willett K., (2010). *Wii-habilitation: is there a role in trauma?*. Injury 41(9):883 - 5
- [39] You S.H., Jang S.H., et al. (2005) *Cortical reorganization induced by virtual reality therapy in a child with hemiparetic cerebral palsy*, Dev Med Child Neurol. 47(9):628 - 35.
- [40] Mumford N., Wilson P.H., (2009), *Virtual reality in acquired brain injury upper limb rehabilitation: evidence-based evaluation of clinical research*. Brain Inj. 23(3):179 - 91.
- [41] [www-3.unipv.it/scienzemotorie/public/4507sistemi\\_riabilitazione.pdf](http://www-3.unipv.it/scienzemotorie/public/4507sistemi_riabilitazione.pdf). Visitato in marzo 2014.
- [42] Secoli R., (2010). *Controllo di robot per la riabilitazione dell'arto superiore di pazienti post-stroke*. Scuola di Dottorato di Ingegneria Industriale Meccatronica e Sistemi Industriali, Università degli Studi di Padova, XXII ciclo.

- 
- [43] Rohrer B., Fasoli S., Krebs, H.I., et al. (2002). *Movement Smoothness Changes during Stroke Recovery*. The Journal of Neuroscience 22(18): 8297 - 8304.
- [44] Milner T.E. (1992). *A model for the generation of movements requiring endpoint precision*. Neuroscience Vol. 49, No. 2, 487 - 496.
- [45] Morasso P., Mussa Ivaldi F.A., (1982). *Trajectory Formation and Handwriting: A Computational Model*. Biological Cybernetics. 45, 131 - 142.
- [46] Burdet E., Milner T.E. (1998). *Quantization of human motions and learning of accurate movements*. Biological Cybernetics. 78, 307 - 318.
- [47] Rohrer B., Hogan N. (2004). *Submovement overlap as a measure of movement smoothness*.
- [48] Rohrer B., Hogan N. (2003). *Avoiding spurious submovement decompositions: A globally optimal algorithm*.
- [49] Rohrer B., Hogan N. (2004). *Avoiding spurious submovement decompositions II: A scattershot algorithm*. Biological Cybernetics manuscript.
- [50] Rohrer B., Fasoli S., Krebs, H.I., et al. (2004). *Submovements Grow Larger, Fewer and More Blended During Stroke Recovery*. Motor Control. 8, 472 - 483.