

ALMA MATER STUDIORUM – UNIVERSITÀ DI
BOLOGNA

CAMPUS DI CESENA

SCUOLA DI INGEGNERIA E ARCHITETTURA

CORSO DI LAUREA IN INGEGNERIA BIOMEDICA

TITOLO DELL'ELABORATO

*Analisi della stabilità motoria in soggetti
post-stroke
tramite misure inerziali*

Elaborato in
Biomeccanica

Relatore:

Prof.ssa Rita Stagni

Presentata da:

Marco Fabbri

Correlatori:

Ft. Davide Mazzoli

Ing. Paola Tamburini

Sessione I

Anno accademico 2013/2014

“Se qualcosa non può essere espresso in numeri non è
scienza:
è opinione”

Robert Anson Heinlein

Indice:

1. Introduzione.....	7
2. Background.....	10
2.1. Caratterizzazione del cammino patologico.....	10
2.2. Cammino empiegico spastico.....	10
2.3. Il rischio di caduta e stroke.....	12
2.4. I fattori di rischio correlati.....	14
2.5. Valutazione della stabilità motoria.....	16
3. Materiali e metodi.....	19
3.1. Popolazione analizzata.....	19
3.1.1 Storia delle cadute.....	19
3.1.2 Terapia farmacologica.....	21
3.2. Indicatori clinici e scale di valutazione della funzionalità motoria	22
3.3. Test somministrati.....	31
3.4 Indici strumentali.....	33
3.5 Segnale accelerometrico.....	36
3.5.1 Sensore inerziale.....	36
3.5.2 Test eseguito e la sua elaborazione.....	38
4. Elaborazione statistica	41
4.1 Software IBM SPSS Statistics.....	41
4.2 Modello di regressione lineare.....	41
5. Risultati	44
5.1 Risultati indici clinici.....	44
5.2 Risultati indici strumentali.....	46
5.3 Analisi statistica.....	48

6. Discussione.....53

7. Bibliografia57

1. Introduzione

La camminata umana è un'attività complessa nella quale forze destabilizzanti e forze stabilizzanti si bilanciano, permettendo al corpo di muoversi nello spazio circostante.

Nonostante sia un'azione che compiamo quotidianamente e che spesso sottovalutiamo, è tuttora oggetto di studi, data la sua complessità.

Molti pazienti presenti nelle cliniche soffrono di patologie che compromettono la deambulazione e ciò riduce drasticamente la qualità della vita.

Tra queste patologie troviamo l'ictus, una delle principali cause di invalidità in Italia; i pazienti che riescono a sopravvivere ad un ictus mostrano un elevato grado di disabilità che li rende totalmente dipendenti da aiuti esterni, perdendo la totale autonomia. Le conseguenze di un ictus non riguardano solamente l'incapacità di deambulazione e le lesioni cerebrali: molti pazienti lamentano ansia, depressione e paura di cadere; questi problemi possono essere ricondotti alla mancanza di stabilità durante la deambulazione e quindi al rischio di cadute.

L'obiettivo di questa tesi è di indagare su nuovi metodi per la valutazione della stabilità motoria nei pazienti con esiti di ictus e di correlarli con quelli attualmente usati in clinica.

Attualmente nelle strutture ospedaliere sono utilizzate delle scale di valutazione per la stabilità motoria che si basano su questionari atti a valutare la capacità del paziente nel camminare su diverse superfici o sulle attività di vita quotidiana che il paziente è in grado di svolgere. Con questo tipo di analisi possiamo ottenere una serie di indici, detti "indici clinici", che permettono di ottenere una valutazione qualitativa della stabilità dei pazienti. Con lo sviluppo delle nuove tecnologie, questi indici sembrano essere non più sufficienti per

descrivere la stabilità del cammino ed è dunque necessario lo sviluppo di nuove tecniche che ne permettano un'analisi quantitativa. Una di queste tecniche si basa sull'utilizzo del segnale accelerometrico, ottenuto tramite un accelerometro triassiale applicato sul centro di massa corporeo, e di algoritmi per la sua elaborazione; questo ci permette di ottenere nuovi indici, detti "indici strumentali".

Per comprendere le possibili relazioni tra gli indici clinici e gli indici strumentali, al termine dell'acquisizione di tutti i dati necessari, è stata effettuata un'analisi statistica.

Se si verificasse un alto grado di correlazione tra gli indici clinici e gli indici strumentali, questi ultimi risulteranno un importante strumento, valido e veloce nell'utilizzo per quantificare la stabilità motoria e di conseguenza il rischio di cadute.

Il problema delle cadute è rilevante non solo per i pazienti con esiti di ictus, ma per tutti pazienti affetti da patologie che compromettono la normale deambulazione e l'anzianità; se verrà mostrato che i nuovi metodi di analisi risultano efficaci per la quantificazione della stabilità motoria, è possibile che si possa ampliare in maniera significativa il numero di persone che potranno beneficiare di queste nuove tecniche.

Questa tesi nasce dal lavoro congiunto svolto tra Laboratorio di Bioingegneria del campus di Cesena, che ha sviluppato il software utilizzato per l'estrapolazione degli indici strumentali dal segnale accelerometrico, e l'Ospedale Privato accreditato "Sol et Salus" di Torre Pedrera (RN), che ha dato la possibilità di effettuare le acquisizioni necessarie sui pazienti in cura presso la loro clinica oltre che a fornire un team di clinici specialisti nella riabilitazione (Ft Mazzoli Davide, Ing Prati Paolo, Md Longhi Maria, Md Giannotti Erika) per l'estrapolazione degli indici clinici.

Prima di esaminare in dettaglio le procedure tecniche ed estrapolare tutti gli indici di interesse, risulta necessario inquadrare la popolazione da un punto di vista clinico, dimensionare numericamente il rischio di caduta e presentare i metodi utilizzati in clinica e i nuovi metodi per la valutazione della stabilità motoria.

2. Background

2.1 Caratterizzazione del cammino patologico:

Il campione di pazienti analizzato comprende soggetti affetti da emiparesi spastica destra o sinistra causata esclusivamente da ictus (o stroke) ischemico o emorragico. Nonostante l'emiparesi spastica possa essere provocata anche da altre cause, come traumi cranici o traumi del midollo spinale, malattie degenerative ischemiche (come per esempio sclerosi multipla, sclerosi laterale amiotrofica) o paralisi spinale spastica, si è deciso di non includere questo tipo di pazienti nello studio. In questo capitolo si analizzerà come la spasticità vada ad influenzare il cammino di un emiplegico e le conseguenze di questo.

2.2 Cammino emiplegico spastico:

Con il termine di spasticità si designa un segno clinico che consiste in un abnorme aumento del tono muscolare che può originare da una lesione del cervello o del midollo spinale.

L'emiplegia è un deficit motorio che interessa un emilato; quando un ictus colpisce uno dei due emisferi del cervello al paziente vengono a mancare le capacità cognitive e mentali che coordinano il movimento della metà del corpo opposta (controlaterale).

Le conseguenze di un ictus producono delle alterazioni alla normale deambulazione, determinando un cammino patologico, caratterizzato da alterazioni dei parametri di normalità sia qualitativi che quantitativi.

Un primo tipo di alterazione riguarda i parametri spazio-temporali: i soggetti affetti da emiparesi mostrano un ridotta velocità di progressione, un accorciamento della lunghezza dello stride, dello step, della durata complessiva del ciclo del passo e delle modifiche alla cadenza e alla lunghezza del passo; il soggetto utilizza quindi

dei compensi al fine di adattarsi alle anomalie primarie dovute alle lesioni del Sistema nervoso centrale, aumentando il tempo di carico sul lato conservato e del tempo speso in doppio appoggio [1].

I pazienti mostrano inoltre dei cambiamenti delle caratteristiche cinematiche delle articolazioni come la riduzione o la perdita della flessione del ginocchio in fase di swing o di stance e una perdita della flessione dorsale della caviglia in swing e al contatto iniziale.

Altri parametri che subiscono variazioni rispetto alla normalità sono le variabili cinetiche (quali momenti angolari, lavoro e potenza) e le deviazioni elettromiografiche (il timing di attivazione muscolare).

Tra le alterazioni motorie che interferiscono con il cammino del paziente emiparetico vi sono:

-*piede equino-varo-supinato*: questo disturbo è causato da un'iperattività dei plantiflessori che impedisce la dorsiflessione del piede ed è causa di un'inversione della fase d'appoggio. I muscoli che mostrano iperattività sono: il tibiale anteriore e posteriore, flessore lungo delle dita, il soleo ed il gastrocnemio e l'estensore lungo dell'alluce. Questo disturbo provoca problemi nel contatto iniziale sull'avampiede e un'instabilità della caviglia, il ginocchio risulta iperesteso in fase di appoggio e il carico del peso corporeo avviene sul bordo laterale del piede; tutto questo ha un peso rilevante sulla riduzione della velocità di progressione.

-*piede valgo*: questo disturbo è causato dall'iperattività del peroneo lungo e breve e ha come conseguenza quella di limitare la dorsiflessione del piede; l'appoggio avviene sul bordo mediale del piede causando callosità dolorose. L'iperattività del flessore lungo delle dita genera l'effetto "griffe" alle dita del piede.

-*ginocchio rigido*: in questo disturbo si evidenzia una perdita o riduzione nella normale flessione di ginocchio rimanendo esteso per gran parte del ciclo del passo. I muscoli potenzialmente coinvolti sono: grande gluteo, retto femorale, vasto laterale, vasto mediale, vasto intermedio, gastrocnemio e ileopsoas. Si possono notare difficoltà durante la fase di swing del cammino in quanto l'arto è funzionalmente più lungo; il paziente per avanzare necessita quindi

di movimenti compensatori come la circonduzione e l'elevazione pelvica che però aumentano il costo energetico del cammino.

-ginocchio flessso: i muscoli che mostrano un'anormale attivazione sono i muscoli posteriori della coscia, il quadricipite e il gastrocnemio. Il paziente mostra una mancata estensione del ginocchio in fase di stance e swing terminale; anche in questo caso il paziente ricorre a movimenti compensatori come l'iperflessione dell'anca nella fase di appoggio e di anca e di ginocchio del lato sano in fase di swing, in posizione eretta inoltre risulta difficoltoso il supporto del peso corporeo che genera un momento flessorio che tende a far collassare il paziente.

-anca addotta: durante il cammino il paziente mostra un'iperadduzione e rotazione interna dell'anca; i muscoli potenzialmente coinvolti sono: adduttore lungo, grande adduttore, gracile, ileopsoas e il pettineo. Questo disturbo genera problemi di equilibrio a causa della riduzione della base di appoggio sia durante lo standing che nella fase di appoggio del cammino, inoltre durante la fase di swing l'anca addotta limita la clearance e l'avanzamento a causa delle collisioni dell'arto colpito da emiparesi con l'arto sano.

-anca flessa: i muscoli coinvolti sono: retto femorale, ileopsoas, pettineo, adduttore lungo, adduttore breve e il grande gluteo. Durante il cammino, l'eccessiva flessione durante la fase di stance interferisce con l'avanzamento e riduce la lunghezza di passo, può verificarsi un cammino in crouch (cioè in flessione del ginocchio come se fosse compresso) con un notevole incremento della fatica. Infine può portare a contratture e indirettamente a deformità a livello del ginocchio.

2.3 Il rischio di caduta e stroke:

Il controllo posturale negli esseri viventi è l'espressione dell'azione dei sistemi sensorimotori organizzata al fine di contrastare la forza di gravità a cui è soggetto il corpo generando attività muscolare (tono posturale) sufficiente a sostenere il peso del corpo, a controllare la

posizione reciproca dei segmenti corporei e a controllare la stabilità posturale (equilibrio).

Il controllo della stabilità implica che la proiezione del centro di gravità del corpo cada all'interno del poligono che delimita la base d'appoggio; per fare ciò si deve instaurare un bilanciamento tra le componenti stabilizzanti e le componenti destabilizzanti per l'equilibrio del corpo. Quando le componenti stabilizzanti risultano inefficienti per controbilanciare le componenti destabilizzanti si può generare il rischio di caduta da parte del soggetto.

Il concetto di caduta può essere definito come: "Un individuo che raggiunge non volontariamente lo stato di riposo sul piano del terreno o su un livello inferiore, non in conseguenza di perdita di coscienza, evento violento, improvvisa paralisi o crisi comiziale"[2].

La mancanza di equilibrio è un tratto caratterizzante dei soggetti post stroke; le lesioni del Sistema Nervoso Centrale generano una riduzione delle funzioni del lato colpito da emiparesi attraverso un'anormale attivazione muscolare durante il cammino e nei movimenti in generale. Oltre a questo, i pazienti risentono di una riduzione delle funzioni cognitive; in generale mostrano una ridotta comprensione della disabilità che li portano a tentare movimenti oltre le loro capacità con una conseguente alta probabilità di caduta[3].

La prevenzione delle cadute risulta essere un concetto fondamentale per evitare ulteriori complicazioni alla salute del paziente; da analisi statistiche si evince che 37 pazienti su 1000 all'anno hanno una frattura d'anca di cui 87% è conseguenza di una caduta [4] e che il 5% delle cadute conduce a frattura e a ospedalizzazione [5]. Con i pazienti con esito di ictus la probabilità che il paziente cada risulta superiore a causa della perdita di capacità di deambulazione e della capacità di mantenere l'equilibrio; circa il 75% dei pazienti cadono almeno una volta nei sei mesi successivi alla dimissione dall'ospedale [6]. Dopo una caduta, l'88% dei pazienti sviluppa paura di cadere che li porta a diminuire l'attività fisica svolta e di conseguenza all'isolamento sociale ed alla eventuale perdita di indipendenza [7]. Anche le conseguenze di una caduta risultano essere più gravi; per i

pazienti con stroke il rischio di frattura d'anca aumenta di 4 volte [8] e tra il 20-30% di quelli che cadono soffrono di lesioni che riducono la mobilità e l'indipendenza e aumentano il rischio di morte prematura [9]. Il rischio elevato di cadute è spesso imputabile alla debolezza muscolare ed allo scarso controllo motorio che comportano difficoltà da parte del paziente a sostenere il peso del corpo sull'arto paretico [10], a spostare il peso corporeo da un arto all'altro e a rispondere rapidamente a perturbazioni prevedibili od imprevedibili dell'equilibrio [11].

È stato osservato che la maggior parte delle cadute avviene in ambiente domestico: questo è dovuto al fatto che i pazienti trascorrono la maggior parte del tempo a casa ed al fatto che ricevono una maggiore assistenza fuori casa [12].

2.4 I fattori di rischio di caduta:

I possibili fattori che influiscono negativamente sulla stabilità del paziente, aumentando quindi il rischio di caduta, è stato un importante oggetto di studio; attualmente sono stati riscontrati più di 400 diversi fattori di rischio possibili.

Una possibile classificazione divide i fattori di rischio in due categorie:

- fattori di rischio intrinseci o personali;
- fattori di rischio estrinseci o ambientali.

- **Fattori intrinseci (personali):**

Storia clinica, fattori biologici (età, sesso, impairment cognitivi e comportamentali), stato psicologico, impairment fisici, patologie acute o croniche, livello di mobilità, deficit sensoriali, storia delle cadute, continenza vescicale.

- **Fattori estrinseci (ambientali):**

Farmaci, alcool, rischi nell'abitazione e nei luoghi di frequentazione, assistenza al paziente

Tabella 1: esempi di fattori di rischio

Queste due categorie sono ulteriormente suddivise in due sottocategorie caratterizzate dal fatto che su alcuni fattori di rischio è possibile intervenire in modo diretto mentre su altri risulta impossibile intervenire; quindi sono state create le due sottocategorie:

- fattori modificabili,
- fattori non modificabili.

In generale, l'interazione di più fattori può determinare un aumento del rischio di caduta, rendendo il soggetto maggiormente predisposto.

Ogni fattore influisce in modo diverso sul rischio di caduta; l'università del Piemonte Orientale e la Fondazione Salvatore Maugeri (IRCCS) hanno identificato l'RR ('Relative risk ratio') e OR ('Odd ratio') dei fattori intrinseci sopra citati.

Fattore di rischio	RR od OR medio
Debolezza muscolare agli arti inferiori o superiori	4.4
Storia delle cadute	3
Alterazioni dell'equilibrio	2.9
Alterazioni del cammino	2.9
Utilizzo di ausili	2.6
Menomazioni visive	2.5
Artrosi	2.4
Limitazione nelle attività quotidiane	2.3
Depressione	2.2
Menomazioni cognitive	1.8
Età superiore agli 80 anni	1.7

Tabella 2: AGS Panel on falls prevention.

Per comprendere al meglio quali possano essere i fattori che condizionano la stabilità del paziente e per quali cause possa essere avvenuta una caduta, e le sue conseguenze, i soggetti analizzati sono stati sottoposti ad un questionario riguardante l'eventuale debolezza muscolare, la 'storia delle cadute', l'utilizzo di ausili e la terapia farmacologica. Il questionario completo verrà trattato nel capitolo 'Materiali e metodi'.

2.5 Valutazione della stabilità motoria:

Le tecniche più consolidate per quantificare il rischio di caduta sono:

1. test di funzionalità motoria;
2. questionari;
3. misure biometriche condotte in laboratorio.

I test di funzionalità motoria e i questionari generalmente non sono in grado di fornire una valutazione predittiva e quantitativa della stabilità motoria o del rischio di caduta [13], invece le misure biomeccaniche eseguite in laboratorio possono aiutare a definire metodi con alta sensibilità e specificità per la valutazione della stabilità del cammino [14]. Mentre la stabilità è un concetto ben definito nella meccanica, non c'è ancora un'opinione condivisa da tutti su come misurare la stabilità motoria nella locomozione umana. Diversi metodi sono attualmente disponibili, ciascuno con vantaggi e svantaggi. È possibile condurre un'analisi diretta o indiretta sulla stabilità, dipendente da quale aspetto del cammino venga considerato.

La *valutazione indiretta* della stabilità motoria consiste in misure della variabilità cinematica; l'aumento della variabilità è dovuto ad un deficit della capacità di correzione degli errori durante il cammino e quindi al rischio di caduta da parte del paziente.

Una delle più affermate misure di variabilità risulta essere la variabilità del tempo di stride, espresso in termini di deviazione standard (SD) o di coefficiente di variazione (CV) [15]. La fluttuazione dinamica del passo è quantificata tramite indici quali “Inconsistency of the variance of the stride time” (IV) e “Nonstationary index” [16]. Un altro metodo di analisi ampiamente accettato è il “Poincarè plot”, un metodo di analisi di sistemi dinamici 2D. [17]

La *valutazione diretta* della stabilità non si limita a fornire informazioni sui disturbi presenti durante il cammino, ma quantifica gli errori avvenuti durante la performance motoria. La locomozione umana è particolarmente complessa poichè si tratta di una combinazione di ritmica propulsione in avanti ed elevazione del corpo in alto; si tratta di un sistema dinamico non lineare dipendente da molteplici fattori.

Nella meccanica teorica la stabilità è definita da come lo stato del sistema risponde alle perturbazioni [18]; durante il cammino ci sono diversi fattori che possono causare delle perturbazioni e possono essere legati all’ambiente oppure al soggetto. Valutare la stabilità motoria vuol dire quantificare la capacità di correzione degli errori dovuti all’alterazione dello stato del sistema [19] .

Durante il task motorio, assimilabile ad un sistema dinamico non lineare, vi sono diverse variabili in gioco (ad esempio angoli articolari, velocità angolari e accelerazioni, posizione dei marker ed altri) che evolvono durante il cammino. Il cammino è descrivibile tramite variabili biomeccaniche che hanno un comportamento ciclico, quasi-periodico, che può essere sfruttato per l’analisi non lineare.

In letteratura sono presenti due approcci per l’analisi della stabilità non lineare: analisi di stabilità locale e orbitale. Queste misure quantificano diverse proprietà dinamiche del sistema [20].

L’analisi di stabilità locale viene utilizzata per sistemi che non necessariamente presentano una struttura periodica distinguibile e

pertanto non si può sfruttare la pseudo-periodicità individuabile nel cammino. Essa è definita utilizzando esponenti di divergenza locale a breve (SLE) e a lungo termine (LLE). Questi indicatori quantificano come lo stato del sistema risponde a piccolissime perturbazioni (locali) in continuo e in tempo reale [20]. Recentemente è stata trovata una correlazione tra stabilità locale e rischio di caduta in soggetti anziani; lo studio in questione evidenzia che il rischio di caduta non dipende solo da un aumento della variabilità del cammino, ma anche dalla stabilità dinamica locale [21].

L'analisi di stabilità orbitale è utilizzata per sistemi periodici con comportamento ciclico e può essere applicata ad atti motori ciclici. Questo approccio è ampiamente utilizzato nello studio del cammino dei robot [22] e negli ultimi anni è stato applicato anche in biomeccanica [23].

L'analisi di stabilità orbitale è condotta sotto l'ipotesi di periodicità utilizzando come indicatore fondamentale i moltiplicatori di Floquet (FM) che quantificano la tendenza dello stato di un sistema a tornare nell'orbita circolare in seguito a piccole perturbazioni [20]. Se $\max FM < 1$ allora le perturbazioni tendono a ridursi alla ripetizione successiva e il sistema rimane stabile. Questo risulta essere un approccio promettente per la definizione di un indice di stabilità motoria affidabile; tuttavia l'utilizzo di $\max FM$ come indice di rischio di caduta è ritenuto ancora controverso [14].

Gli indici adoperati in questa tesi per la valutazione della stabilità sono: 'Index of armonicity', 'Harmonic ratio', 'Multiscale entropy', 'Recurrence quantification analysis'. Le misure ottenute con questi indici non consentono una valutazione diretta della stabilità, ma sono correlate ad essa in quanto quantificano le caratteristiche del cammino come complessità, ripetitività e le irregolarità.

Questi indici verranno correlati con gli indicatori clinici, utilizzati di norma negli ospedali per valutare il rischio di caduta dei pazienti, in modo da valutare la loro affidabilità e ripetibilità.

3. MATERIALI E METODI

3.1 Popolazione analizzata

Il campione oggetto di studio è costituito da 11 pazienti affetti da ictus ischemico o emorragico in fase post-acuta; si tratta di soggetti emiplegici: il 73% con emiparesi destra mentre il 27% con emiparesi sinistra.

Non sono stati imposti limitazioni di età o sesso: l'età media dei soggetti è 53 anni con un intervallo di età compreso tra 20 ai 74 anni, suddivisi tra 5 (45%) uomini e 6 (55%) donne. Non sono stati imposti limitazioni nell'utilizzo degli ausili: 5 pazienti (45%) ha utilizzato bastone e/o tutore "foot-up" durante acquisizione dei dati.

La selezione dei pazienti si è basata sui seguenti criteri:

- presenza di un ictus in fase post-acuta,
- assenza di ulteriori patologie acute in grado di influenzare la stabilità motoria nella deambulazione,
- capacità di alzarsi da una sedia (fondamentale per eseguire il "Time get-up and go test"),
- resistenza alla fatica tale da permettere ai soggetti di poter camminare per due minuti ("2 minutes walk test").

Ogni paziente è stato sottoposto ad una serie di test e questionari atti a valutare forza muscolare, grado di spasticità, funzionalità motoria e l'autonomia nello svolgimento delle attività.

3.1.1 Storia delle cadute

Ogni paziente è stato sottoposto ad un questionario riguardante le cadute e le perdite di equilibrio avvenute nell'arco degli ultimi 12 mesi, nel caso in cui siano avvenute, e i motivi che abbiano causato l'evento e le loro conseguenze.

Le domande poste ai pazienti solo le seguenti:

Cadute

Cadute in generale:

- Negli ultimi 12 mesi lei è caduto o inciampato, per qualsiasi motivo, anche se l'evento non aveva niente a che fare con la malattia di Parkinson?
- Quante volte è caduto negli ultimi 12 mesi (frequenza quotidiana, settimanale o mensile etc.)?
- Ha paura di cadere?

Se è caduto, descriva ogni caduta (o le circostanze):

- Dove si trovava quando è caduto?
- Che cosa stava facendo o cercava di fare in quel momento?
- Che cosa pensa abbia causato la sua caduta?
- Ha perso coscienza prima della caduta?
- Si possono identificare circostanze ripetibili in occasione della caduta?
- La caduta è stata preceduta da sintomi?
- Se sì, quali?
- In che direzione è caduto?
- Quale parte del corpo ha urtato?
- Conseguenze della caduta
- È riuscito ad alzarsi da solo dopo la caduta?

Perdite di equilibrio senza caduta a terra

Perdite di equilibrio senza caduta a terra in generale:

- Ha mai avuto perdite di equilibrio senza caduta nello scorso anno?
- Quanto spesso ha avuto questi episodi nell'anno passato?

In caso di perdite di equilibrio senza caduta a terra, specifichi la motivazione:

- Che genere di cose era solito fare quando ha avuto episodi di perdita dell'equilibrio?
- Perché pensa di aver avuto questi episodi?
- Come si è aiutato quando ha avuto perdite di equilibrio?

Grazie a questo questionario si è potuto constatare che il 55% dei pazienti analizzati è caduto almeno una volta nell'arco degli ultimi dodici mesi e che il 73% dei pazienti ha paura di cadere. L'82% dei pazienti invece afferma di non soffrire di perdite di equilibrio con successiva caduta. Gli ausili alla deambulazione sono stati utilizzati dal 45% dei soggetti analizzati.

3.1.2 Terapia farmacologica

La terapia farmacologica è uno dei fattori estrinseci che influiscono sulla stabilità del paziente durante il cammino e sono strettamente legati al rischio di caduta.

Diversi studi hanno evidenziato una correlazione tra l'aumento delle cadute e l'assunzione di farmaci quali psicotropici, antiaritmici, digossina, diuretici e sedativi. Secondo l'OMS le benzodiazepine sono associate con un aumento fino al 44% di rischio frattura di femore e caduta nelle ore notturne. L'utilizzo di 4 o più farmaci è associato un aumento significativo del rischio di caduta, di alterazione cognitiva e paura di cadere.

In modo particolare:

- Il 73% dei pazienti fa uso di medicinali contro l'ipertensione,
- Il 54% utilizza antiaggreganti,
- Il 73% utilizza antidepressivi,
- Il 45% utilizza farmaci contro il colesterolo,
- Il 36% utilizza antispastici,
- Il 36% utilizza antiepilettici o sedativi,

In quantità molto inferiore sono stati riscontrati farmaci contro ansia, osteoporosi, diabete, asma, stitichezza, ipotiroidismo e ulcera gastrointestinale.

Il 45% dei pazienti afferma di assumere almeno 4 farmaci al giorno.

Il 45% accusa di soffrire di debolezza muscolare, altro fattore

importante che può aumentare il rischio di caduta. Nessun paziente afferma di soffrire di incontinenza urinaria.

3.2 Indicatori clinici e scale di valutazione della funzionalità motoria

Motricity index (MI)

Il motricity index è test che ci permette di ottenere, secondo gli studi di Collin&Wade[23], valori indicativi riguardo la capacità di eseguire alcuni movimenti, considerati fondamentali nelle attività di vita quotidiana, da parte del paziente post-stroke. Per l'arto superiore si richiede di effettuare una presa a pinza, la flessione del gomito e l'abduzione della spalla. Per l'arto inferiore viene richiesto di effettuare una dorsiflessione della caviglia, l'estensione del ginocchio e la flessione dell'anca. Il punteggio totale per ogni arto si ottiene come somma dei punteggi delle prove parziali, a cui viene sommato un punto per poter ottenere il punteggio totale massimo di 100. Il punteggio massimo viene assegnato di default all'arto conservato.

Arto superiore destro	Punteggio						
	Presa a pinza	0	11	19	22	26	33
	Flessione gomito	0	11	19	22	26	33
	Abduzione spalla	0	11	19	22	26	33
Punteggio totale arto superiore destro: __ /100							

Arto superiore sinistro	Punteggio						
	Presa a pinza	0	11	19	22	26	33
	Flessione gomito	0	11	19	22	26	33
	Abduzione spalla	0	11	19	22	26	33
Punteggio totale arto superiore sinistro: __ /100							

Arto inferiore destro	Punteggio						
	Dorsiflessione caviglia	0	11	19	22	26	33
	Estensione ginocchio	0	11	19	22	26	33
	Flessione anca	0	11	19	22	26	33
Punteggio totale arto inferiore destro: __ /100							

Arto inferiore sinistro	Punteggio						
	Dorsiflessione caviglia	0	11	19	22	26	33
	Estensione ginocchio	0	11	19	22	26	33
	Flessione anca	0	11	19	22	26	33
Punteggio totale arto inferiore sinistro: __ /100							

Tabella 3

Modalità di attribuzione del punteggio:

Preso a pinza:

- 0: nessun movimento;
- 11: inizio di prensione, qualche movimento di pollice o indice;
- 19: presa possibile, ma non contro gravità;
- 22: presa possibile contro gravità, ma non contro resistenza;
- 26: presa possibile contro resistenza, ma più debole della controlaterale;
- 33: presa normale;

Tutti gli altri item:

- 0: nessun movimento;
- 9: contrazione palpabile del muscolo ma senza movimento apprezzabile;
- 14: movimento visibile ma non per l'intero range articolare o contro gravità;
- 19: movimento possibile per l'intero range articolare contro gravità, ma non contro resistenza;
- 25: movimento possibile contro resistenza ma più debole del controlaterale;

33: movimento eseguito con forza normale;

Istruzioni per l'uso di Motricity Index:

Sono testati sei movimenti degli arti. Il paziente è seduto su una sedia o sul bordo del letto. Se necessario, può essere testato anche da sdraiato.

Preso. Viene chiesto al paziente di afferrare un cubo di 2,5 cm di lato tra pollice e

indice. L'oggetto deve essere posto su una superficie piana. Controllare i muscoli

dell'avambraccio ed i piccoli muscoli della mano. 19=l'oggetto cade quando viene sollevato (l'esaminatore potrebbe dover sostenere il polso). 22=l'oggetto può essere sollevato, ma può essere rimosso con facilità.

Flessione gomito. Gomito flesso a 90°, avambraccio orizzontale e braccio verticale. Viene chiesto al paziente di piegare il gomito in modo che la mano tocchi la spalla. L'esaminatore oppone resistenza con la mano sul polso. Monitorare il bicipite. 14= non è visibile alcun movimento, ma il gomito resta flesso a 90°.

Abduzione spalla. A gomito completamente flesso e contro il petto, viene chiesto al paziente di abduire il braccio. Monitorare il deltoide. Il movimento del cingolo

scapolare non è da considerare, si deve evidenziare il movimento dell'omero rispetto alla scapola. 19 = abduce più di 90°, oltre l'orizzontale.

Dorsiflessione caviglia. Piedi rilassati in posizione di flessione plantare, viene richiesta la dorsiflessione del piede. Monitorare il tibiale anteriore. 14 = meno dell'intero range articolare della dorsiflessione.

Estensione ginocchio. Piedi non appoggiati, ginocchi a 90°, viene richiesta la completa estensione del ginocchio. Monitorare il quadricipite. 14 = meno dell'estensione completa. 19 = ginocchio esteso completamente, ma può essere spinto più facilmente.

Flessione anca. Paziente seduto con anche flesse a 90°, viene chiesto di sollevare il ginocchio verso il mento. Verificare i movimenti trucco associati di propulsione indietro del tronco, ponendo una mano sulla schiena del paziente e chiedendogli di non inclinarsi indietro. Monitorare l'ileopsoas. 14 = meno del range completo della flessione (controllare il movimento passivo). 19 = flessione completa, ma può essere facilmente spinta giù.

Trunk control test (TCT):

Il trunk control test viene utilizzato per valutare la capacità del controllo del tronco da parte dei pazienti dopo l'ictus; è collegato al livello dell'eventuale recupero [23]. Il test consiste in quattro prove nelle quali si richiede al paziente di: girarsi in posizione supina sul lato conservato e su quello colpito, eseguire il passaggio supino-seduto, mantenere la posizione seduta senza appoggi per trenta secondi. Per ogni prova viene assegnato un punteggio secondo le capacità del paziente e il punteggio totale del TCT equivale alla somma ottenuta nelle quattro prove.

Controllo del tronco:	
(0-25)	1) Girarsi sul lato debole
(0-25)	2) Girarsi su lato forte
(0-25)	3) Mettersi seduto da sdraiato
(0-25)	4) Mantenere l'equilibrio da seduto sul bordo del letto

Tabella 4

I punteggi vengono così assegnati:

- 0: il paziente è incapace di eseguire il gesto da solo;
- 12: il paziente è in grado di eseguire il test richiesto ma unicamente con aiuto di tipo non muscolare; per esempio aggrappandosi alla biancheria del letto, usando le braccia

come sostegno da seduti, tirandosi su con una corda e ausili specifici, ecc.

- 25: il paziente è in grado di completare il test normalmente
- Punteggio del tronco=punteggio (1)+(2)+(3)+(4)

Rivermead mobility index (RMI):

Il RMI indaga vari aspetti della mobilità in diverse situazioni della vita quotidiana attraverso un questionario composto da 15 domande. Il punteggio totale dell'indice RMI è uguale al numero di risposte affermative date dal paziente.

Articolo di validazione: (Collin, 1991) [24]

Rivermead Mobility Index (RMI)			Si(1)	No(0)
1	Girarsi nel letto: ti giri da supino verso un lato senza aiuto?			
2	Sdraiato-seduto: da sdraiato ti alzi fino a sederti sul bordo del letto da solo?			
3	Equilibrio da seduto: stai seduto sul bordo del letto senza tenerti per 10 sec?			
4	Seduto-eretto: ti alzi da una sedia in meno di 15 secondi e resti in piedi per 15 secondi?			
5	Eretto senza ausili: riesci a stare in piedi 10 secondi senza aiuto?			
6	Trasferimenti: riesci a muoverti dal letto alla sedia senza aiuto?			
7	Cammino in interni: cammini in interni per 10 m anche con ausili senza alcuna supervisione?			
8	Scale: riesci a fare una rampa di scale senza aiuto?			
9	Cammino in esterni (terreno liscio): cammini in esterni senza aiuto?			
10	Cammino in interni senza ausili: cammini 10 m senza appoggiarti ai muri o alle cose?			
11	Raccogliere dal pavimento: cammini 5 m, raccogli un oggetto e torni indietro?			
12	Cammino in esterni (terreno accidentato): riesci a camminare su erba, neve, ghiaia senza aiuto?			

13	Bagno: entri ed esci da una vasca o doccia e ti lavi senza supervisione e senza aiuto?		
14	Salire e scendere 4 gradini: riesci a salire e scendere 4 gradini senza corrimano ma con ausilio?		
15	Corsa: riesci a camminare velocemente 10 m senza zoppicare in 4 secondi?		
	Totale RMI:	__/15	

Tabella 5

Functional ambulation classification(FAC):

Il FAC è un test utilizzato per valutare la capacità di deambulazione del paziente utilizzando una scala ordinale composta da sei categorie. La suddivisione considera la capacità del paziente di camminare in ambienti interni o esterni e valuta la necessità di assistenza durante la deambulazione ma non prende in considerazione l'utilizzo di ausili.

-Articolo di validazione: Mehrholz J., Wagner K., et al. (2007)[25]

Fuctional Ambulation Classification (FAC)	
	Punteggio:
Il paziente non è un grado di camminare: vi riesce tra le parallele e richiede una supervisione o assistenza fisica di più di una persona per farlo al di fuori delle parallele	0
Deambulazione dipendente da assistenza fisica-1: il paziente richiede il contatto manuale di una persona durante la deambulazione al fine di prevenire a caduta. Il contatto manuale è continuo, è necessario supportare il peso del corpo e mantenere il bilanciamento e la coordinazione	1
Deambulazione dipendente da assistenza fisica-2: il paziente richiede il contatto manuale di una persona durante la deambulazione al fine di prevenire la caduta. Il contatto manuale consiste in un continuo o intermittente tocco leggero per assistere il bilanciamento e la coordinazione	2
Deambulazione dipendente dalla supervisore: il paziente può deambulare su superfici piane senza contatto manuale di altre persone ma richiede una supervisione a causa di problemi neuropsicologici, cardiaci o sono necessari richiami verbali per completare il compito	3
Deambulazione dipendente dalla superficie: il paziente può deambulare su diverse superfici ma richiede supervisione o assistenza fisica per eseguire scale, superfici inclinare o irregolari	4

Deambulazione indipendente: il paziente deambula indipendentemente su superfici piane, irregolari e su piani inclinati ed esegue autonomamente le scale	5
--	---

Tabella 6

Walking handicap scale (WHS):

La WHS è uno strumento di valutazione che ci permette di valutare la qualità del cammino in ambiente domestico e sociale attraverso una scala comprendente sei categorie.

-Articolo di validazione: (Perry J. e Garret M., 1995)[26]

Walking Handicap Scale(WHS)	
	Punteggio
Cammino fisiologico: cammino solo come esercizio	1
Cammino limitato a casa: cammino solo in attività domestiche, può richiedere assistenza ne camminare, usa di norma la carrozzina	2
Cammino non limitato a casa: cammino in attività domiciliari, non usa la carrozzina, ma trova difficoltà nelle scale e nei terreni instabili, non è capace di lasciare la casa da solo	3
Cammino molto limitato in ambito sociale: entra ed esce di casa indipendentemente, può salire e scendere dal marciapiede, sale scale con corrimano e non ripide, non richiede aiuto in casa, è abbastanza indipendente in luoghi protetti ma richiede aiuto in attività di basso impiego	4
Cammino mediamente limitato in ambito sociale: indipendente nell'eseguire le scale, esegue tutte le attività sociali, non impegnative, senza la carrozzina. È indipendente in luoghi pubblici non affollati ed è indipendente in almeno due attività sociali non impegnative	5
Cammino non limitato in ambito sociale: indipendente in tutte le attività, su terreni sconnessi, in luoghi affollati, mostra una completa indipendenza in luoghi pubblici	6

Tabella 7

Cumulative Illness Rating Scale (CIRS):

Il CIRS è uno strumento standardizzato per ottenere una misura della salute somatica dell'anziano. La versione del test utilizzata è quella in uso presso i Nuclei Alzheimer della Regione Lombardia. Il test richiede che il medico definisca la severità clinica e funzionale di 14 categorie di patologie. Il medico, sulla base della storia clinica, dell'esame obiettivo e della sintomatologia presentata definisce il livello di gravità per ognuna delle categorie:

-*assente*: nessuna compromissione dell'organo/sistema;

-*lieve*: la compromissione dell'organo/sistema non interferisce con la normale attività; il trattamento può essere richiesto oppure no; la prognosi è eccellente (esempi possono essere abrasioni cutanee, ernie, emorroidi);

-*moderato* la compromissione dell'organo/sistema interferisce con la normale attività; il trattamento è necessario; la prognosi è buona (esempi possono essere colelitiasi, diabete o fratture);

-*grave*: la compromissione dell'organo/sistema produce disabilità; il trattamento è indilazionabile; la prognosi può non essere buona (esempi possono essere carcinoma operabile, enfisema polmonare, scompenso cardiaco);

-*molto grave*: la compromissione dell'organo/sistema mette a repentaglio la sopravvivenza; il trattamento è urgente; la prognosi è grave (esempi possono essere infarto del miocardio, stroke, sanguinamento gastro-intestinale, embolia).

Articoli di validazione: (Parmalee, Thurax, 1995) [27]

Cumulative Illness Rating Scale (CIRS)					
	Assente 1	Lieve 2	Moderato 3	Grave 4	Molto grave 5
Patologie cardiache					

(solo cuore)					
<i>Ipertensione</i>					
<i>Patologie vascolari (sangue, vasi, midollo, milza, sistema linfatico)</i>					
<i>Patologie respiratorie (polmoni, bronchi, trachea sotto la laringe)</i>					
<i>O.O.N.L.G (occhio, orecchio, naso, gola, laringe)</i>					
<i>Apparato GI superiore (esofago, stomaco, duodeno, albero biliare, pancreas)</i>					
<i>Apparato GI inferiore (intestino,ernie)</i>					
<i>Patologie epatiche (solo fegato)</i>					
<i>Patologie renali (solo rene)</i>					
<i>Altre patologie genito-urinarie (ureteri, vescica, uretra, prostata, genitali)</i>					
<i>Sistema muscolo- scheletrico (muscolo, scheletro, tegumenti)</i>					
<i>Patologie sistema nervoso (sistema nervoso centrale e periferico, non include la demenza)</i>					
<i>Patologie endocrine- metaboliche (include diabete, infezioni,sepsi, stati tossici)</i>					
<i>Patologie</i>					

<i>psichiatriche- comportamentali (include demenza, depressione, ansia, agitazione, psicosi)</i>					
--	--	--	--	--	--

Tabella 8

Dalla tabella CIRS si ottengono due indici:

-**Indice di severità:** risulta dalla media dei punteggi delle prime 13 categorie (escludendo la categoria “patologie psichiatriche/comportamentali”);

-**Indice di comorbidità:** rappresenta il numero delle categorie nelle quali si ottiene un punteggio superiore o uguale a 3 (escludendo la categoria “patologie psichiatriche/comportamentali”).

3.3 Test somministrati:

Timed get-up and go test(TUG):

Il “timed get-up and go test” è un rapido controllo atto a rilevare problemi di equilibrio [28] e quindi valutare la mobilità funzionale e il rischio di cadute da parte dei pazienti. Risulta essere un test rapido (il tempo impiegato per eseguirlo è di circa 2 minuti) e semplice da eseguire in quanto non necessita di particolari strumenti e di particolare training, quindi può essere somministrato da qualsiasi operatore sanitario.

Il TUG misura in secondi il tempo impiegato da un paziente ad alzarsi da una sedia con braccioli, percorrere 3 metri di cammino, girarsi, tornare indietro e ritornare nella posizione seduta. Il paziente non deve essere aiutato durante la prova e può utilizzare qualunque ausilio per la deambulazione se utilizzato di norma dal paziente(come bastoni, tripodi o ausili alla caviglia) e indossando le calzature utilizzate di norma dal paziente.[28].

Durante l’esecuzione di questo test è stato registrato il segnale accelerometrico dei pazienti, per mezzo di un accelerometro, ed in

seguito elaborato al fine di ottenere gli indici strumentali oggetto di studio della seguente tesi.

Interpretazione dei risultati:

- Un tempo inferiore a 10 secondi indica la normalità;
- Un tempo compreso tra i 10 e i 20 secondi indica una buona mobilità;
- Un tempo compreso tra i 20 e i 30 secondi indica presenza di deficit nella deambulazione.

Two minutes walk test (2MWT):

È un test di resistenza che misura la distanza che una persona riesce a percorrere in 2 minuti su una superficie pianeggiante e dura senza resistenza. Il test deve essere effettuato dal paziente alla sua velocità massima raggiungibile, deve indossare le calzature che indossa abitualmente e può utilizzare qualsiasi dispositivo di assistenza che utilizza normalmente.

Il “Two minutes walk test” permette una misura della funzionalità motoria di un paziente e viene generalmente adoperato a scopo diagnostico; consente di valutare in modo rapido eventuali miglioramenti nella deambulazione pre-e-post chirurgia funzionale e riabilitazione. La determinazione della distanza percorsa nei 2 minuti è un utile parametro perché consente di valutare diversi aspetti riguardanti le condizioni del paziente: un aumento o una diminuzione dello spazio percorso può indicare un cambiamento della qualità del movimento, del tono muscolare, della resistenza allo sforzo e alla fatica. Per la misura della funzionalità motoria vengono utilizzati altri test quali “6 minutes walk test” e il “12 minutes walk test” tuttavia in questa tesi è stato scelto il “2 minutes walk test” in quanto non tutti i soggetti sono in grado di camminare per più di due minuti. Negli ultimi anni, vista la semplicità e la velocità di esecuzione, questo test è stato considerato un importante strumento di indagine per studi e ricerche su pazienti affetti da diversi tipi di patologie come pazienti sottoposti a chirurgia cardiaca [29], soggetti affetti da

forme più o meno gravi di broncopneumopatia cronica ostruttiva [30] e individui che hanno subito l'amputazione degli arti inferiori [29]. Gli esiti ottenuti da questi studi mostrano risultati molto positivi e una forte correlazione tra le misure ottenute tramite 2MWT e quelle ottenute tramite 6MWT.

Anche per questo test, come per il TUG, è stato registrato il segnale accelerometrico dei pazienti per la successiva elaborazione dei dati e la valutazione degli indici strumentali.

3.4 Indici strumentali:

Harmonic ratio

Harmonic ratio (HR) è stato calcolato scomponendo i segnali di accelerazione in armoniche utilizzando la trasformata discreta di Fourier [31]. La somma delle ampiezze delle prime 10 armoniche pari è stata poi divisa per la somma delle ampiezze delle prime 10 armoniche dispari per le accelerazioni AP e V, e viceversa per le accelerazioni ML. Questa differenza è dovuta al fatto che, mentre le accelerazioni AP e V hanno due periodi per ogni passo, mostrando una dominanza della seconda armonica (e delle successive armoniche pari) che rappresenta la frequenza del semipasso, le accelerazioni ML hanno solo un periodo per ogni passo, riflettendo una dominanza della prima armonica (e delle successive armoniche dispari) [31]. Per evitare errori che potrebbero essere causati dalla rilevazione del passo, HR non è stato calcolato da stride a stride, ma scomponendo l'intero segnale nelle sue armoniche.

Harmonic ratio deriva dal segnale di accelerazione del tronco e si basa sull'ampiezza dello spettro di frequenza, è un indicatore della regolarità del pattern di accelerazione e fornisce informazioni relative al controllo del tronco che ha il soggetto durante il cammino e all'equilibrio e coordinazione dell'intero corpo. Un HR superiore è un'indicazione di una maggiore fluidità della deambulazione, che può essere interpretato come una maggiore stabilità.

Harmonic Index (IH)

Index of harmonicity (IH), come il Rapporto Armonico, si ottiene scomponendo il segnale di accelerazione in armoniche attraverso la Trasformata Discreta di Fourier in modo da analizzare le componenti dello spettro di potenza ottenuto [32]. L'ampiezza di picco delle prime sei armoniche è stimata tramite IH, definito come:

$$IH = \frac{P_0}{\sum_{i=0}^5 P_i}$$

dove P_0 è la densità spettrale di potenza della prima armonia, e P_i la somma cumulativa della densità spettrale di potenza della frequenza fondamentale e delle prime cinque super-armoniche. Valori prossimi a 1 indicano elevata armonicità (ad esempio un onda sinusoidale ha un rapporto di potenza pari ad 1, che indica perfetta armonicità). La densità spettrale di potenza di ogni picco è mediata su un intervallo di $[-0.1... + 0.1]$ Hz attorno al valore di frequenza di picco.

Multiscale entropy

Multiscale sample entropy (MSE) quantifica la complessità o irregolarità di una serie temporale. Le serie temporali derivano da sistemi complessi, come i sistemi biologici, che possono presentare strutture su più scale spaziotemporali. MSE è un indice realizzato costruendo consecutivamente più serie a intervalli regolari; questa procedura implica una media di un numero crescente di punti dati in finestre di lunghezza τ non sovrapposte. Sample entropy (SE) [33], è stato quindi calcolato per ogni serie a intervalli regolari, al fine di ottenere misure di entropia a varie scale, SE quantifica la probabilità condizionata che due sequenze di m punti di dati (con distanza tra le sequenze di dati inferiore ad un raggio fisso r) consecutivi, simili tra loro, rimangono simili quando solo un punto consecutivo è incluso, riflettendo così la regolarità della serie temporale [34]. SE in ogni finestra temporale τ è dunque una funzione di m ed r e si esprime come negazione del logaritmo naturale della probabilità condizionata $C(r)$ che due sequenze che sono vicine entro una tolleranza r^{TM} per

m punti consecutivi rimangono vicini al punto successivo [35], dove TM è la deviazione standard della serie originale:

$$SE = -\ln \frac{C^{m+1}(r)}{C^m(r)}$$

MSE è stata calcolata per valori di τ che vanno da 1 a 6, $m=2$ e $r=0.2$, come suggerito da Pincus [36] e successivamente applicato da Richman e Moorman in serie temporali biologiche [33].

Recurrence quantification analysis

Recurrence quantification analysis (RQA) è una tecnica non lineare che è stata recentemente applicata a serie temporali biologiche, incluso il cammino [37]. Si basa sulla ricorrenza locale di punti dati in uno spazio delle fasi ricostruito e fornisce una caratterizzazione della varietà delle caratteristiche di una serie temporale; include una quantificazione della struttura deterministica e della non stazionarietà [38]. Il primo passo per definire la Recurrence quantification analysis (RQA) è la ricostruzione dello spazio delle fasi per mezzo di ritardo prestabiliti [39]. In questo studio, sono stati utilizzati: una dimensione predefinita di 5 campioni e un ritardo di 10 campioni, sulla base di studi precedenti [40];[41]. È stata costruita una matrice con le distanze euclidee tra vettori normalizzati; il diagramma di ricorrenza è stato ottenuto selezionando un raggio di 40% della distanza massima, e tutte le celle con valori al di sotto di questa soglia sono state identificate come punti ricorrenti. Un raggio del 40% è stato scelto per essere sicuri che il ritmo di ricorrenza (RR) risponda in modo uniforme e non sia troppo elevato e che il determinante (DET) non saturi al piano 0 o al limite massimo di 100, la vicinanza a questi limiti tenderebbe a non evidenziare la variabilità nella misura [38].

Noto il RQA si possono ottenere diverse misure, quali: RR, DET, media della lunghezza della linea diagonale (AVG) e la lunghezza massima della linea diagonale (MAX).

Queste misure riflettono le diverse proprietà del sistema.

$$RR = \frac{1}{N^2} \sum_{i,j=1}^N R_{i,j}$$

dove N è il numero di punti della traiettoria dello spazio in fase;

$$DET = \frac{\sum_{l=4}^N l P_l}{RR}$$

dove l è la lunghezza delle linee diagonali, rappresentata mediante un istogramma (PI);

$$AVG = \frac{\sum_{l=4}^N l P_l}{\sum_{l=4}^N P_l}$$

$$MAX = (\{l_i; i = 1 \dots N_i\})$$

dove N_i è il numero di linee diagonali nel plot delle ricorrenze.

La divergenza (DIV) si calcola come il reciproco della massima lunghezza della linea diagonale:

$$DIV = \frac{1}{MAX}$$

3.5 Segnale accelerometrico:

3.5.1 Sensore inerziale:

L'accelerometro è uno strumento capace di misurare l'accelerazione; il suo principio di funzionamento si basa sulla rilevazione dell'inerzia di una massa quando viene sottoposta ad

un'accelerazione. L'accelerometro può essere schematizzato come mostrato in Figura 1.

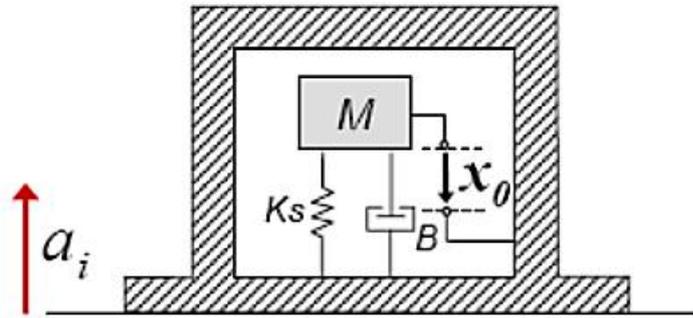


Figura 1

La massa è sospesa ad un elemento elastico mentre il sensore rileva lo spostamento della massa rispetto alla struttura fissa del dispositivo. In presenza di un'accelerazione, la massa si sposta dalla sua posizione di riposo in maniera direttamente proporzionale all'accelerazione subita. Lo smorzatore ("B" in figura) ha la funzione di controllare il movimento della massa mobile e avere una migliore risposta in frequenza. Il sensore trasforma il segnale meccanico in elettrico registrabile dagli strumenti di misura.

L'equazione che lega lo spostamento della massa alla forza di sollecitazione esterna è:

$$a_i = \ddot{x}_0 + \frac{B}{M} \cdot \dot{x}_0 + \frac{K_s}{M} \cdot x_0$$

dove:

- a_i : accelerazione della struttura di riferimento,
- \ddot{x}_0 : accelerazione della massa mobile,
- \dot{x}_0 : velocità della massa mobile,
- x_0 : spostamento della massa mobile,
- M : massa inerziale della massa mobile,
- B : fattore di smorzamento,
- K_s : costante elastica della molla.

Il sensore inerziale utilizzato in questa tesi è il sensore inerziale G-Walk, fornito dalla BTS Bioengineering, e il software allegato G-Studio. Il G-Walk è composto da un accelerometro triassiale capace di fornirci le accelerazioni che il corpo subisce lungo i tre assi x, y e z. Durante le acquisizioni, il sensore è stato posizionato sulla 5° vertebra lombare (L5), il punto che meglio approssima il centro di massa corporeo.

L'accelerometro è un grado di comunicare i dati al sistema di acquisizione tramite una connessione bluetooth. Il software di acquisizione G-Studio permette di acquisire il segnale accelerometrico attraverso quattro differenti modalità: Cammino L5, Salto CMJ, Salto SJ, Free Test. Viene scelta quest'ultima modalità come modalità di acquisizione in quanto è l'unica che non fa riferimento ai modelli di normalità e la fasi tipiche di cammino; l'unica cioè a restituire il dato grezzo. La frequenza d'acquisizione del segnale in questa modalità è 200 Hz. Dall'esecuzione dei test si ottengono a questo punto i segnali di accelerazione del centro di massa lungo le direzioni antero-posteriore, medio-laterale e verticale in formato testo (.txt).

3.5.2 Test eseguito e la sua elaborazione

Il segnale accelerometrico, lungo le direzioni antero-posteriore, medio-laterale e verticale, acquisiti tramite la modalità "Free Test" e con frequenza di acquisizione di 200 Hz, viene salvato in formato .txt. Il file deve essere successivamente convertito in formato .mat per permetterne l'elaborazione in Matlab e il calcolo degli indici strumentali; per fare ciò si è utilizzato un programma creato in ambiente Matlab che permette la conversione da formato .txt a .mat. Durante l'esecuzione del "2 Minutes Walk Test" i pazienti hanno effettuato il test in un corridoio lungo 60 metri e alcuni di loro hanno percorso più volte il tragitto quindi nel segnale accelerometrico sono presenti le svolte effettuate. Ai fini di questo studio, si è deciso di considerare solo il primo tratto rettilineo percorso dal paziente. Per

estrapolare i campioni d'interesse dall'intero segnale di accelerazione lungo 2 minuti è stato utilizzato un semplice algoritmo in Matlab. Prima di tutto l'algoritmo va a "finestrare" il segnale di accelerazione antero-posteriore, con finestre di durata compresa tra 1 secondo (durata del passo di un soggetto normale) e 2 secondi (durata del passo di un soggetto particolarmente lento). Per stabilire la durata precisa di tale intervallo, non disponendo di un algoritmo di riconoscimento del passo, si utilizza un metodo molto semplice; esso consiste nello stimare la durata dello stride andando a dividere una finestra di segnale per il numero di passi indentificati tramite l'osservazione dei picchi. Una volta stabilita la durata della finestra, per ogni intervallo si determina il massimo valore picco-picco, per poi inserirlo in un vettore (denominato vettore picco-picco). Infine, si calcola un valore limite corrispondente al 75% della mediana del vettore picco-picco.

L'algoritmo grafica, in un piano che ha in ascissa il tempo (espresso in secondi) e in ordinata l'accelerazione (metri/sec²), il vettore picco-picco e il valore soglia (cioè il 75 % della mediana del vettore picco-picco).

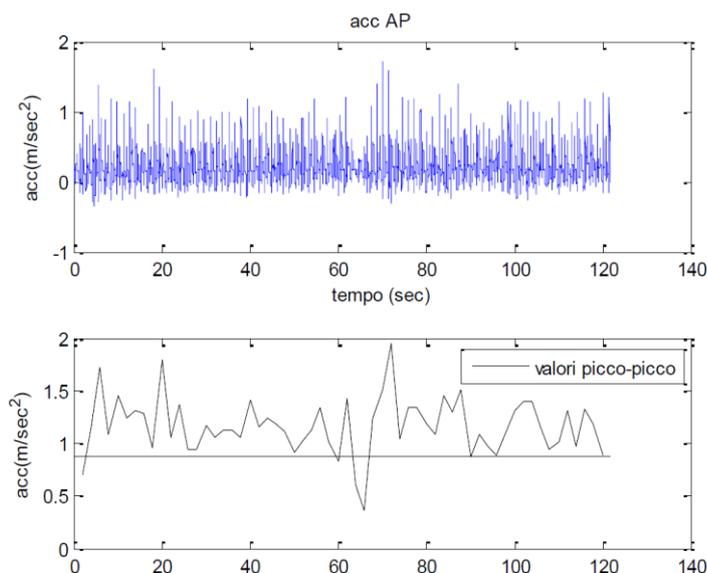


Figura 2: il grafico superiore mostra il segnale accelerometrico antero-posteriore, il grafico sottostante il vettore picco-picco.

Dal grafico ottenuto è possibile individuare i tratti rettilinei percorsi dal paziente e le svolte compiute dal paziente: finchè il paziente sta percorrendo il tratto rettilineo il vettore picco-picco risulta sopra il valore soglia mentre nel punto in cui il paziente effettua la svolta, il vettore risulta sotto-soglia. I campioni successivi alla svolta sono stati trascurati per il calcolo degli indici strumentali in quanto i segnali durante la svolta vanno a modificare in maniera sensibile gli indici strumentali tali da non renderli più veritieri. Vengono inoltre trascurati i primi secondi del segnale accelerometrico in quanto contengono il segnale dei passi di assestamento e pertanto non sono rappresentativi del vero pattern motorio del soggetto.

4. Elaborazione statistica

4.1 Software IBM SPSS Statistics

IBM SPSS (Statistical Package for Social Science) Statistics è un pacchetto software, commercializzato da IBM, utilizzato in questa tesi per l'elaborazione statistica dei dati. SPSS è un software largamente commercializzato e utilizzato per lo svolgimento di analisi statistiche in quanto utilizza un'interfaccia grafica semplice per l'elaborazione dei dati, risultando immediato nell'utilizzo. La versione base del pacchetto permette di ottenere una grande quantità di funzioni utili allo studio dei dati; il software permette di effettuare analisi descrittive (frequenze, tavole di contingenza, etc..), statistiche bivariate (confronto tra medie, t-test, correlazioni etc..) e predizioni per risultati numerici e descrittivi (metodi di regressione, analisi fattoriale etc..).

Il software SPSS è stato utile al completamento di questa tesi grazie al metodo di regressione lineare, implementato nel software, che ha permesso di ottenere la correlazione tra indici clinici e indici strumentali.

4.2 Modello di regressione lineare

L'analisi di regressione lineare è una tecnica matematica che permette di analizzare la relazione lineare o di causa-effetto tra una variabile dipendente (o variabile di risposta) e una o più variabili indipendenti (o predittori).

Il modello che si adatta alla serie di dati è di tipo lineare, cioè è possibile riassumere i dati con una linea retta che prevede al meglio i valori della variabile dipendente a partire da quelli della variabile indipendente. La figura 2 mostra appunto il modello di regressione lineare; dati un insieme di punti, la retta individuata è la retta che meglio approssima l'andamento dei punti inizialmente dati.

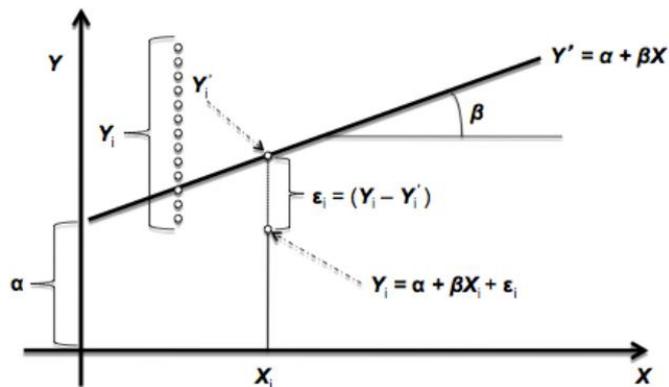


Figura 3: Rappresentazione della retta di regressione che “interpola” la nuvola di punti.

L'equazione del modello di regressione lineare semplice è la seguente:

$$y_i = (\alpha + \beta \cdot x_i) + \varepsilon_i$$

Dove:

- y_i rappresenta la variabile dipendente,
- x_i è la variabile indipendente o regressore,
- β è il gradiente della retta,
- α rappresenta l'intercetta con l'asse verticale,
- ε è il termine residuo che rappresenta la differenza tra i dati di predizione e quelli effettivamente ottenuti.

I parametri α e β sono anche detti coefficienti di regressione e si ottengono con il metodo dei minimi quadrati, imponendo che la somma delle distanze tra i dati osservati e la retta di regressione sia minima.

Ottenuti quindi i valori degli scarti (o termine residuo) ε secondo la formula:

$$\varepsilon_i = y_i - (\alpha + \beta \cdot x_i)$$

si deve imporre che il termine Q ottenuto come:

$$Q = \sum_{i=1}^N (\varepsilon_i)^2$$

Sia minimo per valori diversi di α e β .

Il punto d'arrivo della regressione lineare è ottenere delle informazioni costituite da:

- Un insieme di parametri B (coefficiente di regressione “non standardizzato”) e beta (coefficiente di regressione “standardizzato”) che riassumono la relazione tra variabile dipendente e variabile indipendente;
- Una statistica (t) un valore di probabilità (p-value) associato ad ognuno dei parametri di regressione;
- dipendente e le variabili indipendenti(R) e l’impatto complessivo delle variabili indipendenti sulla variabile dipendente in termini di varianza spiegata R²;
- Un indice (F) che consente di condurre la verifica delle ipotesi sui coefficienti R e R².

Prima di procedere con l’analisi di regressione lineare, è stato calcolato il logaritmo in base dieci di ogni parametro, sia clinico che strumentale, per comprimere la scala e quindi normalizzare il range di valori.

Una volta determinato il log10 è sufficiente eseguire delle procedure tramite IBM SPSS Statistic per selezionare il tipo di analisi statistica che si desidera implementare. In questo caso è stata selezionata la regressione lineare semplice: la variabile dipendente (parametro clinico) si ottiene partendo da un’unica variabile indipendente (indice strumentale).

5. Risultati:

5.1 Risultati indici clinici:

Di seguito vengono riportati i risultati ottenuti in seguito alla compilazione delle schede di valutazione funzionali.

Il *Motricity Index (MI)* è dato dalla somma dei punteggi ottenuti per l'arto inferiore e per l'arto superiore colpito da emiparesi. Il punteggio minimo ottenibile è 2 mentre il punteggio massimo ottenibile è 200, in quanto per ogni arto il punteggio minimo ottenibile è 1 mentre il punteggio massimo ottenibile è 100. Per i pazienti che utilizzano ausili si è riscontrato un punteggio minimo di 25 e un punteggio massimo di 108, con un valore mediano di 75. Per i pazienti che non utilizzano ausili il punteggio minimo riscontrato è 69, il punteggio massimo è 146 con un valore mediano di 92.

Il “*2 Minutes Walk Test*” è un test fisico che misura lo spazio percorso dal paziente in due minuti come indice clinico. I pazienti con ausili hanno percorso da un minimo di 16,17m a 70,62 metri, con un valore mediano di 63,36m. I pazienti che non hanno utilizzato ausili hanno percorso da un minimo di 64,35m a un massimo di 173,25m; con un valore mediano pari a 134,52m.

Un altro test fisico è il “*Time Get-Up&Go Test*”; i pazienti che hanno utilizzato ausili hanno impiegato da un minimo di 17,99 secondi a un massimo di 77 secondi, con un valore mediano di 27,5 secondi; i pazienti senza ausili invece hanno impiegato un minimo di 11,4 secondi a un massimo di 22,48 secondi per completare il test, con un valore mediano di 14,29 secondi. Si ricorda che un tempo compreso tra i 20 e 30 secondi indica la presenza di deficit nella deambulazione (vedi capitolo 3.3).

Per quanto riguarda il “*Trunk Control Test*” (TCT), il punteggio ottenibile dai pazienti può variare da un valore minimo di 0 (che indica un elevato deficit nella capacità di controllo del tronco) a un valore massimo di 100 (che indica la normalità). I pazienti che utilizzano ausili alla deambulazione hanno ottenuto dei punteggi che vanno da un minimo di 74 a un massimo di 100, con un valore mediano di 86. I pazienti che non utilizzano ausili invece hanno ottenuto un punteggio minimo di 87 e un punteggio massimo di 100 (ottenuto dall’83% dei pazienti analizzati).

Nel “*Rivermead Motricity Index*” (RMI) il punteggio minimo dei pazienti va da un minimo di 0 punti a un massimo di 15 punti. I pazienti con ausili hanno ottenuto punteggi che vanno da un minimo di 6 a un massimo di 14, con un valore mediano di 8; i pazienti senza ausili hanno ottenuto punteggi da un minimo di 10 a un massimo di 15, con mediana pari a 12,5.

Per quanto riguarda il “*Funcional Ambulation Category*” (FAC) i punteggi ottenibili vanno da 0 (paziente non in grado di camminare) a 5 (deambulazione indipendente). I pazienti con ausili hanno ottenuto punteggi che vanno da un minimo di 2 a un punteggio massimo di 5 (ottenuto dal 40% dei pazienti), con un valore mediano di 4. Per i pazienti senza ausili invece il 50% ha ottenuto un punteggio pari a 4 e il restante 50% ha ottenuto il punteggio massimo di 5.

Nel test “*Walking Handicap Scale*” (WHS) ad ogni paziente poteva essere assegnato un punteggio da 1 a 6. I pazienti con ausili hanno ottenuto punteggi che vanno da un minimo di 2 a un massimo di 6 (ottenuto dal 20% dei pazienti), con un valore mediano di 3; i pazienti senza ausili invece hanno ottenuto punteggi che vanno da un minimo di 3 a un massimo di 6 (ottenuto dal 33% dei pazienti) con la mediana pari a 4,5.

Dal *CIRS* sono estrapolati due indici: l'indice di severità e l'indice di comorbidità. Per entrambi gli indici, più il punteggio è basso e più il paziente gode di buona salute.

Per quanto riguarda l'*indice di severità*, il punteggio minimo ottenuto di pazienti con ausili è 1,53; il punteggio massimo è 1,92; il valore mediano è 1,61. Per i pazienti con ausili i punteggi ottenuti vanno da un minimo di 1,3 a un punteggio massimo di 1,53 con una mediana di 1,38.

Per l'*indice di comorbidità*, i pazienti che non utilizzano ausili hanno ottenuto punteggi che vanno da 2 (ottenuto dal 55% dei pazienti) a 4; i pazienti che non utilizzano ausili hanno ottenuto solamente punteggi pari a 1 (66% dei pazienti) o 2.

5.2 Risultati indici strumentali:

Di seguito vengono riportate due tabelle contenenti i valori minimi, massimi e mediani ottenuti per ogni indice strumentale dall'elaborazione dei dati ottenuti dai soggetti analizzati.

Vengono utilizzate due tabelle in modo da suddividere i pazienti in base all'utilizzo o meno di ausili alla deambulazione come bastoni o tutori foot-up.

Indici strumentali:	Valore minimo	Valore massimo	Valore mediano
HR_ap	0,741	1,24	0,901
HR_ml	0,672	0,958	0,744
HR_v	0,897	1,304	0,995
IH_ap	0,305	0,458	0,436
IH_ml	0,377	0,627	0,494
IH_v	0,141	0,351	0,242
MSE_ap1	0,225	0,6686	0,3647
MSE_ap2	0,3272	0,7497	0,4802
MSE_ap3	0,4128	0,8138	0,5468
MSE_ap4	0,439	0,8941	0,674
MSE_ap5	0,5069	0,9673	0,7329
MSE_ap6	0,537	1,0369	0,841
MSE_ml1	0,3322	0,5158	0,4465
MSE_ml2	0,4832	0,6791	0,5378

MSE_ml3	0,6038	0,798	0,6679
MSE_ml4	0,7058	0,9744	0,7669
MSE_ml5	0,8334	1,0411	0,8599
MSE_ml6	0,837	1,1094	0,96
MSE_v1	0,2693	0,7917	0,4032
MSE_v2	0,4112	0,9838	0,5041
MSE_v3	0,5447	1,3742	0,5961
MSE_v4	0,6749	1,0946	0,7181
MSE_v5	0,7822	1,2373	0,8648
MSE_v6	0,8536	1,3037	0,9649
RR_ap	14,464	33,815	21,072
DET_ap	81,525	92,916	89,963
AVG_ap	12,928	34,308	16,192
MAX_ap	756	4803	1527
DIV_ap	0	0,001	0,001
RR_ml	15,976	90841	25,132
DET_ml	82,584	93,79	89,583
AVG_ml	13,968	22,276	16,05
MAX_ml	719	8623	4201
DIV_ml	0	0,001	0
RR_v	9,785	16,607	10,593
DET_v	34,378	70250	87,231
AVG_v	7,441	18,667	8,829
MAX_v	192	7052	665
DIV_v	0	0,005	0,002

Tabella 9: valore minimo, massimo e mediano ottenuti per ogni indici strumentale per pazienti con ausili

Indici strumentali	Valore minimo	Valore massimo	Valore mediano
HR_ap	0,711	1,663	1,273
HR_ml	0,536	1,092	0,9685
HR_v	0,928	2,066	1,51
IH_ap	0,126	0,445	0,2425
IH_ml	0,069	0,649	0,3405
IH_v	0,053	0,202	0,1275
MSE_ap1	0,2809	0,6014	0,3638
MSE_ap2	0,4509	0,6726	0,5501
MSE_ap3	0,5575	0,7525	0,67245
MSE_ap4	0,6684	0,8483	0,77525
MSE_ap5	0,7611	0,9496	0,8596
MSE_ap6	0,8171	1,0543	0,9136
MSE_ml1	0,3609	0,6095	0,403
MSE_ml2	0,4918	0,7102	0,56235

MSE_ml3	0,5954	0,925	0,696
MSE_ml4	0,7184	1,1659	0,81415
MSE_ml5	0,7833	1,2753	0,9244
MSE_ml6	0,8843	1,4869	1,02415
MSE_v1	0,3131	0,464	0,36345
MSE_v2	0,4974	0,6653	0,51705
MSE_v3	0,6169	0,8001	0,63745
MSE_v4	0,7352	0,9182	0,7487
MSE_v5	0,7898	1,0283	0,84795
MSE_v6	0,8431	1,123	0,9358
RR_ap	11,83	19,892	18,269
DET_ap	78,406	840,65	90,6525
AVG_ap	11,384	18,621	14,933
MAX_ap	401	3655	891
DIV_ap	0	0,002	0,001
RR_ml	8,321	26,908	10,0185
DET_ml	77,305	95,185	84,7855
AVG_ml	9,343	39,995	11,2495
MAX_ml	685	3104	1951,5
DIV_ml	0	0,001	0,0005
RR_v	11,653	18,29	14,462
DET_v	83,25	92,334	90,0605
AVG_v	10,631	22,574	16,9385
MAX_v	899	5805	2015
DIV_v	0	0,001	0,0005

Tabella 10: valore minimo, massimo e mediano ottenuti per ogni indici strumentale per pazienti senza ausili

5.3 Analisi statistica

L'analisi statistica è stata condotta separando i soggetti che hanno utilizzato ausili (5) durante la prova da quelli che non li hanno utilizzati (6), poichè il pattern di cammino di un soggetto con bastone o tutore foot-up è differente dal cammino patologico privo di ausili.

Il fine è quello di studiare il grado di correlazione tra le informazioni ottenute per mezzo di indici clinici con le informazioni ottenute per mezzo degli indici strumentali ottenuti dall'analisi del segnale accelerometrico.

I risultati di queste analisi sono riportati nelle tabelle a seguire; i valori all'interno della tabella rappresentano i p-value ottenuti grazie all'analisi di regressione lineare. Questi valori sono tutti inferiore a

0,05 che indicano la verifica della significatività. In questo caso la variabile indipendente (indice strumentale) ha un'influenza statisticamente significativa sulla variabile dipendente (parametro clinico) e si può affermare che vi è una correlazione tra il parametro clinico e strumentale.

Soggetti che utilizzano ausii	Motricity Index	2MWT	CIRS: indice di severità	Time Up&Go	Trunk control test	RMI	FAC	WHS	CIRS: indice di comorbidità
HR_ap									
HR_ml									
HR_v									
IH_ap	0,029				0,04				
IH_ml						0,035		0,045	0,034
IH_v									
MSE_ap1									
MSE_ap2							0,029		
MSE_ap3							0,035		
MSE_ap4									0,027
MSE_ap5							0,046		0,036
MSE_ap6							0,034		0,02
MSE_ml1									
MSE_ml2						0,022	0,048	0,035	
MSE_ml3									
MSE_ml4						0,025		0,037	
MSE_ml5									
MSE_ml6								0,044	
MSE_v1		0,021	0,047						
MSE_v2		0,023		0,045					
MSE_v3	0,038	0,016		0,019					
MSE_v4									
MSE_v5									
MSE_v6									
RR_ap			0,017						0,036
DET_ap							0,022		
AVG_ap			0,035					0,038	0,003
MAX_ap									
DIV_ap									
RR_ml					0,041				
DET_ml									0,022

AVG_ml									
MAX_ml	0,07	0,017	0,047						
DIV_ml									
RR_v									
DET_v									
AVG_v					0,035				
MAX_v									
DIV_v									

Tabella 11: analisi statistica di 5 pazienti che utilizzano ausili

Soggetti che non utilizzano ausili	Motricity Index	2MWT	CIRS: indice di severità	Time Up&Go	Trunk control test	RMI	FAC	WHS	CIRS: indice di comorbidità
HR_ap									
HR_ml		0,022				0,012			
HR_v									
IH_ap			0,042						
IH_ml							0,016	0,045	
IH_v									
MSE_ap1				0,042					
MSE_ap2									
MSE_ap3									
MSE_ap4									
MSE_ap5									
MSE_ap6									
MSE_ml1									
MSE_ml2									
MSE_ml3									
MSE_ml4									
MSE_ml5									
MSE_ml6									
MSE_v1					0,02				
MSE_v2					0				
MSE_v3					0,031				
MSE_v4					0,03				
MSE_v5					0,008				
MSE_v6					0,022				
RR_ap									
DET_ap									

AVG_ap									
MAX_ap									
DIV_ap									
RR_ml		0,008		0,036		0,023			
DET_ml									
AVG_ml		0,002		0,01					
MAX_ml									
DIV_ml									
RR_v									
DET_v									
AVG_v									
MAX_v									0,023
DIV_v									

Tabella 12: analisi statistica di 6 pazienti che non utilizzano ausili

Legenda

Parametri clinici

- TUG: Timed Up&Go;
- Motricity Index;
- TCT: Trunk control test;
- RMI: Rivermead mobility index;
- 2MWT: Two minute walk test;
- FAC: functional ambulation quantification;
- WHS: Walking Handicap Scale;
- CIRS: indice di severità;
- CIRS: indice di comorbidità.

Indici strumentali

- HR_ap, HR_ml, HR_v: “Harmonic ratio” ottenuto partendo dal segnale di accelerazione antero- posteriore, medio laterale, verticale;
- IH_ap , IH_ml, IH_v: “Index of harmonicity” relativo al segnale di accelerazione antero-posteriore, medio laterale, verticale;
- MSE_ap1,..., MSE_ap6: “Multiscale entropy” relativo al segnale di accelerazione antero-posteriore per valori crescenti di τ (da 1 a 6);
- MSE_ml1,..., MSE_ml6: “Multiscale entropy” relativo al segnale di

accelerazione medio-laterale per valori crescenti di τ (da 1 a 6);

- MSE_v1,..., MSE_v6: "Multiscale entropy" relativo al segnale di accelerazione verticale per valori crescenti di τ (da 1 a 6);
- RR_ap, RR_ml, RR_v: "recurrence rate" relativo ai segnali di accelerazione lungo le tre direzioni spaziali;
- DET_ap, DET_ml, DET_v: determinante relativo ai segnali di accelerazione lungo le tre direzioni spaziali;
- AVG_ap, AVG_ml, AVG_v : "averaged diagonal line length" relativo ai segnali di accelerazione lungo le tre direzioni spaziali;
- MAX_ap, MAX_ml, MAX_v : "maximum diagonal line length" relativo ai segnali di accelerazione lungo le tre direzioni spaziali;
- DIV_ap, DIV_ml, DIV_v : "divergence" relativo ai segnali di accelerazione lungo le tre direzioni spaziali.

6. Discussione:

Il rischio di caduta è un fattore molto importante da tenere in considerazione poichè influenza in maniera significativa la vita dei pazienti e di chi sta vicino a loro. La prevenzione delle cadute è quindi importante per ridurre i danni causati da esse e per eliminare eventuali limitazioni in ambito sociale. La prevenzione delle cadute, e dei rischi dovuti ad esso, è un problema che deve interessare tutte le patologie che limitano la capacità di deambulazione e l'anzianità.

L'obiettivo di questa tesi è quella di verificare nuovi metodi di valutazione della stabilità motoria in modo tale da ridurre i rischi che i pazienti corrono ogni giorno. Gli indici attualmente in uso nelle strutture cliniche ci permettono di ottenere un'analisi qualitativa, ormai non più sufficiente, della stabilità durante il cammino; i nuovi indici valutati in questa tesi, chiamati indici strumentali, ci permetteranno invece di avere un'analisi quantitativa, quindi più esauriente e significativa, della stabilità motoria.

Gli indici strumentali sono stati calcolati attraverso l'analisi del segnale accelerometrico del centro di massa corporeo per mezzo di un accelerometro triassiale che fornisce l'accelerazione nelle direzioni antero-posteriore, medio-laterale e verticale e di un software sviluppato nel Laboratorio di Bioingegneria della facoltà di Cesena.

Infine è stata effettuata un'analisi statistica tra gli indici clinici e gli indici strumentali utilizzando il metodo dei minimi quadrati, in modo da valutarne le correlazioni.

La *tabella 11* e la *tabella 12* mostrano che effettivamente sono presenti alcune correlazioni tra gli indici clinici e gli indici strumentali.

Si può subito notare che la scelta di effettuare separatamente l'analisi statistica dei dati relativi alle due popolazioni, con e senza ausili, è

risultata giusta; infatti le due tabelle mostrano notevoli differenze nelle correlazioni tra i vari indici. Questo fatto si può notare da una semplice osservazione del pattern motorio, che risulta evidentemente diverso nel caso il paziente utilizzi o meno ausili. Sviluppi futuri potrebbero evidenziare la necessità di utilizzare misure strumentali differenti a seconda che il paziente faccia uso o meno di ausili.

Analizzando la *tabella 11*, si nota che l'indice di comorbidità, ottenuta per mezzo del CIRS, risulta essere il parametro clinico che ha il maggior numero di correlazioni con gli indici strumentali, seguito da FAC e WHS.

L'indice di comorbidità mostra una correlazione importante con il MSE calcolato per le accelerazioni antero-posteriori e per i valori di τ compresi tra 4 e 6, con IH per le accelerazioni medio-laterali e con le misure RR_ap,AVG_ap e DET_ml per quanto riguarda l'indice RQA.

In generale, è proprio l'MSE a correlarsi meglio con gli indici clinici; in modo particolare con il FAC, dove si hanno correlazioni per ben quattro valori differenti di τ (=2,3,5,6) per le accelerazioni antero-posteriori e con un valore ($\tau=2$) per le accelerazioni medio-laterali. Il TCT invece è l'unico indice clinico a non mostrare correlazioni con il MSE.

Per quanto riguarda l'RQA, si notano un buon numero di correlazioni per le accelerazioni antero-posteriori e medio-laterali, mentre si ha solo una correlazione per le accelerazioni verticali. Inoltre non si hanno correlazioni con gli indici clinici RMI e Time Up&Go.

L'IH mostra correlazioni con gli indici clinici per le accelerazioni antero-posteriori e medio-laterali, ma non per quelle verticali.

Infine l'Harmonic ratio risulta non avere correlazioni con nessun indice clinico.

Non sono state trovate correlazioni tra indici clinici e indici strumentali che hanno dato come risultato un p-value pari a 0.

Analizzando la *tabella 12*, contenente i p-value dei pazienti che non hanno utilizzato ausili durante i test, il Trunk Control Test è l'indice clinico che risulta avere il maggior numero di correlazioni con gli indici strumentali; queste riguardano esclusivamente il MSE per le accelerazioni verticali per valori di τ compresi tra 1 e 6. Inoltre tra tutte le correlazioni, il p-value tra TCT e MSE per le accelerazioni verticali con $\tau=2$ è uguale a 0.

L'indice di severità ha correlazioni esclusivamente con l'indice IH per le accelerazioni antero-posteriori, mentre FAC e WHS hanno una sola correlazione per le accelerazioni medio-laterali dello stesso indice.

Il 2MWT e l'RMI si correlano entrambi con l'HR per le accelerazioni medio-laterali; il 2MWT si correla in aggiunta con RR e AVG per le accelerazioni medio-laterali.

Il Time Up&Go mostra correlazioni con MSE per accelerazioni antero-posteriori per $\tau=1$ e con RR e AVG (entrambe facenti parte del l'indice RQA) per le accelerazioni medio-laterali.

Invece l'indice di comorbidità mostra correlazioni esclusivamente con la misura MAX dell'indice RQA per accelerazioni verticali.

Infine il Motricity Index è l'unico indice clinico a non correlarsi con nessun indice strumentale.

Questo studio è stato effettuato con un numero di pazienti ridotto e quindi è da considerarsi soltanto come un'indagine esplorativa. Al fine di trarre conclusioni generalizzabili, è necessario ampliare il campione di pazienti per poter eseguire un'analisi statistica sul larga scala.

Lo studio ha reso noto che esistono correlazioni tra scale cliniche e indici strumentali, dimostrando che un futuro utilizzo di questi nuovi indici nelle strutture cliniche è una possibile realtà.

L'analisi statistica ha mostrato che i vari indici hanno correlazioni diverse in base all'utilizzo di ausili o meno da parte del paziente,

dimostrando che è necessario sviluppare gli indici basandosi su questo fattore.

L'indice strumentale che ha mostrato di avere correlazioni migliori con gli indici clinici è il MSE, seguito dal RQA.

Pertanto, nelle future analisi del rischio di caduta, le misure strumentali di stabilità del cammino, in particolare MSE e RQA, potrebbero essere utilizzate come integrazione delle scale cliniche.

7. Bibliografia

[1] Gage J. (1991): "Gait analysis in cerebral palsy". *Mac Keith Press. Clinics in developmental medicine n° 121.*

[2] Gibson M.J., Andres R.O., Isaacs B., Radebaugh T., Worm-Petersen J.: "The prevention of falls in later life". *A report of the Kellogg International Work Group on the prevention of falls by the elderly. 1987 Danish Medical Bulletin 34.*

[3] Lay Fong Chin, Juliana YY Wang, Cheng Hong Ong, Wing Kuen Lee, Keng He Kong.: "Factors affecting falls in community-dwelling individuals with stroke in Singapore after hospital discharge". *Singapore Med J 2013; 54(10): 569-575*

[4] Ramnemark A., Nilsson M., Borssen B., Gustafson Y.: "Stroke, a major and increasing risk factor for femoral neck fracture." *Stroke. 2000; 31: 1572–1577.*

[5] Tinetti M.E., Baker D.I., McAvay G., Claus E.B., Garrett P., Gottschalk M., Koch M.L., Trainor K., Horwitz R.I.: "A multifactorial intervention to reduce the risk of falling among elderly people living in the community". 1994.

[6] Forster A., Young John.: "Incidence and consequences of falls due to stroke: a systematic inquiry". 1995.

[7] Weerdesteyn, Niet, Van Duijnhoven, Geurts (2008) : "Falls in individuals with stroke". *Journal of Rehabilitation Research & Development; volume 45; numero 8; pagine 1195–1214.*

[8] Ramnemark A., Nyberg L., Borssen B., Olsson T., Gustafson Y.: "Fractures after stroke." *Osteoporos Int. 1998; 8: 92–95.*

[9] Tinetti M.E., Speechly M., Ginter S.F.: "Risk factors for falls among elderly person living in the community". *N Eng J Med 1988:1701-7.*

- [10] Nardone A. :*"I principali disturbi centrali dell'equilibrio: principi di valutazione"*. 2012
- [11] Nardone, A., Galante, M., Lucas, B., Schieppati, M.: *"Stance control is not affected by paresis and reflex hyperexcitability: the case of spastic patients"*. J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry 70 (5), 635–643.
- [12] Jong Youb Lim, MD, Se Hee Jung, MD, PhD, Won-Seok Kim, MD, Nam-Jong Paik, MD, PhD : *"Incidence and Risk Factors of Poststroke Falls After Discharge From Inpatient Rehabilitation"* PM R 2012;4:945-953.
- [13] Laessle U., Hoeck H.C., Simonsen O., Sinkjaer T., Voigt M.: *"Fall risk in an active elderly population – can it be assessed?"* Journal of Negative Results in BioMedicine 2007; 6: 2 & Furnham A. Response bias, social desirability and dissimulation. Personality and Individual Differences 1986.
- [14] Hamacher D., Singh N.B., Dieën J.H. Van, Heller M.O., Taylor W.R. *"Kinematic measures for assessing gait stability in elderly individuals: a systematic review."* Journal of The Royal Society Interface 2011; 8: 1682–98.
- [15] Hausdorff JM, Rios DA, Edelberg HK.: *"Gait variability and fall risk in community-living older adults: a 1-year prospective study"*. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation 2001; 82: 1050–6.
- [16] Hausdorff JM, Nelson ME, Kaliton D, Layne JE, Bernstein MJ, Nuernberger A, et al.: *"Etiology and modification of gait instability in older adults: a randomized controlled trial of exercise"*. J Appl Physiol 2001; 90: 2117–29.
- [17] Khandoker AH, Taylor SB, Karmakar CK, Begg RK, Palaniswami M.: *"Investigating Scale Invariant Dynamics in Minimum Toe Clearance Variability of the Young and Elderly During Treadmill Walking"*. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering 2008; 16: 380–9.
- [17] Nayfeh AH, Balachandran B.: *"Applied Nonlinear Dynamics: Analytical, Computational, and Experimental Methods."* Wiley-VCH; 1995.
- [18] Pecoraro F., Mazzà C., Zok M., Cappozzo A. *Assessment of level-walking aperiodicity*. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation. 2006; 3: 28.

- [19] Dingwell J.B., Kang H.G.: “*Differences between local and orbital dynamic stability during human walking*”. Journal of Biomechanical Engineering 2007; 129: 586–93.
- [20] Toebe M.J.P., Hoozemans M.J.M., Furrer R., Dekker J., Dieën J.H. van.: “*Local dynamic stability and variability of gait are associated with fall history in elderly subjects*”. Gait & Posture 2012; 36: 527–31.
- [21] McGeer T.: “*Passive Dynamic Walking*”. The International Journal of Robotics Research 1990; 9: 62–82.
- [22] Hurmuzlu Y., Basdogan C.: “*On the measurement of dynamic stability of human locomotion*”. Journal of Biomechanical Engineering 1994; 116: 30–6.
- [23] Collin C, Wade D. (1990): “Assessing motor impairment after stroke: a pilot reliability study”. J Neurol Neurosurg Psychiatry; 53(7):576-9.
- [24] Collen F.M., Wade D.T., Robb G. F., Bradshaw. The Rivermead Mobility Index: a further development of the Rivermead Motor Assessment. 1991, Vol. 13, No. 2 , Pages 50-54.
- [25] Mehrholz, J., Wagner, K., et al. (2007): “Predictive validity and responsiveness of the functional ambulation category in hemiparetic patients after stroke”. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation.
- [26] Perry J., Garrett M., Gronley J.K., Mulroy S.J. (1995): “Classification of walking handicap in the stroke population”. Stroke; 26: 982-989.
- [27] Parmalee PA, Thuras PD, Katz IR, Lawton MP.:” Validation of the Cumulative Illness Rating Scale in a geriatric residential population”. J Am Geriatr Soc 1995; 43:130-137.

- [28] Podsiadlo D, Richardson S.:” The Time “Up & Go”: A Test of Basic Functional Mobility for Frail Elderly Persons”. *Journal of the American Geriatrics Society* 1991; 39(2): 142-148.
- [29] Brooks D., Parsons J., Hunter J.P., Devlin M., Walker J.:” The 2-minute walk test as a measure of functional improvement in persons with lower limb amputation”. *Arch Phys Med Rehabil* 2001;82;1478-83.
- [30] Leung Amy S.Y., Chan Kam Keung, Sykes Kevin, Chan K. S.:”Reliability, Validity, and Responsiveness of a 2-Min Walk Test To Assess Exercise Capacity of COPD Patients”. *Chest*. 2006;130(1):119-125.
- [31]Menz H.B., Lord S.R., Fitzpatrick R.C.:”Acceleration patterns of the head and pelvis when walking on level and irregular surfaces”. *Gait & Posture* 2003; 18: 35–46.
- [32] Lamoth C.J.C., Beek P.J., Meijer O.G: “Pelvis–thorax coordination in the transverse plane during gait”. *Gait & Posture* 2002; 16: 101–14.
- [33] Richman J.S., Moorman J.R.: “Physiological Time-Series Analysis Using Approximate Entropy and Sample Entropy”. *American Journal of Physiology - Heart and Circulatory Physiology* 2000; 278: H2039–H2049.
- [34] Costa M., Peng C.K., Goldberger A.L., Hausdorff J.M.: “Multiscale entropy analysis of human gait dynamics”. *Physica A: Statistical Mechanics and Its Applications* 2003; 330: 53–60.
- [35] Liao F., Wang J., He P.: “Multi-resolution entropy analysis of gait symmetry in neurological degenerative diseases and amyotrophic lateral sclerosis”. *Medical Engineering & Physics* 2008; 30: 299–310.

[36] Pincus S.M.: "Approximate entropy as a measure of system complexity". Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America 1991; 88: 2297–301.

[37] Sylos L.F., Meli A., Ivanenko Y.P., Tufarelli D.: "Recurrence quantification analysis of gait in normal and hypovestibular subjects". Gait & Posture 2012; 35: 48–55.

[38] Riley M., Balasubramaniam R., Turvey M.: "Recurrence quantification analysis of postural fluctuations". Gait & Posture 1999; 9: 65–78.

[39] Takens F.: "Detecting strange attractors in turbulence. In: Dynamical Systems and Turbulence". Warwick 1980. Springer Berlin / Heidelberg; 1981. p. 366–81.

[40] Bruijn S.M., Dieën J.H. van, Meijer O.G., Beek P.J.: "Statistical precision and sensitivity of measures of dynamic gait stability". Journal of Neuroscience Methods 2009; 178: 327–33.

[41] Lockhart T.E., Liu J.: "Differentiating fall-prone and healthy adults using local dynamic stability". Ergonomics 2008; 51: 1860–72.