

ALMA MATER STUDIORUM – UNIVERSITA' DI BOLOGNA

CAMPUS DI CESENA

SCUOLA DI INGEGNERIA E ARCHITETTURA

CORSO DI LAUREA MAGISTRALE IN INGEGNERIA BIOMEDICA

**VALUTAZIONE DEL CONTROLLO DEL TRONCO NEL
PAZIENTE MIELOLESO TRAMITE SENSORISTICA
INERZIALE INDOSSABILE**

Tesi in

BIOINGEGNERIA DELLA RIABILITAZIONE

Relatore

LORENZO CHIARI

Presentata da

SERENA BASSOLI

Correlatore

SABATO MELLONE

Anno Accademico 2017/2018

Sommario

ABSTRACT	4
1. INTRODUZIONE	5
1.1 Midollo spinale	6
1.2 Lesione midollare	7
1.3 Valutazione clinica	10
1.3.1 Anamnesi	10
1.3.2 Scala CIRS	12
1.3.3 Scala ASIA	13
1.3.4 Scala SCIM	15
1.3.5 Thoracic and Lumbar Control	18
1.3.6 Trunk Control Test for Spinal Cord Injury	19
1.4 Sensori inerziali	21
1.4.1 Accelerometro	23
1.4.2 Giroscopio	26
1.5 Obiettivi	29
2. MATERIALI E METODI	31
2.1 Materiali	31
2.2 Protocollo di valutazione	31
2.3 Analisi dei segnali	33
2.3.1 Cross-correlazione	48
2.3.2 Coerenza spettrale	50
2.3.3 Inclinazione	51
2.3.4 Estrazione dei parametri	52
2.4 Analisi statistica	53
2.4.1 Test-retest reliability	53
2.4.2 Correlazione di Spearman	57
2.4.3 Regressione lineare	62
3. RISULTATI	69
3.1 Risultati dell'estrazione dei parametri	71
3.2 Risultati dell'analisi di test-retest reliability	90
3.3 Risultati dell'analisi di correlazione di Spearman	93
3.4 Risultati dell'analisi di regressione lineare	97
4. DISCUSSIONE	102
4.1 Estrazione dei parametri	102
4.2 Test-retest reliability	113

4.3	Correlazione con la scala clinica	114
4.4	Regressione lineare	116
5.	CONCLUSIONE	134
	BIBLIOGRAFIA	137

ABSTRACT

La lesione midollare consiste nell'interruzione delle vie nervose del midollo spinale ed è causa di un significativo mutamento delle normali funzioni motorie e sensoriali.

Questa condizione patologica provoca la perdita del controllo del tronco da parte del paziente, la quale può essere valutata attraverso una scala clinica di riferimento: il Trunk Control Test. La presenza di una componente soggettiva nella valutazione effettuata dal clinico durante l'esecuzione dei task motori previsti dalla scala ha portato a pensare alla possibilità di introdurre l'utilizzo di sensori inerziali indossabili come valida alternativa in grado di fornire risultati più oggettivi.

Per poter fare affidamento sui segnali acquisiti dai sensori inerziali, è importante estrarre da essi parametri significativi per la specifica valutazione funzionale e valutarne la ripetibilità e la coerenza con i metodi di valutazione già impiegati nella pratica clinica. È necessario quindi sottoporre ogni parametro all'analisi di test-retest reliability e al calcolo del coefficiente di correlazione che li lega con i punteggi del Trunk Control Test.

Un sottogruppo di parametri utilizzati all'interno di questo studio è risultato essere sufficientemente affidabile per la valutazione ed il follow-up del paziente, ed è stato oggetto di un'analisi di regressione lineare al fine di valutare la possibilità di definire un numero minimo di task motori e di parametri che potesse restituire lo stesso risultato ottenuto con la somministrazione della scala clinica. Non tutti i risultati hanno presentato buone performance, e le combinazioni di parametri caratterizzati dai risultati migliori hanno messo in evidenza come la presenza dei sensori inerziali indossabili e degli opportuni parametri di riferimento permettano di avvicinarsi al punteggio della scala clinica, pur non essendo in grado di ottenere una stima accurata della valutazione data dal medico sulla base della sua osservazione diretta.

1. INTRODUZIONE

Le sezioni 1.1 e 1.2 presentano brevemente la fisiologia del midollo spinale, le caratteristiche delle lesioni midollari e le conseguenze che queste comportano sullo stato di salute del paziente.

Nella sezione 1.3 viene riportato lo stato dell'arte delle scale cliniche che vengono oggi utilizzate per le valutazioni in ambito clinico. In particolare vengono illustrate le loro caratteristiche, la gamma di pazienti per i quali esse risultano essere adeguate, le loro modalità di somministrazione e il ruolo del medico nell'assegnazione dei punteggi.

La sezione 1.4 ha lo scopo di mettere in evidenza una possibile alternativa all'utilizzo delle scale cliniche, ovvero i sensori inerziali indossabili, sottolineandone le potenzialità ed i possibili utilizzi.

Nella sezione 1.5 vengono presentati gli obiettivi di questo lavoro di tesi, e le modalità seguite per raggiungerli sono più ampiamente descritte nei paragrafi successivi. In particolare l'estrazione di parametri descrittivi della prestazione motoria a partire dai segnali rilevati attraverso i sensori inerziali viene illustrata nella sezione 2.3. In quella successiva, la 2.4, vengono messe in luce le analisi statistiche, ed in particolare nella sezione 2.4.1 viene valutata la ripetibilità di risultati, mentre la sezione 2.4.2 descrive l'analisi effettuata circa la relazione tra quanto rilevato dai sensori e i punteggi assegnati dal medico attraverso la scala clinica. Infine la sezione 2.4.3 valuta la possibilità di servirsi di un numero limitato di parametri e di un numero ridotto di task motori per ottenere un risultato comunque coerente con quello riportato dalla scala clinica. In maniera del tutto corrispondente vengono riportati all'interno del capitolo 3 i risultati ottenuti, i quali poi vengono discussi nel capitolo 4. Le conclusioni finali in merito a tutte le analisi fatte e ai risultati ottenuti vengono infine riportate nel capitolo 5.

1.1 Midollo spinale

Il midollo spinale rappresenta la porzione extracranica del sistema nervoso centrale, costituita da un fascio di neuroni contenuti all'interno del canale vertebrale. Di forma cilindrica e allungata, esso assume un'importanza fondamentale per quanto riguarda il controllo posturale e le attività motorie.

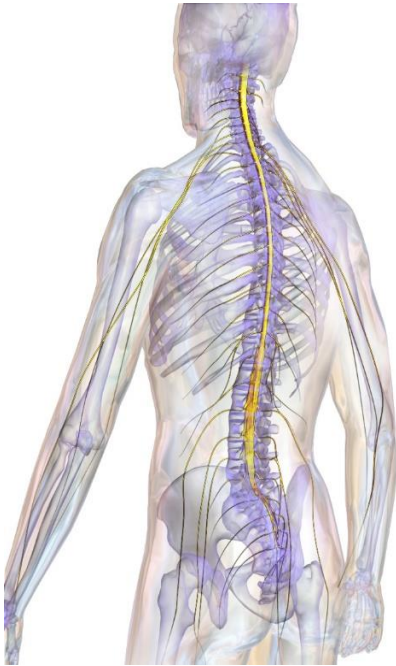


Figura 1 _ Midollo spinale

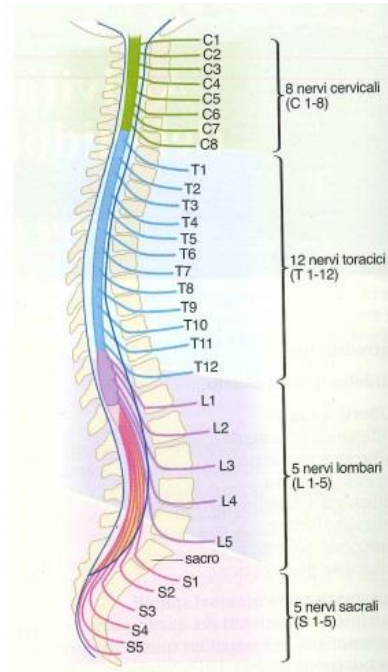


Figura 2 _ Regioni e segmenti del midollo spinale

Il midollo spinale è la via principale di comunicazione tra l'encefalo e gli altri tessuti dell'organismo, e in esso è presente la rete nervosa responsabile della locomozione. Come mostra la Figura 2, il midollo spinale è suddiviso in 4 regioni (cervicale, toracica, lombare, sacrale) che prendono il nome dalle corrispondenti regioni vertebrali. Ognuna di queste è divisa a sua volta in segmenti, in corrispondenza dei quali hanno origine le radici spinali, le quali poi si uniscono a formare i due nervi spinali, uno per ogni lato, come si può notare in Figura 3. La cosiddetta radice dorsale di ciascun nervo spinale è specializzata nel trasportare informazioni sensoriali in entrata, mentre la radice ventrale trasporta informazioni dal sistema nervoso centrale ai muscoli. Osservando la Figura 3 è inoltre possibile notare come la

sezione trasversale presenti una parte centrale a forma di farfalla o di H, costituita da quella che viene definita sostanza grigia, circondata da un bordo di sostanza bianca. Le fibre sensoriali, provenienti dalla radice dorsale, fanno sinapsi con gli interneuroni delle corna dorsali della sostanza grigia. Le corna ventrali della sostanza grigia invece contengono i corpi cellulari dei motoneuroni che trasportano segnali afferenti ai muscoli. La materia bianca è costituita da fasci di assoni che trasferiscono l'informazione verso l'alto o verso il basso all'interno del midollo spinale: i fasci ascendenti portano informazioni sensoriali verso l'encefalo; i fasci discendenti trasportano segnali efferenti (motori) dall'encefalo verso la periferia [1] [2].

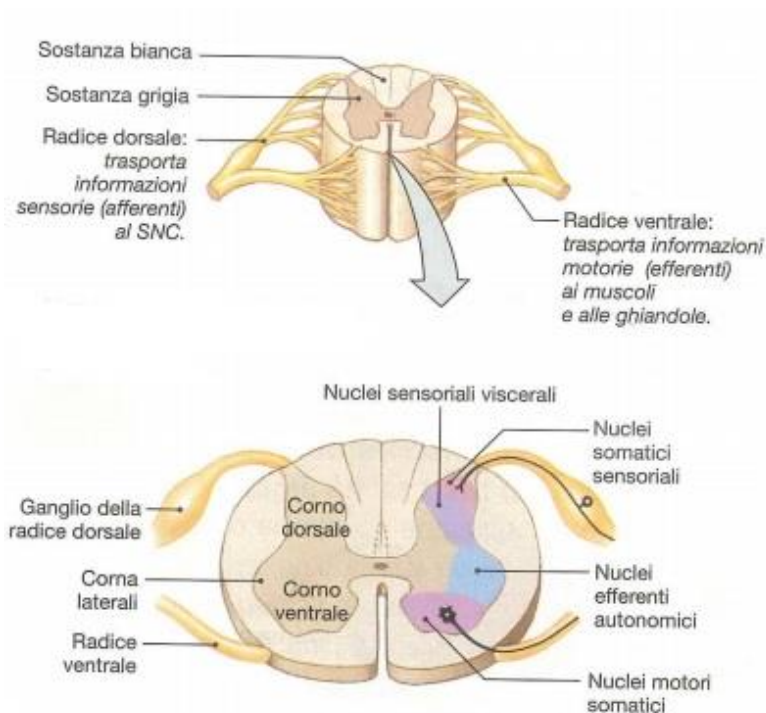


Figura 3 _ Sezione trasversale del midollo spinale

1.2 Lesione midollare

L'interruzione delle vie nervose ascendenti o discendenti del midollo spinale provoca la cosiddetta lesione midollare, con conseguente mutamento delle normali funzioni motorie e sensoriali. Questo comporta, tra le altre cose, la paralisi di tutta la muscolatura innervata dai segmenti sottostanti la sezione spinale, la perdita di qualsiasi azione

automatica o riflessa i cui centri siano situati al di sopra del taglio, l'anestesia cutanea e viscerale delle zone innervate dai segmenti al di sotto della lesione. Queste sono alcune delle caratteristiche generali dei disturbi prodotti da questa condizione patologica, ma è importante sottolineare come la tipologia, l'estensione e l'entità dei sintomi varino in rapporto all'altezza del midollo in cui si verifica la lesione [2]. La Figura 4 riportata di seguito mette in evidenza i cosiddetti dermatomeri, ovvero regioni cutanee innervate da una specifica radice spinale: ogni regione cutanea è quindi raggiunta da un nervo spinale ben preciso, proveniente da un segmento del midollo spinale tutt'altro che casuale. Le informazioni sensoriali che raggiungono il sistema nervoso centrale vengono quindi trasportate da un nervo spinale specifico, a seconda della regione del corpo a livello della quale il segnale viene rilevato dall'esterno. La Figura 4 offre quindi una mappatura che è in grado di mettere in evidenza la corrispondenza tra i diversi segmenti del midollo spinale caratterizzati dai vari nervi spinali e la regione cutanea a partire dalla quale viene trasportato il segnale. Il discorso appena fatto fa riferimento all'informazione di tipo sensoriale, ma si può ragionare analogamente anche per quanto riguarda il movimento, e quindi il trasferimento dell'informazione dal sistema nervoso centrale verso i muscoli che saranno interessati da una contrazione.

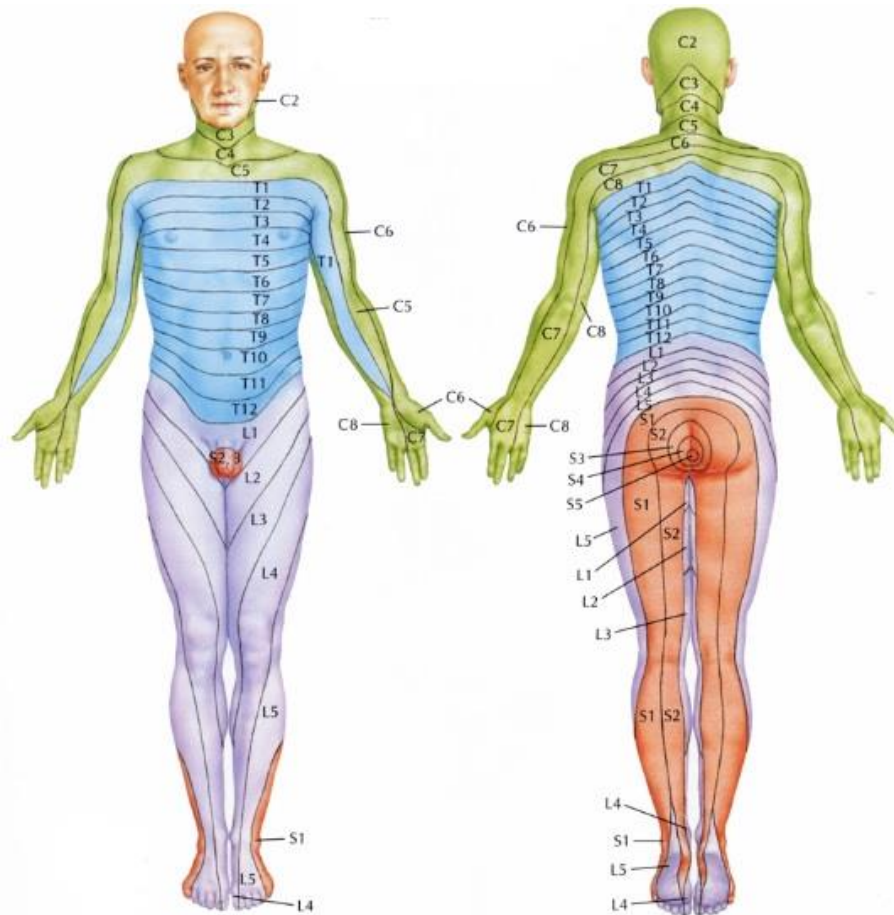


Figura 4 _ Dermatomeri

La Figura 4 ha lo scopo di mettere maggiormente in risalto come l'altezza a cui si verifica la lesione midollare assuma un'importanza fondamentale: solo le regioni innervate da nervi spinali provenienti da segmenti posti al di sotto della lesione saranno interessate da paralisi, in quanto la lesione impedirà al segnale di passare oltre. I muscoli innervati da nervi spinali provenienti da segmenti del midollo osseo superiori alla lesione invece non subiranno alcun tipo di mutamento, in quanto in questo caso non è stata apportata alcuna modifica lungo il tragitto percorso dal segnale dal sistema nervoso centrale verso la periferia. Alla luce di ciò, risulta più facile comprendere come una sezione che interessi il tratto cervicale provochi paralisi dei quattro arti (tetraplegia) e del tronco, mentre se l'interruzione cade al di sotto del rigonfiamento cervicale, gli arti superiori conservano la motilità, e la paralisi riguarda il tronco e gli arti inferiori. Abbassandosi il livello della lesione, sono risparmiati i muscoli del torace e poi quelli dell'addome, mentre

l'isolamento del rigonfiamento lombare provoca paralisi dei muscoli del cingolo pelvico e degli arti inferiori (paraplegia). Le lesioni midollari comportano inoltre significativi deficit a livello sensoriale, e in particolare la perdita della sensibilità nelle zone innervate dai segmenti sottostanti alla lesione è totale quando la sezione è completa, mentre i disturbi sensitivi risultano essere limitati e differenziati nel caso in cui la lesione sia parziale [2]. Una delle tante conseguenze della lesione midollare consiste nella perdita della capacità di controllo del tronco da parte del paziente. Sebbene questa non si manifesti allo stesso modo in tutte le persone, risulta evidente come la qualità della vita di un paziente affetto da lesione midollare sia decisamente ridotta, e di fronte a questa situazione diventa fondamentale innanzitutto poter valutare dal punto di vista clinico la gravità della patologia e le condizioni del paziente, per poi cercare di intervenire al fine di migliorare, per quanto possibile, lo stato di salute e la stessa qualità di vita.

1.3 Valutazione clinica

1.3.1 Anamnesi

Al fine di valutare il livello di autonomia, la capacità di controllo del tronco da parte di soggetti affetti da lesioni midollari e in generale lo stato di salute dei pazienti, può essere utile partire da un'anamnesi estesa [3], al fine di raccogliere tutte le informazioni che possono risultare utili per potere inquadrare e comprendere meglio la situazione. Questo tipo di anamnesi viene messa in luce in Figura 5, dalla quale risulta evidente come le informazioni di interesse riguardino l'attività e il tipo di vita del paziente prima della lesione, le caratteristiche patologiche, cliniche e farmacologiche, oltre ad alcuni parametri antropometrici.

Iniziali Soggetto:.....

Codice Numerico Soggetto: T0..... T1..... T2..... T3.....

Data somministrazione test : T0..... T1..... T2..... T3.....

Data di nascita:

Sesso: M; F

Tipo di lavoro svolto in passato: Sedentario Manuale

Scolarità:

Attività sportiva precedente all'evento lesivo:.....

ANAMNESI PATOLOGICA

Data evento lesivo.....

Sede del trauma osseo

Se evento a eziologia traumatica: ampiezza della stabilizzazione vertebrale.....

Se evento a eziologia non traumatica: tipologia eziologia.....

Livello neurologico lesionale alla prima valutazione dopo l'evento lesivo acuto:.....

Tipo di Ortesi indossata dopo l'evento lesivo e precedentemente al T0:

Data dello svezamento dall'ortesi.....

ANAMNESI CLINICA E FARMACOLOGICA

Terapia antispastica al T0 NO SI specificare.....

Terapia antispastica al T1 NO SI specificare.....

Terapia antispastica al T2 NO SI specificare.....

Terapia antispastica al T3 NO SI specificare.....

Terapia antalgica al T0 NO SI specificare.....

Terapia antalgica al T1 NO SI specificare.....

Terapia antalgica al T2 NO SI specificare.....

Terapia antalgica al T3 NO SI specificare.....

Altre annotazioni rilevanti al T0 NO SI specificare.....

Altre annotazioni rilevanti al T1 NO SI specificare.....

Altre annotazioni rilevanti al T2 NO SI specificare.....

Altre annotazioni rilevanti al T3 NO SI specificare.....

PARAMETRI VITALI E ANTROPOMETRICI

Peso (kg): T0 T1 T2 T3

Altezza (m): T0 T1 T2 T3

Body Mass Index (kg/m²): T0 T1 T2 T3

Figura 5 _ Anamnesi

1.3.2 Scala CIRS

Ad un'approfondita anamnesi viene sempre affiancato l'utilizzo di opportune scale cliniche: si tratta di strumenti atti a valutare in maniera più quantitativa ed attendibile possibile lo stato di salute dei pazienti in esame. Una delle scale cliniche che viene utilizzata prende il nome di CIRS (Cumulative Illness Rating Scale), altrimenti detta scala di comorbidità [4], [5]. È importante sottolineare come questa scala sia generica per ogni tipo di paziente ed ogni condizione patologica, senza assumere alcuna specificità particolare per i pazienti affetti da lesione midollare: si tratta quindi di una valutazione generica. Tale genericità viene confermata dalle voci presenti nella Tabella 1 di seguito riportata, in quanto esse non si soffermano su un singolo aspetto, ma spaziano maggiormente al fine di poter avere una valutazione generale e complessiva sulla condizione di salute del paziente.

	T0	T1	T2	T3
Cuore				
Ipertensione				
Apparato vascolare				
Apparato respiratorio				
O.R.L.				
Digerente 1° tratto				
Digerente 2° tratto				
Fegato e vie biliari				
Rene				
Apparato genito-urinario				
Apparato muscolo-scheletrico e cute				
Sistema nervoso				
Sistema endocrino-metabolico				
Stato mentale e comportamentale				
TOTALE	__/56	__/56	__/56	__/56

Tabella 1 _ Scala CIRS

Ad ognuna di queste voci deve essere assegnato da parte del clinico un punteggio da 0 a 4, nel tentativo di quantificare la severità clinica

e funzionale della patologia. Ognuno di questi punteggi assume un significato preciso:

- 0. NESSUNA: nessuna compromissione d'organo/sistema.
- 1. LIEVE: compromissione d'organo/sistema che non interferisce con la normale attività; un trattamento può essere richiesto o no; prognosi eccellente (esempi: abrasioni cutanee, ernie, emorroidi).
- 2. MODERATA: compromissione che interferisce con le normali attività; è necessario un trattamento; prognosi buona (esempi: calcolosi della colecisti, diabete, fratture).
- 3. GRAVE: compromissione d'organo/sistema che produce disabilità; trattamento indilazionabile; la prognosi può essere buona (esempi: carcinoma operabile, enfisema polmonare, scompenso cardiaco).
- 4. MOLTO GRAVE: compromissione d'organo/sistema che mette a repentaglio la sopravvivenza; trattamento urgente; prognosi grave (esempi: infarto miocardico, ictus in fase acuta, sanguinamenti gastrointestinali, embolia).

Come si può notare, in Tabella 1 compaiono 4 colonne distinte, ognuna delle quali corrisponde ad un istante di tempo ben preciso in cui tale valutazione deve essere eseguita: in particolare l'istante di tempo T0 fa riferimento ad una valutazione che deve essere fatta prima del trattamento; T1 si riferisce invece a una valutazione subito dopo il trattamento; T2 e T3 riguardano infine ciò che viene rilevato nel corso di controlli successivi.

1.3.3 Scala ASIA

Per i pazienti affetti da lesioni midollari viene sempre utilizzata la scala ASIA (American Spinal Injury Association) [6] [7] [8], al fine di valutare la posizione della lesione: secondo questa classificazione il livello neurologico di questo tipo di lesione viene identificato dal più caudale segmento del midollo spinale che presenti integre le funzioni sensitive e motorie da entrambi i lati del corpo.

Questo tipo di analisi prevede tre valutazioni distinte, tutte finalizzate ad ottenere lo stesso obiettivo finale di cui si è appena

parlato: esame sensitivo, esame motorio, esame dell'area sacrale. L'esame sensitivo è volto a testare la sensibilità tattile superficiale e la sensibilità dolorifica del paziente in ogni zona corporea, come mostra la parte destra della Figura 6, e ad ognuna di queste zone deve essere assegnato un punteggio a seconda della risposta agli stimoli ottenuta:

- 0: risposta assente
- 1: risposta alterata
- 2: risposta normale
- NT (Not Testable): non valutabile

I punteggi assegnati devono poi essere inseriti nella tabella presente in Figura 6: questo permette di valutare singolarmente ogni regione, oltre a dare la possibilità di ottenere direttamente una somma totale di tutti i punteggi ottenuti, così da potere fare una valutazione generale sulla situazione del paziente nella sua totalità, sempre rapportando il risultato totale ottenuto rispetto al massimo ottenibile (pari a 56 punti).

MOTORIO		SENSITIVO	
MUSCOLI CHIAVE		PUNTI SENSITIVI CHIAVE	
D	S	Sensibilità Tattile Superficiale	Sensibilità Dolorifica
D	S	D	S
C2			
C3			
C4			
C5			
C6			
C7			
C8			
T1			
T2			
T3			
T4			
T5			
T6			
T7			
T8			
T9			
T10			
T11			
T12			
L1			
L2			
L3			
L4			
L5			
S1			
S2			
S3			
S4-5			

0 = paralisi totale	Qualsiasi sensazione anale (Sì/No)
1 = contrazione palpabile o visibile	PUNTEGGIO SENSIBILITÀ DOLORIFICA (max:112)
2 = movimento in assenza di gravità	PUNTEGGIO SENSIBILITÀ TATTILE SUP. (max:112)
3 = movimento contro gravità	
4 = movimento contro parziale resistenza	
5 = movimento con forza normale	
NT = (Not Testable) non valutabile	

TOTALI (MASSIMO)	(50)	+	(50)	=	(100)	PUNTEGGIO MOTORIO
TOTALI (MASSIMO)	(56)	+	(56)	=	(112)	PUNTEGGIO SENSIBILITÀ DOLORIFICA
TOTALI (MASSIMO)	(56)	+	(56)	=	(112)	PUNTEGGIO SENSIBILITÀ TATTILE SUP.

LIVELLO NEUROLOGICO	SENSITIVO	D	S	COMPLETO O INCOMPLETO?	ZONA DI PARZIALE CONSERVAZIONE	SENSITIVO	D	S
Il segmento più caudale con funzione normale				Incompleto = presenza di qualsiasi funzione sensitiva o motoria. Aoi S4-S5	Segmenti parzialmente innervati			
	MOTORIO			ASIA IMPAIRMENT SCALE		MOTORIO		

Figura 6 _ Scala ASIA

La parte sinistra della Figura 6 si spiega in maniera del tutto analoga, questa volta facendo riferimento alle capacità motorie residue. In questo caso i punteggi assegnati possono andare da 0 a 5, assumendo ancora una volta un significato ben preciso:

- 0: paralisi totale
- 1: contrazione palpabile o visibile
- 2: movimento in assenza di gravità
- 3: movimento contro gravità
- 4: movimento contro parziale resistenza
- 5: movimento con forza normale
- NT (Not Testable): non valutabile

L'approccio da usare in questo caso è del tutto analogo a quello precedentemente descritto.

1.3.4 Scala SCIM

Un'ulteriore scala a cui è possibile fare riferimento è la scala SCIM (Spinal Cord Independence Measure) [9] [10] [11]: si tratta di una scala specifica per l'ambito riabilitativo, ma non per il controllo del tronco. Rispetto alla scala CIRS, la SCIM inizia quindi a calarsi molto di più nell'ambito specifico di interesse, sebbene non sia ancora in grado di valutare la capacità di controllo del tronco da parte dei pazienti affetti da lesioni midollari. La scala SCIM valuta infatti l'autonomia dell'individuo, che ben si differenzia dal concetto di controllo del tronco. Essa permette di valutare la capacità del paziente di svolgere semplici compiti che caratterizzano la quotidianità, quali la capacità di prendersi cura di se stesso, la possibilità di gestire la respirazione e di governare i movimenti. Le voci specifiche e i punteggi che possono essere assegnati vengono riportati in Tabella 2.

	T0	T1	T2	T3
MOBILITÀ (stanza e bagno)				
Mobilità a letto e azioni per prevenire piaghe da decubito				
0=necessita di assistenza in tutte le attività: ruotare la parte superiore del corpo a letto, ruotare la parte inferiore del corpo a letto, sedersi sul letto, scaricare la pressione degli ischi in carrozzina mediante sollevamenti, con o senza ausili ma non con dispositivi elettrici				
2=compie una delle suddette attività senza assistenza				
4=compie due o tre delle suddette attività senza assistenza				
6=compie tutta la mobilità a letto e le attività di scarico di pressione autonomamente				
Trasferimenti: letto-carrozzina (frenare la carrozzina, sollevare le pedane, rimuovere e sistemare i braccioli/le spondine, trasferirsi, sollevare i piedi)				
0=richiede assistenza completa				
1=necessita di assistenza parziale e/o supervisione e/o ausili (es. tavoletta)				
2=autonomo (o non necessita di carrozzina)				
Trasferimenti: carrozzina-water (se si usa la comoda: trasferimento per e da; se si usa la carrozzina manuale: frenare la carrozzina, posizionare le pedane, rimuovere, posizionare i braccioli, trasferirsi e sollevare i piedi)				
0=richiede assistenza completa				
1=necessita di assistenza parziale e/o supervisione e/o ausili (es. maniglioni)				
2=autonomo (o non necessita di carrozzina)				
MOBILITÀ (interni e esterni su superficie piana)				
Mobilità per gli interni				
0=richiede assistenza totale				
1=necessita di carrozzina elettrica o assistenza parziale per utilizzare una carrozzina manuale				
2=si muove autonomamente in carrozzina manuale				
3=richiede supervisione nel cammino (con o senza ausili)				
4=cammina con un deambulatore o con canadesi (oscillando)				
5=cammina con stampelle o con due bastoni (cammino con passo alternato)				
6=cammina con un bastone				
7=necessita solo di ortesi agli arti inferiori				
8=cammina senza aiuto e senza ausili				
Mobilità per distanze medie (da 10 a 100 metri)				
0=richiede assistenza totale				
1=necessita di carrozzina elettrica o assistenza parziale per usare una carrozzina manuale				

2=si muove autonomamente in carrozzina manuale				
3=richiede supervisione nel cammino (con o senza ausili)				
4=cammina con un deambulatore o con canadesi (oscillando)				
5=cammina con canadesi o con due bastoni (cammino con passo alternato)				
6=cammina con un bastone				
7=necessita solo di ortesi agli arti inferiori				
8=cammina senza assistenza e senza ausili				
Mobilità per esterni (più di 100 metri)				
0=richiede assistenza totale				
1=necessita di carrozzina elettrica o assistenza parziale per usare una carrozzina manuale				
2=si muove autonomamente in carrozzina manuale				
3=richiede supervisione nel cammino (con o senza ausili)				
4=cammina con un deambulatore o con canadesi (oscillando)				
5=cammina con canadesi o con due bastoni (cammino con passo alternato)				
6=cammina con un bastone				
7=necessita solo di ortesi agli arti inferiori				
8=cammina senza aiuto e senza ausili				
Fare le scale				
0=incapace di salire o scendere scale				
1=sale o scende almeno 3 scalini con assistenza o supervisione di un'altra persona				
2=sale o scende almeno 3 scalini con il supporto di un corrimano e/o canadesi o bastone				
3= sale almeno 3 scalini senza nessun supporto o supervisione				
Trasferimenti carrozzina-macchina (avvicinamento all'automobile, frenare la carrozzina, rimuovere i braccioli e le pedane, trasferimento dentro e fuori l'automobile, mettere la carrozzina dentro e fuori l'automobile)				
0=richiede assistenza totale				
1=necessita di assistenza parziale e/o supervisone e/o ausili				
2=autonomo nel trasferimento, non necessita di ausili (o non necessita di carrozzina)				
Trasferimenti terreno-carrozzina				
0=richiede assistenza				
1=autonomo nel trasferimento con o senza ausili (o non richiede carrozzina)				
TOTALE				

Tabella 2 _ Scala SCIM

1.3.5 Thoracic and Lumbar Control

Esiste anche un'altra scala cui è possibile fare riferimento: si tratta della scala 'Thoracic and Lumbar Control' [12], questa volta specifica per il controllo del tronco, ma non per chi è affetto da lesione midollare. Anche questa volta quindi non si tratta di una scala strettamente specifica per il caso in esame. La Tabella 3 riportata di seguito mette in evidenza le voci proprie di questa scala, ad ognuna delle quali deve essere assegnato un opportuno punteggio in base alle capacità del paziente.

	T0	T1	T2	T3
Item 1- Estensione del tronco in posizione prona				
Item 2- Elevazione del bacino				
Item 3- Flessione del tronco in posizione supina				
Item 4- Rotazione del tronco				
Item 5- Passaggio seduto-supino				
Item 6- Passaggio supino-seduto				
Item 7- Postura seduta				
Item 8- Estensione del tronco da seduto				
Item 9- Equilibrio da seduto				
Item 10- Equilibrio in piedi				

Tabella 3 _ Thoracic and Lumbar Control

Il punteggio che può essere assegnato per ognuno di questi item va da 0 a 5 e assume un significato ben preciso:

- 0: assenza di attività contrattile
- 1: rilevata attività contrattile, ma assenza di movimento
- 2: il paziente non completa il range di movimento
- 3: il paziente completa il range di movimento, ma non è in grado di mantenere la posizione
- 4: il paziente esegue il test con segni di fatica
- 5: il paziente esegue il test rapidamente senza segni di sforzo

1.3.6 Trunk Control Test for Spinal Cord Injury

Infine esiste una scala specifica per valutare il controllo del tronco per pazienti affetti da lesioni midollari: si tratta del 'Trunk Control Test for Spinal Cord Injury' [13]. Questo assume una rilevanza specifica proprio per il caso di interesse, e risulta essere uno strumento fondamentale per poter fare significative valutazioni su questi pazienti. Esso si compone di 13 task motori, divisi tra esercizi di statica, dinamica e di reaching. Anche in questo caso il clinico è chiamato ad assegnare un opportuno punteggio, a seconda delle modalità con cui il paziente in esame è in grado di eseguire il task motorio richiesto. Risulta opportuno inoltre effettuare questa valutazione a più riprese, partendo dal momento in cui deve ancora essere iniziato qualsiasi tipo di trattamento (T0), per poi considerare il momento subito dopo il trattamento (T1), ed infine fare riferimento a controlli successivi (T2 e T3). La Tabella 4 di seguito riportata evidenzia in maniera più specifica le tipologie di task motori richieste, i possibili punteggi assegnabili e il loro rispettivo significato.

Item	Descrizione del task	Descrizione del punteggio	Punteggio T0	Punteggio T1	Punteggio T2	Punteggio T3
<i>Equilibrio statico</i>						
1	Mantenere la posizione iniziale per 10 secondi	Cade	0	0	0	0
		Necessita del support degli arti superiori	1	1	1	1
		Mantiene la posizione per 10 secondi	2	2	2	2
2	Accavallare un arto pelvico sull'altro	Cade	0	0	0	0
		Necessita del support degli arti superiori per mantenere la posizione	1	1	1	1
		Mantiene la posizione per 10 secondi	2	2	2	2
3	Test uguale al numero 2, ma con l'altro arto pelvico	Cade	0	0	0	0
		Necessita del support degli arti superiori	1	1	1	1
			2	2	2	2

		Mantiene la posizione per 10 secondi				
<i>Equilibrio dinamico</i>						
1	Toccarsi i piedi	Non fatto Necessita del supporto di un arto superiore Tocca I piedi con entrambe le mani	0 1 2	0 1 2	0 1 2	0 1 2
2	Sdraiarsi in posizione supina e tornare nella posizione iniziale	Non fatto Necessita dell'aiuto di un arto superiore Fatto senza aiuto	0 1 2	0 1 2	0 1 2	0 1 2
3	Rotolare sul lato destro	Non fatto Fatto	0 1	0 1	0 1	0 1
4	Rotolare sul lato sinistro	Non fatto Fatto	0 1	0 1	0 1	0 1
<i>Equilibrio dinamico per svolgere attività con gli arti superiori</i>						
1	Posizionare la linea mediana del bersaglio all'altezza dell'articolazione gleno-omeroale a 10 cm dalla punta delle dita, e chiedere all'individuo di toccarla con la mano destra	Non fatto Necessita del supporto dell'arto controlaterale Fatto senza supporto	0 1 2	0 1 2	0 1 2	0 1 2
2	Test uguale al numero 1, ma con la mano sinistra	Non fatto Necessita del supporto dell'arto controlaterale Fatto senza supporto	0 1 2	0 1 2	0 1 2	0 1 2
3	Posizionare il bersaglio 45° a destra rispetto alla posizione del test numero 1, e chiedere all'individuo di toccarlo con la mano destra	Non fatto Necessita del support dell'arto controlaterale Fatto senza supporto	0 1 2	0 1 2	0 1 2	0 1 2

4	Test uguale al numero 3, ma con il bersaglio spostato 45° a sinistra	Non fatto	0	0	0	0
		Necessita del support dell'arto controlaterale	1	1	1	1
		Fatto senza supporto	2	2	2	2
5	Test uguale al numero 3, ma con la mano sinistra	Non fatto	0	0	0	0
		Necessita del support dell'arto controlaterale	1	1	1	1
		Fatto senza supporto	2	2	2	2
6	Test uguale al numero 4, ma con la mano sinistra	Non fatto	0	0	0	0
		Necessita del support dell'arto controlaterale	1	1	1	1
		Fatto senza supporto	2	2	2	2

Tabella 4 _ Trunk Control Test for Spinal Cord Injury

Il 'Trunk Control Test for Spinal Cord Injury' rappresenta uno strumento in riferimento al quale è stata dimostrata una buona validità in termini di contenuto: le tipologie di esercizi da esso proposte sono quindi in grado di valutare i diversi aspetti del controllo del tronco. [13] A ciò si aggiunge poi la semplicità del suo utilizzo e la sua possibile applicazione ad ogni tipo di paziente, indipendentemente dalla tipologia della lesione e del danno neurologico che essa ha comportato. Alla luce di ciò, questo test risulta essere ampiamente utilizzabile in ambito clinico e si fa garante di un elevato grado di specificità per tutti i pazienti affetti da lesione midollare.

1.4 Sensori inerziali

Le scale cliniche appena descritte possono essere un utile strumento per valutare lo stato di salute del paziente. Come già illustrato, esistono diversi tipi di scale, alcune più generiche e valide per una più ampia gamma di pazienti, altre invece più specifiche, in grado quindi di valutare con maggiore precisione alcuni singoli casi patologici. Tutte le scale prevedono però l'assegnazione di un punteggio da parte di un clinico, il quale è chiamato a dare una valutazione numerica sulla base di quanto rileva attraverso l'osservazione del paziente. È importante notare come questo compito che spetta al clinico

non sia sempre semplice: facendo riferimento ad esempio al 'Trunk Control Test', non è sempre del tutto evidente quale, tra i possibili punteggi assegnabili, sia quello che maggiormente rispecchia le modalità con cui il paziente esegue il task motorio richiesto. Inoltre può succedere che, eseguendo lo stesso task due volte anche a distanza di breve tempo, il medesimo individuo svolga l'esercizio in maniera differente: risulta difficile quindi capire quale sia il valore numerico più veritiero. A ciò si aggiunge il fatto che la valutazione data dal clinico dipende inevitabilmente anche dalla sua personale esperienza: ciò significa che due clinici diversi messi di fronte nello stesso momento allo svolgimento del medesimo esercizio potrebbero assegnare due punteggi diversi. Questo vuol dire che la valutazione non risulta essere sempre del tutto oggettiva, e che facendo riferimento a due clinici diversi, si potrebbero ottenere due risultati altrettanto diversi. Alla luce di ciò risulta evidente come le scale cliniche, pur continuando ad essere uno strumento utile ed importante a cui fare riferimento, non diano risultati sempre del tutto obiettivi ed inequivocabili.

La mancanza di oggettività e l'interferenza di alcuni aspetti soggettivi sono caratteristiche che stridono con tutto ciò che riguarda l'ambito scientifico, all'interno del quale si è sempre alla ricerca di risultati la cui validità non può prescindere dal concetto di oggettività. Per questo motivo risulta utile potere fare riferimento a degli strumenti che siano in grado di fornire risultati validi e che rispettino tutti i requisiti necessari.

Nel campo dell'analisi del movimento assumono un ruolo sempre più importante i sensori inerziali [14] [15], ovvero strumenti volti alla valutazione del movimento umano in contesti clinici o nell'ambito della ricerca scientifica. Essi permettono l'osservazione di fenomeni inerziali tramite la rilevazione di segnali quali accelerazione e velocità angolare attraverso quelli che vengono definiti accelerometri e giroscopi. Molti di questi sensori sono indossabili [16] [17], ovvero facilmente posizionabili sul corpo e caratterizzati da un proprio sistema di riferimento del tutto indipendente da quello esterno. I

segnali rilevati forniscono quindi informazioni misurate rispetto ad un sistema di riferimento proprio del sensore stesso. La maggior parte dei sensori permette di ottenere informazioni lungo i 3 assi cartesiani: in uscita quindi non si ha solamente il segnale rilevato lungo una singola direzione, bensì è possibile osservare l'andamento dell'accelerazione e della velocità angolare lungo le tre direzioni perpendicolari dello spazio. Questo permette di avere una migliore visione d'insieme rispetto al fenomeno che si verifica e che si vuole studiare.

1.4.1 Accelerometro

I sensori inerziali, quali ad esempio gli accelerometri, vengono progettati per convertire un fenomeno fisico in un segnale misurabile: il fenomeno fisico rappresenta ciò che esternamente accade, mentre il ruolo del sensore consiste nel tradurlo in segnali, dalla lettura dei quali sia possibile risalire al fenomeno iniziale [18] [19] [20] [21]. Per fare questo, i sensori devono essere caratterizzati dalla presenza di tre componenti: una massa di prova, attraverso la quale generare una forza inerziale dovuta all'accelerazione, una molla, con il compito di mantenere confinata la massa, e infine uno smorzatore, con lo scopo di controllare il movimento della massa e di ottenere una risposta dinamica opportuna. La Figura 7 riportata di seguito mette in evidenza questi componenti appena descritti, identificando con M l'entità della massa, con K_s la costante di elasticità della molla, e con B il coefficiente di smorzamento dello smorzatore.

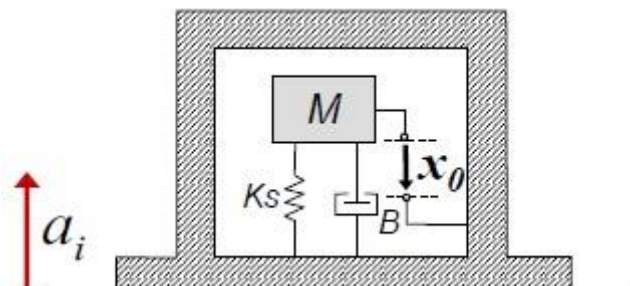


Figura 7_ Componenti dei sensori inerziali

In questo modo, se viene applicata una accelerazione, si genera una forza ed un conseguente movimento della massa indicata con M in Figura 7. Tutto ciò però non si rivela sufficiente per un sensore inerziale, in quanto risulta fondamentale anche la presenza di uno strumento di trasduzione per poter passare da una grandezza meccanica quale lo spostamento della massa dovuto all'accelerazione ad una grandezza elettrica.

Se al sensore viene applicata un'accelerazione verso l'alto, come quella indicata con una freccia in Figura 7, la massa M tende a schiacciare la molla. Conseguentemente il segmento che in Figura 7 viene indicato con x_0 tende a variare, in quanto la massa è portata ad assumere una posizione diversa rispetto al contenitore del sensore. Per poter ottenere una relazione tra le componenti inerziali e gli effetti meccanici legati a molla e smorzatore, basta scrivere un equilibrio di forze:

$$k_s \cdot x_0 + B \cdot \dot{x}_0 = M \cdot (a_i - \ddot{x}_0) \quad (1.1)$$

$$\ddot{x}_0 + \frac{B}{M} \cdot \dot{x}_0 + \frac{k_s}{M} \cdot x_0 = a_i \quad (1.2)$$

Riordinando i termini si ottiene così una equazione differenziale del secondo ordine. La variabile che si vuole misurare è l'accelerazione, la quale risulta essere legata attraverso k_s , B e M a x_0 e alle sue derivate. x_0 rappresenta quindi una variabile di spostamento che si rivela fondamentale per poter risalire all'accelerazione.

Come già accennato in precedenza, il tutto non può prescindere dalla presenza di un elemento di trasduzione, al fine di potere passare da una grandezza meccanica ad una di tipo elettrico: per fare questo esistono diversi modi, uno dei quali consiste nel principio di trasduzione capacitivo. Quest'ultimo si basa sulla seguente equazione:

$$C = \varepsilon \cdot \frac{S}{d} \quad (1.3)$$

La Figura 8 riportata di seguito aiuta a comprendere il funzionamento di questo principio di trasduzione.

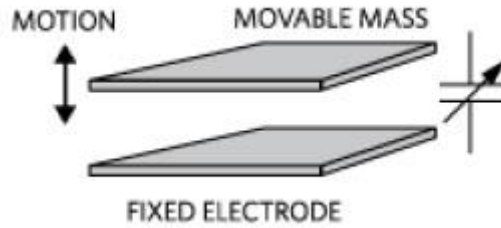


Figura 8 _ Principio di trasduzione capacitivo

I due piatti raffigurati in Figura 8 rappresentano le due armature di un condensatore, come dimostra la presenza del disegno di una capacità a fianco. Tale capacità risulta essere variabile, in quanto la massa è mobile. Facendo riferimento all'equazione appena riportata, è possibile affermare che la variabile d sta ad indicare la distanza tra le due armature, mentre la variabile S rappresenta la superficie delle facce del condensatore. Alla luce di questo, è evidente come lo spostamento della massa mobile porti ad una variazione della distanza tra le due armature, e quindi ad una variazione della variabile d . Ma tale variazione si riflette inevitabilmente sul valore della capacità C : se la massa mobile tende ad avvicinarsi all'altra armatura, la variabile d cala, e di conseguenza C subisce un incremento; al contrario, se la massa mobile tende ad allontanarsi, d aumenta, mentre C cala. Ecco allora che la capacità C riflette il movimento della massa mobile, permettendo così di ottenere la trasduzione desiderata.

Un'alternativa possibile prevede di fare riferimento al modello riportato in Figura 9.

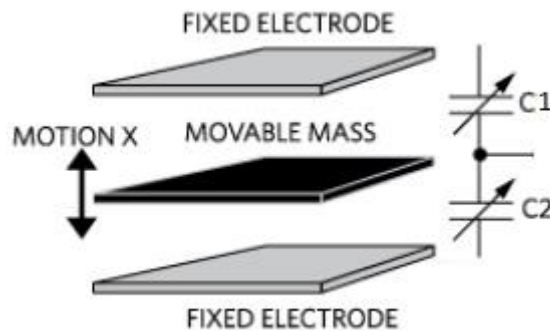


Figura 9 _ Principio di trasduzione capacitivo

In questo caso la massa mobile è compresa tra due elettrodi di riferimento: questo fa sì che si vengano a creare due capacità variabili. Il movimento della massa mobile provoca così inevitabilmente la variazione di entrambe le capacità, anche se in maniera opposta l'una rispetto all'altra: se il movimento della massa mobile è verso l'alto, si assisterà ad una diminuzione della distanza tra la massa stessa e l'elettrodo posto in alto, e un aumento della distanza tra la massa e l'elettrodo in basso, provocando così un aumento della capacità in alto e una diminuzione di quella più in basso. Il discorso è analogo ma opposto nel caso in cui il movimento della massa mobile sia verso il basso. Molto spesso la motivazione che porta alla scelta di questa soluzione piuttosto che a quella precedentemente descritta è da ricercarsi nel tentativo di aumentare il rapporto segnale/rumore: questo risulta essere necessario in quanto gli spostamenti della massa mobile in generale sono piccoli, e quindi questo comporta variazioni piccole anche per quanto riguarda la capacità. Se si prende in considerazione anche l'inevitabile presenza di rumore, è facile che la misura finale che si ottiene ne sia inficiata. La strategia che allora si mette in atto consiste nell'aumentare la superficie complessiva dei condensatori, in quanto essa risulta essere direttamente proporzionale alla capacità. In questo caso, ipotizzando che la massa mobile si muova verso l'alto, le formule di riferimento sono le seguenti:

$$C1 = \varepsilon * \frac{S}{d1-x} \quad C2 = \varepsilon * \frac{S}{d2+x} \quad (1.4)$$

Se poi le distanze di partenza tra la massa mobile e i due elettrodi fissi ($d1$ e $d2$) risultano essere uguali tra loro (ovvero $d1=d2=d$), la capacità complessiva che si ottiene viene espressa nel seguente modo:

$$C = \varepsilon * A * \left[\frac{1}{d-x} - \frac{1}{d+x} \right] \quad (1.5)$$

1.4.2 Giroscopio

Un altro sensore che assume una rilevanza fondamentale in vari ambiti, tra cui quello dell'analisi del movimento, è rappresentato dal

giroscopio [22] [23]. Esso è in grado di fornire informazioni circa il moto rotatorio dei corpi attraverso la rilevazione della velocità angolare (ω): non si occupa più quindi dei movimenti rettilinei come succede con l'accelerometro, bensì delle rotazioni. Anche i giroscopi non si limitano a fornire informazioni sulla velocità angolare relativamente ad un solo asse cartesiano, bensì vengono considerati tutti e tre gli assi, permettendo così di avere una visione di insieme sulla totalità dei movimenti rotatori che si verificano, attorno ad ognuno dei tre assi. Il principio fondamentale su cui si basa il giroscopio fa riferimento al fatto che un elemento in rotazione dà origine ad una forza apparente, e quindi anche ad una accelerazione apparente, che prende il nome di accelerazione di Coriolis.

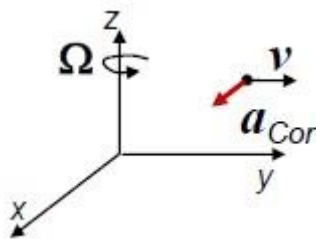


Figura 10 _ Accelerazione di Coriolis

Supponendo che un corpo si muova di moto rettilineo con una velocità v lungo l'asse y , come mostra la Figura 10, se il sistema di riferimento inizia a ruotare attorno all'asse z , è come se si venisse a creare una nuova componente di moto lungo l'asse x : si tratta di una componente di moto apparente, la cui accelerazione viene indicata dalla seguente formula:

$$a = 2v \times \Omega \quad (1.6)$$

Il fatto che l'accelerazione di Coriolis risulti essere lungo l'asse x può essere giustificato proprio alla luce di questa formula, in quanto il risultato del prodotto vettoriale tra la velocità v lungo l'asse y e la velocità angolare attorno all'asse z dà come risultato un vettore accelerazione diretto lungo l'asse x .

L'informazione finale a cui si vuole giungere tramite il giroscopio è rappresentata dalla velocità angolare, quindi l'idea è quella di

misurare prima l'accelerazione, per poi risalire alla velocità angolare facendo la formula inversa dell'equazione (1.6).

Il modello matematico che governa i giroscopi è del tutto analogo a quello proprio degli accelerometri, ed è caratterizzato anche in questo caso da una equazione differenziale del secondo ordine, come conferma l'equazione (1.7):

$$\ddot{x}_0 + \frac{B}{M} \cdot \dot{x}_0 + \frac{k_s}{M} \cdot x_0 = a_{Cor} = 2\Omega_z \cdot \dot{y} \quad (1.7)$$

Entrambi i sensori inerziali analizzati sono dotati di un loro proprio sistema di riferimento interno, che ben si distingue da quello esterno. L'accelerometro è ugualmente in grado di offrire un'informazione di tipo assoluto grazie alla sua possibilità di rilevare l'accelerazione di gravità, la quale rimane del tutto indipendente dal sistema di riferimento interno dell'accelerometro. Ma al di là di questo, l'accelerometro, così come anche il giroscopio, dà in uscita segnali valutati rispetto ad un sistema di riferimento interno. Talvolta però risulta importante anche poter avere informazioni di tipo assoluto, e per poter ottenere questo è possibile ricorrere al magnetometro [24]: si tratta di un sensore in grado di misurare l'intensità del campo magnetico terrestre, e di dare informazioni sulla posizione del nord magnetico, proprio come la bussola. Il principio di funzionamento in questo caso è basato sulla presenza di una bobina e delle linee di flusso: in base all'orientamento della bobina, essa rileva un'intensità del campo magnetico diversa, a seconda che essa sia più o meno inclinata rispetto alle linee di flusso.

Sensori inerziali quali accelerometri e giroscopi al giorno d'oggi risultano essere abbastanza diffusi; essi sono caratterizzati da piccole dimensioni, bassi costi [25], e dalla possibilità di essere indossabili [16] [17]. Il loro utilizzo in ambito clinico e di ricerca costituisce un punto fondamentale per la caratterizzazione del movimento in ambito riabilitativo [26]. Proprio grazie al loro ausilio è stato possibile portare avanti studi sulla corsa [27], sulla camminata [28], sulla capacità di salire e scendere le scale [29], e fare importanti valutazioni sui segnali così rilevati. A partire dai segnali

di accelerazione e velocità angolare è stato possibile stimare la posizione dei segmenti corporei di interesse, arrivando così ad ottenere ulteriori informazioni in termini di cinematica articolare [30] [31]. La piccola dimensione di questi dispositivi rende meno difficoltoso il fatto che possano essere indossati, anche per periodi di tempo lunghi, nel tentativo di portare avanti un monitoraggio a lungo termine, al fine di poter valutare anche eventi rari quali ad esempio le cadute [32], o di potere elaborare segnali di accelerazione rilevati, per potere così sapere l'arco temporale in cui ad esempio il soggetto di interesse è stato in movimento.

1.5 Obiettivi

Alla luce di quanto descritto nei paragrafi precedenti, è evidente come le scale cliniche, ampiamente utilizzate anche per la valutazione di pazienti affetti da lesione midollare, rappresentino uno strumento utile ma allo stesso tempo non esaustivo a causa principalmente di un'inevitabile mancanza di oggettività.

I sensori inerziali, ormai sempre più diffusi, si presentano invece come garanti di un maggiore grado di oggettività, eliminando quasi completamente la componente soggettiva legata alla valutazione del clinico, e sembrano essere caratterizzati da significative potenzialità, confermate anche dai buoni risultati ottenuti in altre circostanze proprio grazie al loro utilizzo. Alla luce di ciò, una possibile soluzione alle lacune caratteristiche dalle scale cliniche potrebbe essere rappresentata dall'introduzione dei sensori inerziali nella fase di studio e di valutazione della capacità di controllo del tronco da parte del paziente. **Gli obiettivi che questo studio si propone consistono quindi nell'estrarre dai segnali rilevati attraverso i sensori dei parametri descrittivi della prestazione motoria, nel valutare la ripetibilità dei risultati, nell'analizzare la relazione tra quanto rilevato dai sensori e i punteggi assegnati dal medico attraverso l'utilizzo della scala clinica, e infine nel valutare la possibilità di servirsi di un numero limitato di parametri e di un**

numero ridotto di task motori per ottenere un risultato comunque coerente con quello riportato dalla scala clinica.

2. MATERIALI E METODI

2.1 Materiali

I dati e i segnali su cui si basa il presente studio sono stati rilevati a partire da un gruppo di 32 soggetti affetti da lesione midollare e in cura presso l'Istituto di Montecatone, ospedale di riabilitazione (Imola, BO). I soggetti presentano differenze tra loro legate alle caratteristiche antropometriche e all'altezza a cui si trova la lesione, ma tutti i pazienti sono su una sedia a rotelle. Al fine di rilevare le differenze antropometriche può essere utile calcolare il BMI per ogni singolo paziente, mentre il livello della lesione può essere riconosciuto attraverso l'utilizzo della scala ASIA da parte del clinico.

Vale la pena ricordare che ogni tipo di valutazione effettuata dal clinico viene ripetuta in due istanti di tempo differenti, identificati con T0 e T1. Questo aspetto assume un'importanza rilevante, in quanto tutte le valutazioni sui pazienti vengono fatte prima di qualsiasi tipo di trattamento (T0) e dopo (T1), al fine di capire se e in che misura i trattamenti effettuati si siano rivelati efficaci.

Una volta note queste informazioni di base, prima di procedere con la valutazione relativa alle capacità del controllo del tronco, può essere importante effettuare ulteriori analisi al fine di poter avere un quadro più completo sulla condizione del paziente: ciò avviene grazie all'utilizzo delle scale cliniche descritte nella sezione introduttiva.

2.2 Protocollo di valutazione

Come già descritto in precedenza, il presente studio si propone di valutare le capacità di controllo del tronco da parte dei pazienti con lesione midollare. Sebbene studi precedenti abbiano dimostrato la validità e l'affidabilità del Trunk Control Test [13], l'introduzione dei sensori inerziali indossabili serve a rendere maggiormente obiettiva la valutazione funzionale.

I sensori utilizzati per questo studio sono di piccole dimensioni e devono essere accuratamente posizionati sul corpo del paziente. Questa

rappresenta una fase delicata, nonché fondamentale per la buona riuscita della rilevazione, in quanto i segnali che vengono dati in uscita dai sensori dipendono in prima istanza dal loro posizionamento. Proprio per questo motivo risulta fondamentale la presenza di un fisioterapista che sappia esattamente in che modo debbano essere posti i sensori sul corpo del paziente: è importante che essi vengano fissati rispettando il corretto orientamento degli assi e le zone specifiche del corpo in corrispondenza delle quali devono essere rilevati i segnali. Attraverso un'opportuna palpazione delle vertebre da parte del fisioterapista, viene individuata la posizione di L4 e di C7, ed in corrispondenza vengono fissati i due sensori. La scelta di questi due livelli della colonna vertebrale permette di avere informazioni sul movimento del segmento lombare e allo stesso tempo di quello cervicale della colonna vertebrale in maniera indipendente, così da riuscire a capire se e in quale misura il soggetto in esame muova in modo coordinato questi due segmenti. Oltre ad individuare con accuratezza le due posizioni di interesse, è importante anche fissare i sensori in modo tale che siano il più possibile solidali con il corpo del paziente e ridurre al minimo eventuali movimenti relativi che genererebbero degli artefatti. Il fissaggio avviene per mano del fisioterapista tramite degli speciali adesivi medicali. Al termine di questa procedura, il paziente è pronto per potere eseguire gli esercizi richiesti dal Trunk Control Test. Il tutto avviene sotto la supervisione di un fisioterapista e di un medico. I sensori vengono controllati da parte del clinico attraverso uno Smartphone, sul quale compare una schermata che consente di avviare o interrompere la rilevazione. È inoltre possibile selezionare una terza opzione nel caso in cui si verifici qualche errore: in questo modo si dà al clinico la possibilità di interrompere la rilevazione nel corso della quale si è verificato qualcosa di anomalo, senza dover ripetere da capo l'intera procedura.

Gli esercizi richiesti dal test sono quelli messi in evidenza in Tabella 4: sono in tutto 13 e vengono eseguiti uno alla volta con una breve pausa tra l'uno e l'altro. Ogni volta che il paziente deve iniziare l'esecuzione di un nuovo task motorio viene selezionato il tasto di

avvio sullo Smartphone e quando l'esecuzione è terminata il clinico invia il comando di stop. Tra un esercizio e l'altro, il fisioterapista spiega al paziente quale movimento dovrà eseguire, assicurandosi che abbia capito e permettendogli di posizionarsi nella posizione opportuna per poter iniziare il task richiesto. Al termine di ognuno, il clinico assegna un punteggio in base alle capacità dimostrate dal paziente nell'eseguire l'esercizio.

Una volta terminata l'esecuzione di tutti i 13 movimenti, è possibile scaricare i segnali rilevati attraverso i sensori su un computer per poterli in un secondo momento analizzare ed elaborare.

2.3 Analisi dei segnali

Le informazioni acquisite dai sensori si presentano sotto forma di segnali digitali, campionanti ad una frequenza pari a 100 Hz. I segnali così rilevati vengono resi disponibili all'utente attraverso matrici di dati, a partire dalle quali è possibile risalire a tutte le informazioni rilevate dai sensori nel corso dell'acquisizione. Queste matrici riportano diversi tipi di segnali acquisiti nel corso dei vari task motori. In particolare, vengono presentati tre segnali di accelerazione relativi ai corrispondenti tre assi cartesiani, tre segnali di velocità angolare e tre segnali relativi alla direzione del campo magnetico terrestre. A questi si aggiungono altri segnali utili per valutare l'orientamento del segmento corporeo del paziente: quaternioni, ovvero entità matematiche utilizzate per individuare la posizione di un corpo nello spazio, grazie alla loro importante applicazione nella modellizzazione delle rotazioni nello spazio [33], [34], [35] e angoli di Eulero. Infine sono presenti due indici che danno indicazioni sull'inizio e sulla fine della rilevazione del sensore per ciascuno dei 13 task considerati.

Per alcuni dei soggetti le acquisizioni vengono ripetute due volte, e in uscita vengono riportati tutti i segnali rilevati nella prima e nella seconda ripetizione. Inoltre è importante ricordare che i dati rilevati dai sensori fanno riferimento sempre sia a quanto avviene a livello di L4 che a quanto avviene a livello di C7, permettendo in

questo modo di ottenere informazioni sul movimento di entrambi i segmenti corporei.

Tra tutti i segnali, quelli che vengono utilizzati in questo lavoro di tesi sono i tre segnali riguardanti l'accelerazione, i tre relativi alla velocità angolare, e i tre angoli che danno informazioni sull'inclinazione del segmento corporeo nello spazio.

Di seguito vengono riportati alcuni esempi relativi ai 9 segnali di interesse, facendo riferimento ad alcuni dei 13 task motori previsti dal Trunk Control Test. In particolare, i primi grafici (da Figura 11 a Figura 19) rappresentano i segnali rilevati su uno specifico paziente nel corso del primo task previsto dal Trunk Control Test, il quale consiste nel richiedere al paziente di mantenere una posizione seduta stabile per 10 secondi. In ogni figura vengono riportati sia i segnali rilevati a livello di L4 che quelli rilevati a livello di C7.

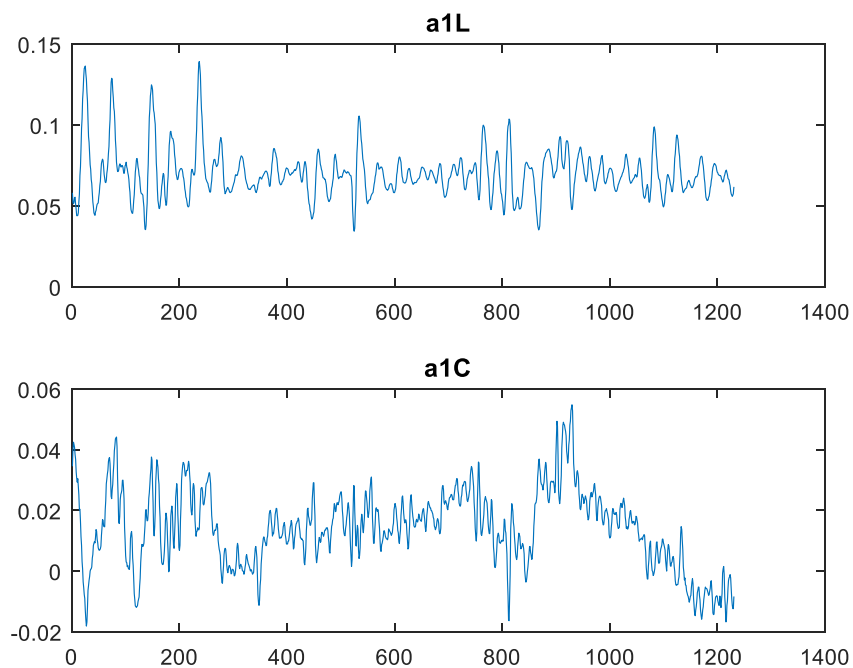


Figura 11 _ Task 1, a1L=accelerazione medio-laterale in L4; a1C=accelerazione medio-laterale in C7

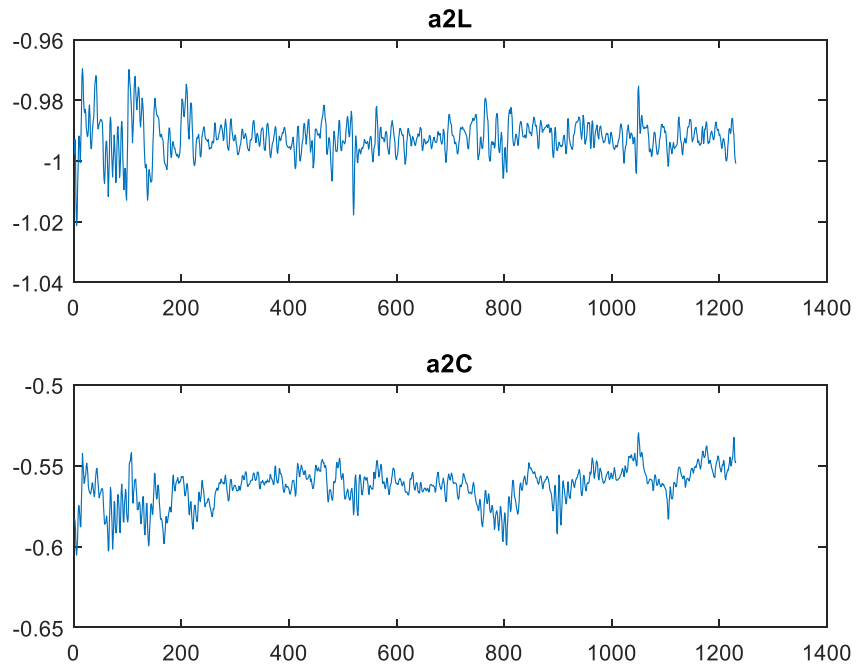


Figura 12 _ Task 1, a2L=accelerazione verticale in L4; a2C=accelerazione verticale in C7

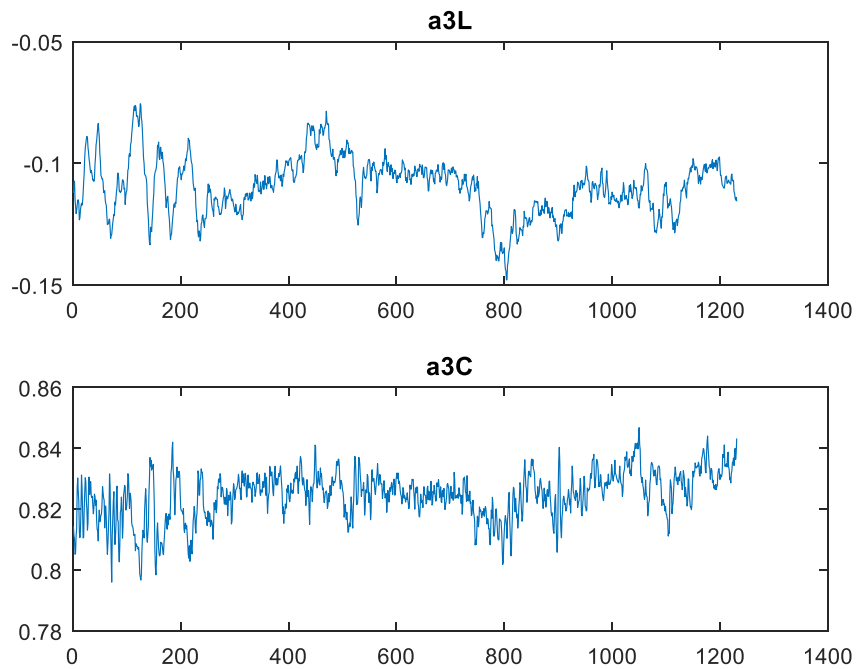


Figura 13 _ Task 1, a3L=accelerazione antero-posteriore in L4; a3C=accelerazione antero-posteriore in C7

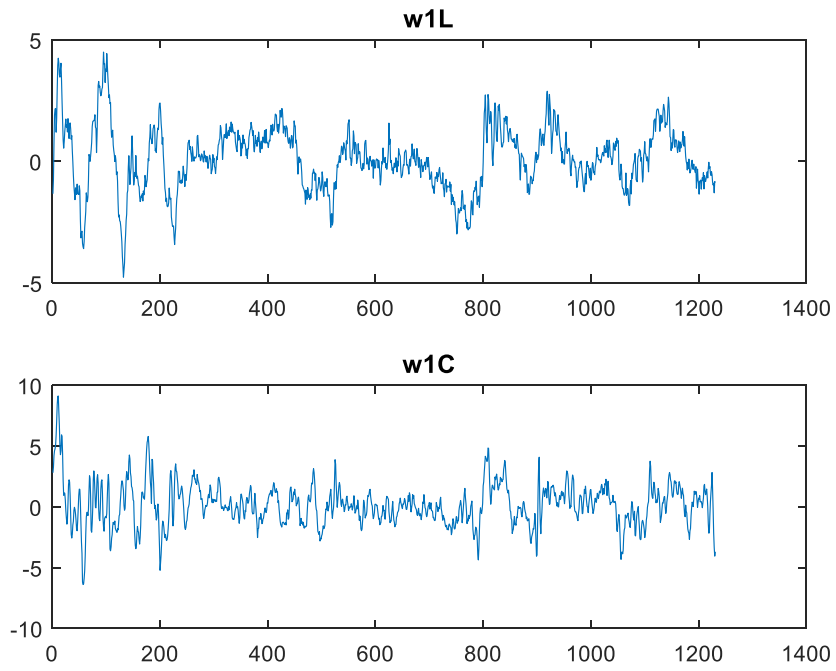


Figura 14 _ Task 1, w1L=velocità angolare medio-laterale in L4; w1C=velocità angolare medio-laterale in C7

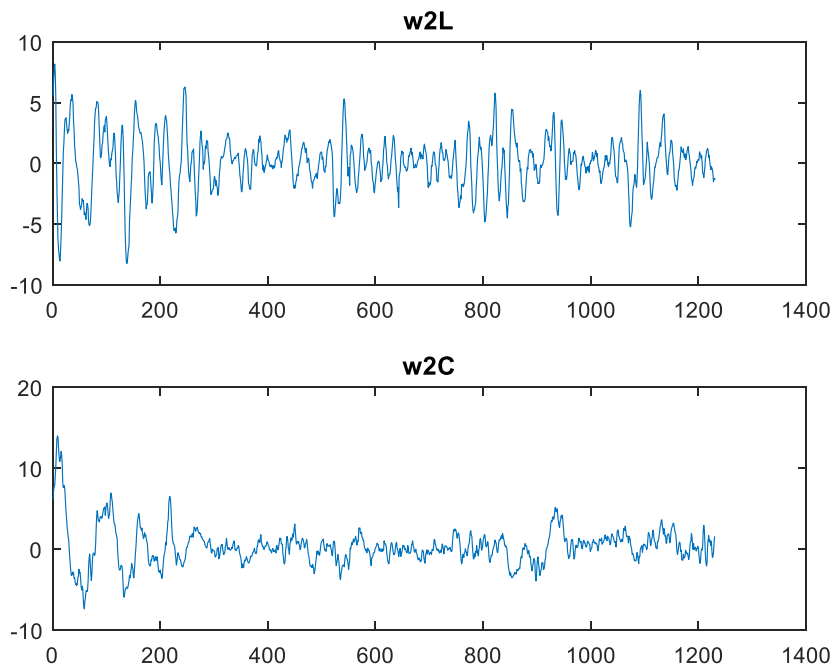


Figura 15 _ Task 1, w2L=velocità angolare verticale in L4, w2C=velocità angolare verticale in C7

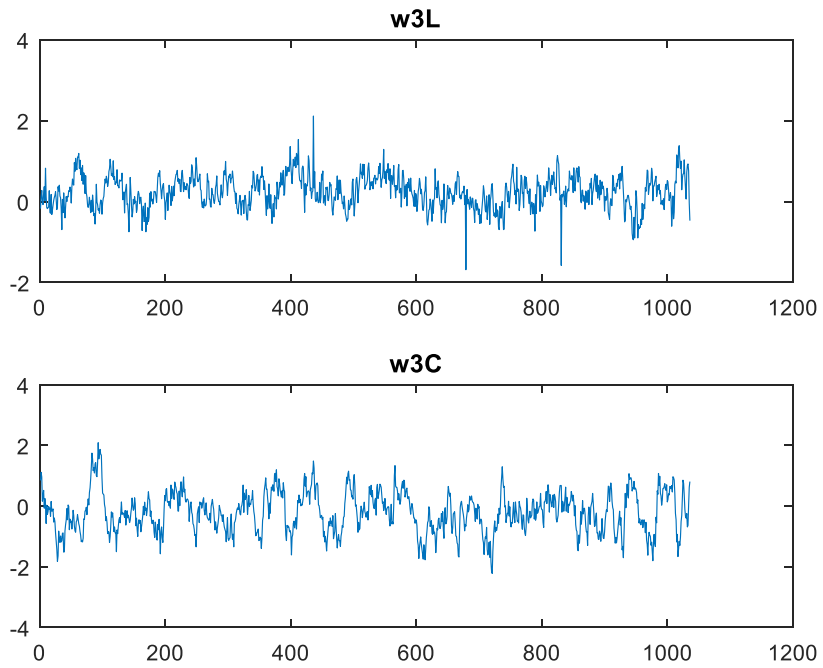


Figura 16 _ Task 1, w3L=velocità angolare antero-posteriore in L4; w3C=velocità angolare antero-posteriore in C7

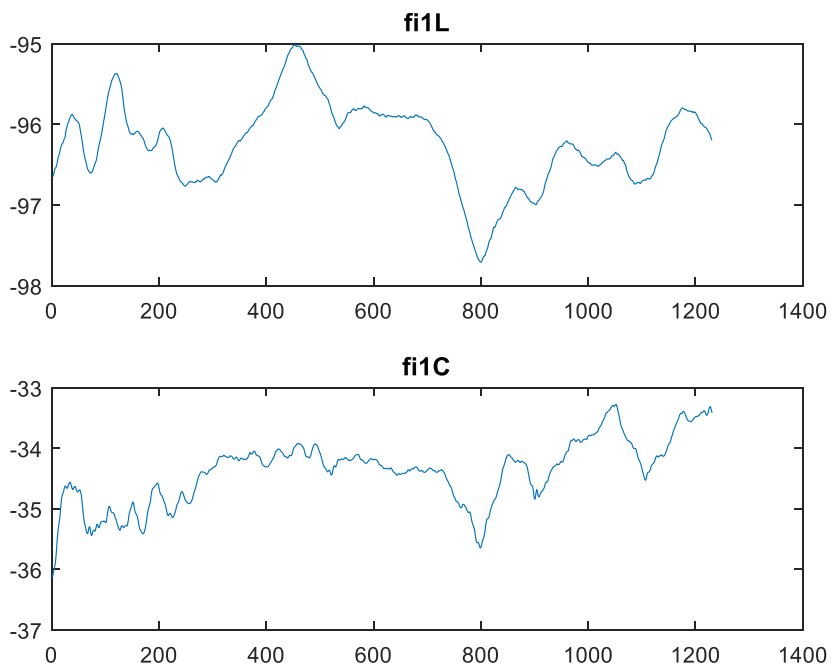


Figura 17 _ Task 1, fi1L=angolo antero-posteriore in L4; fi1C=angolo antero-posteriore in C7

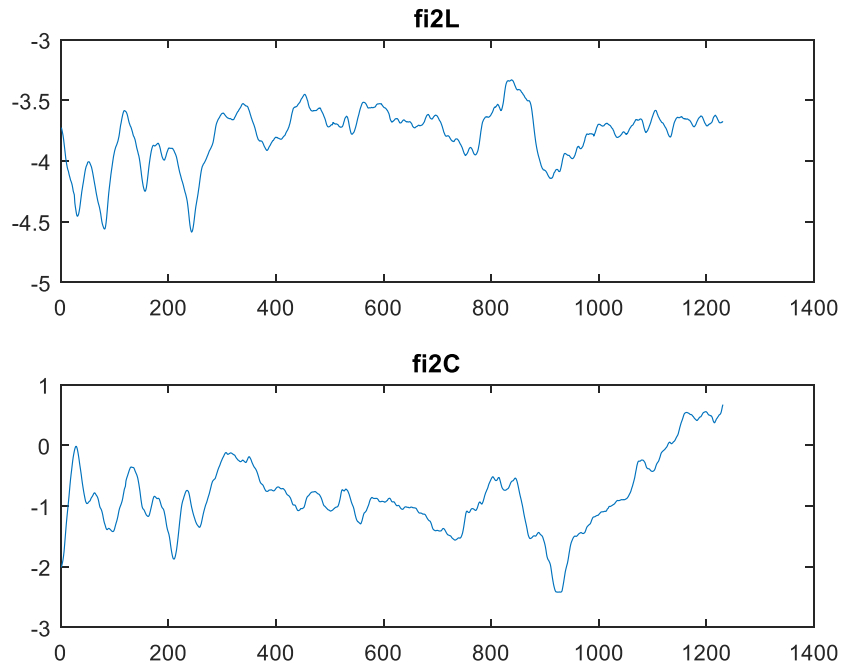


Figura 18 _ Task 1, fi2L=angolo medio-laterale in L4; fi2C=angolo medio-laterale in C4

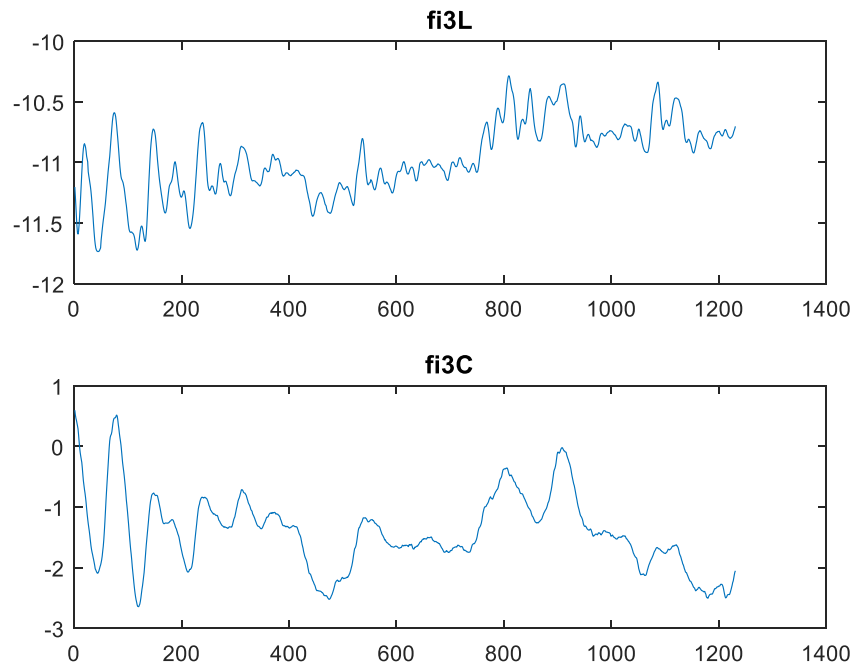


Figura 19 _ Task 1, fi3L=angolo verticale in L4; fi3C=angolo verticale in C7

I grafici che seguono (da Figura 20 a Figura 28) mettono in evidenza i segnali rilevati sullo stesso soggetto precedentemente considerato nel

corso del quarto task motorio previsto dal Trunk Control Test, durante il quale viene richiesto al paziente di toccarsi i piedi con le mani.

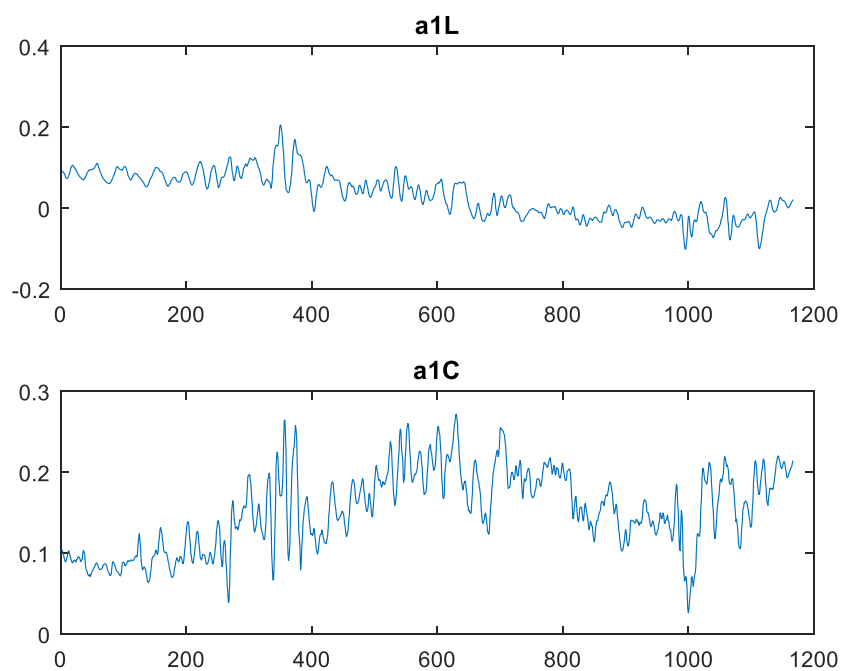


Figura 20 _ Task 4, a1L=accelerazione medio-laterale in L4; a1C=accelerazione medio-laterale in C7

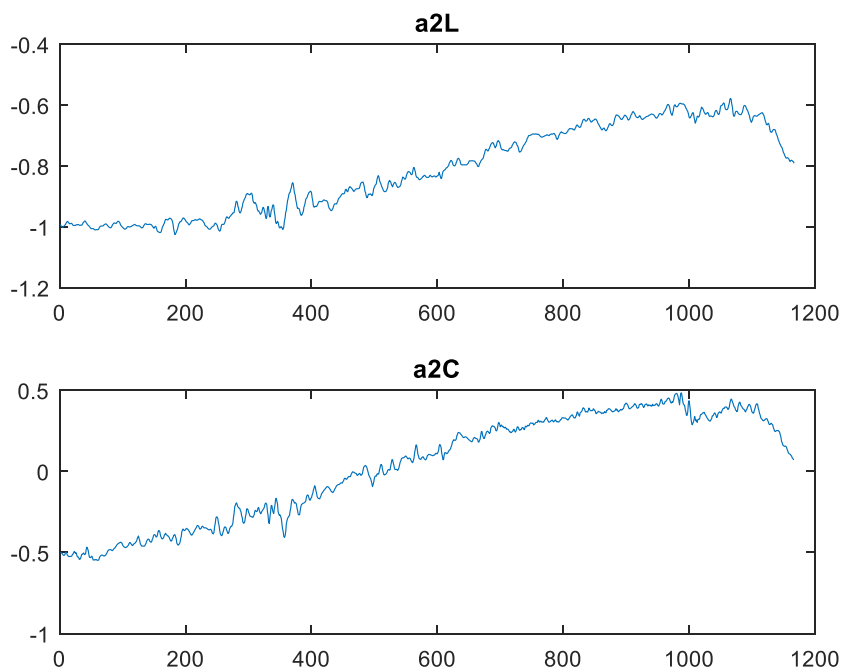


Figura 21 _ Task4, a2L=accelerazione verticale in L4; a2C=accelerazione verticale in C7

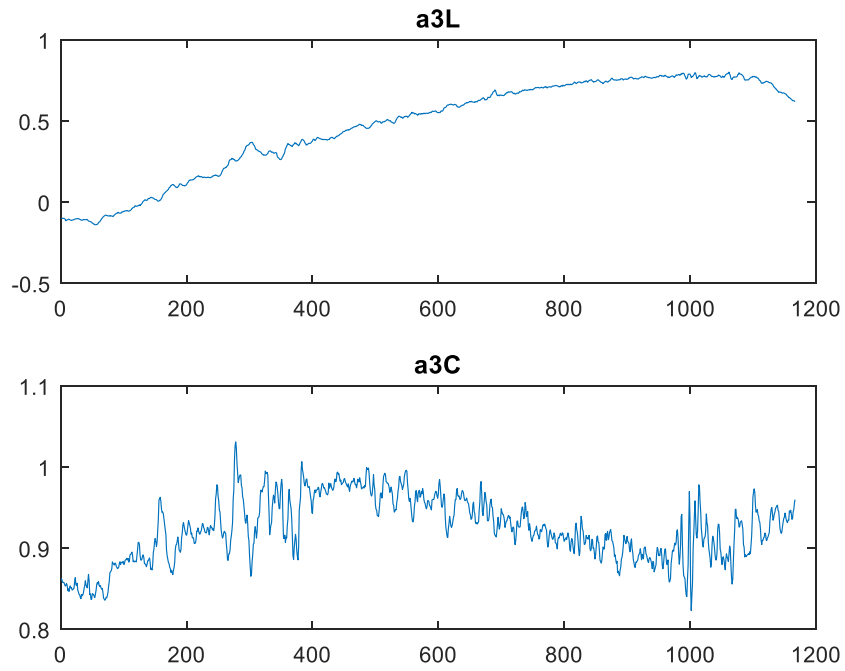


Figura 22 _ Task 4, a3L=accelerazione antero-posteriore in L4; a3C=accelerazione antero-posteriore in C7

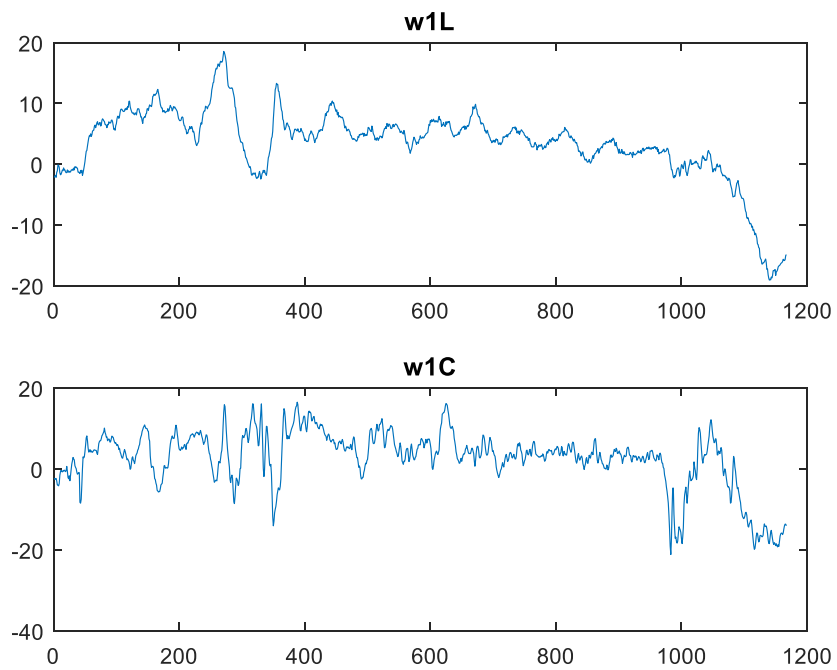


Figura 23 _ Task 4, w1L=velocità angolare medio-laterale in L4; w1C=velocità angolare medio-laterale in C7

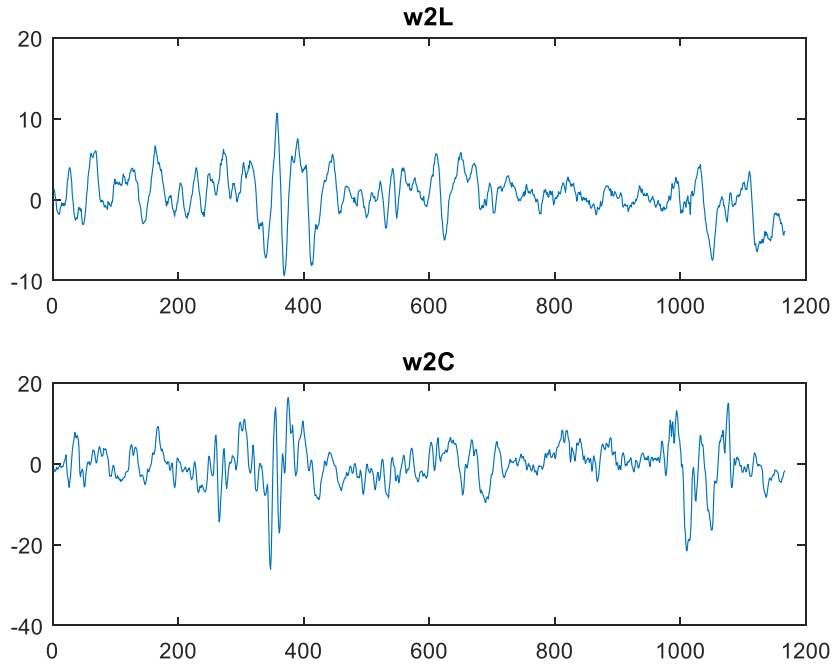


Figura 24 _ Task 4, w2L=velocità angolare in L4; w2C=velocità angolare in C7

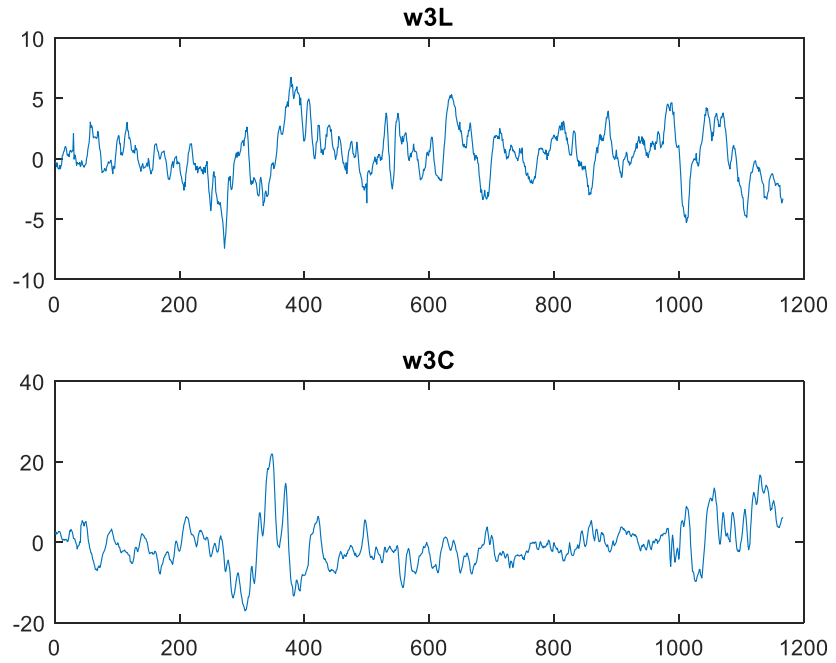


Figura 25 _ Task 4, w3L=velocità angolare in L4; w3C=velocità angolare in C7

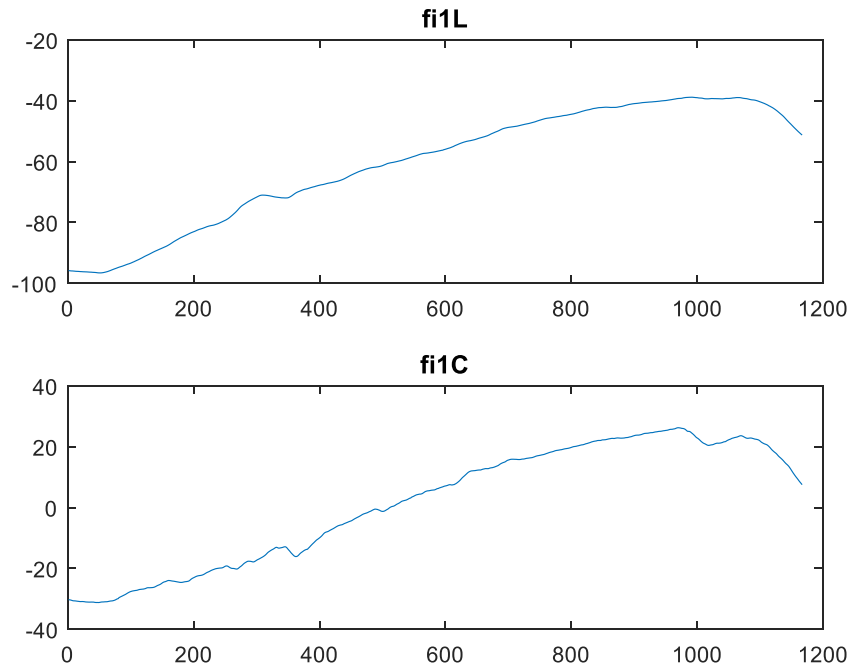


Figura 26 _ Task 4, fi1L=angolo antero-posteriore in L4; fi1C=angolo antero-posteriore in C7

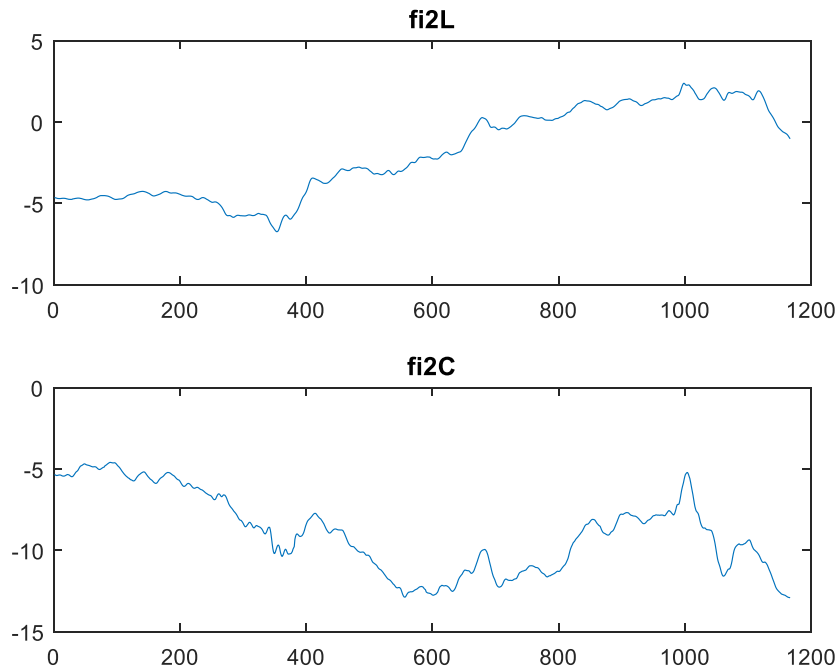


Figura 27 _ Task 4, fi2L=angolo medio-laterale in L4; fi2C=angolo medio-laterale in C7

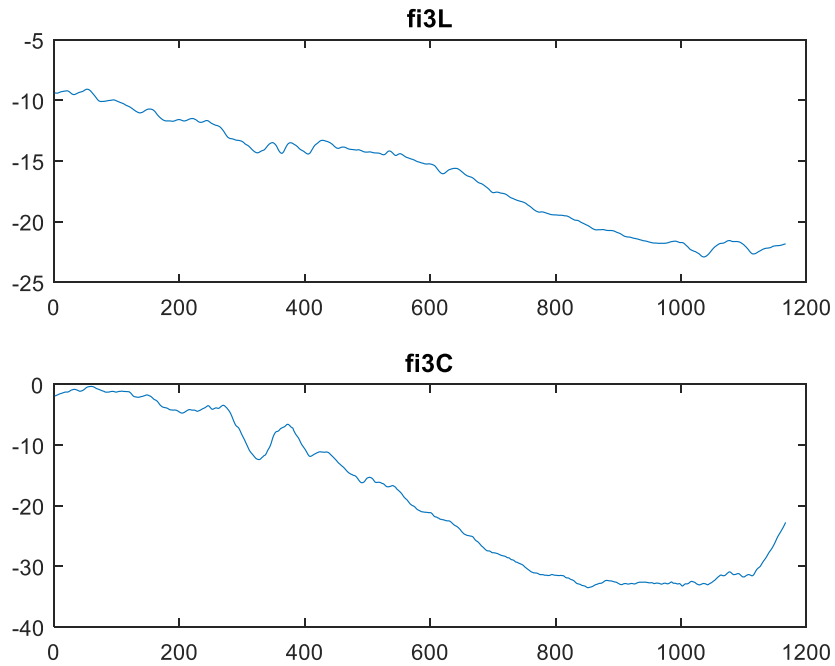


Figura 28 _ Task 4, fi3L=angolo verticale in L4; fi3C=angolo verticale in C7

I grafici seguenti (da Figura 29 a Figura 37) permettono di osservare l'andamento dei segnali rilevati nel corso dell'esecuzione del non task motorio del Trunk Control Test da parte del paziente.

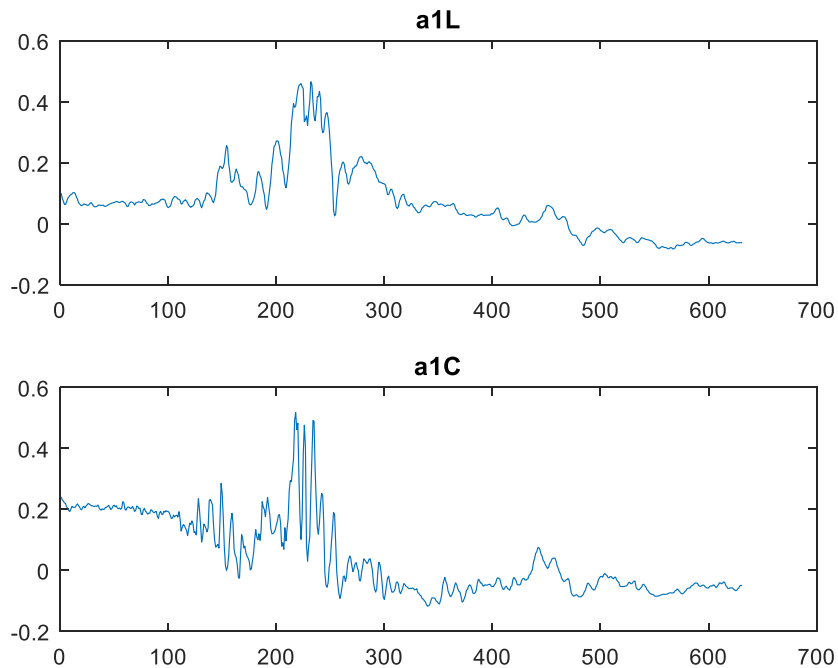


Figura 29 _ Task 9, a1L=accelerazione medio-laterale in L4; a1C=accelerazione medio-laterale in C7

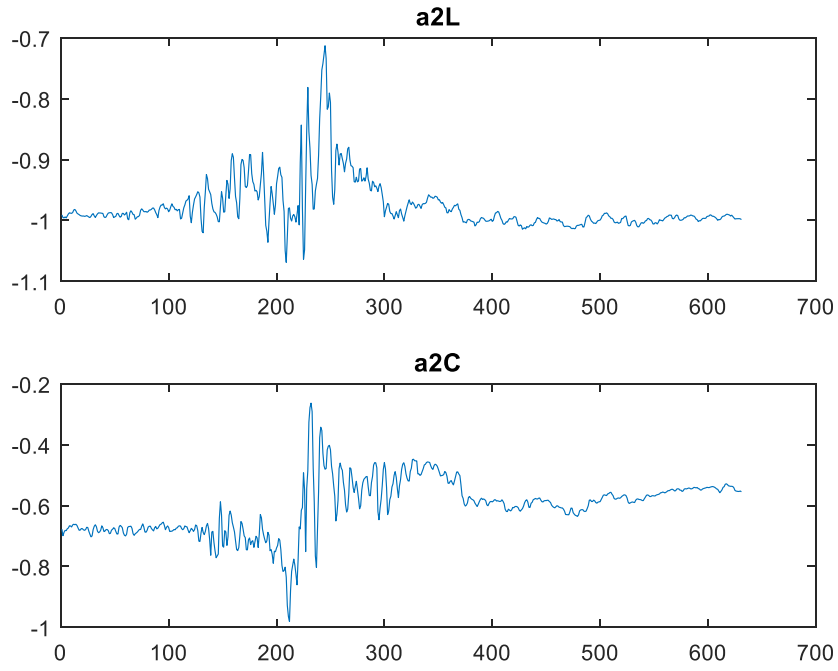


Figura 30 _ Task 9, a2L=accelerazione verticale in L4; a2C=accelerazione verticale in C7

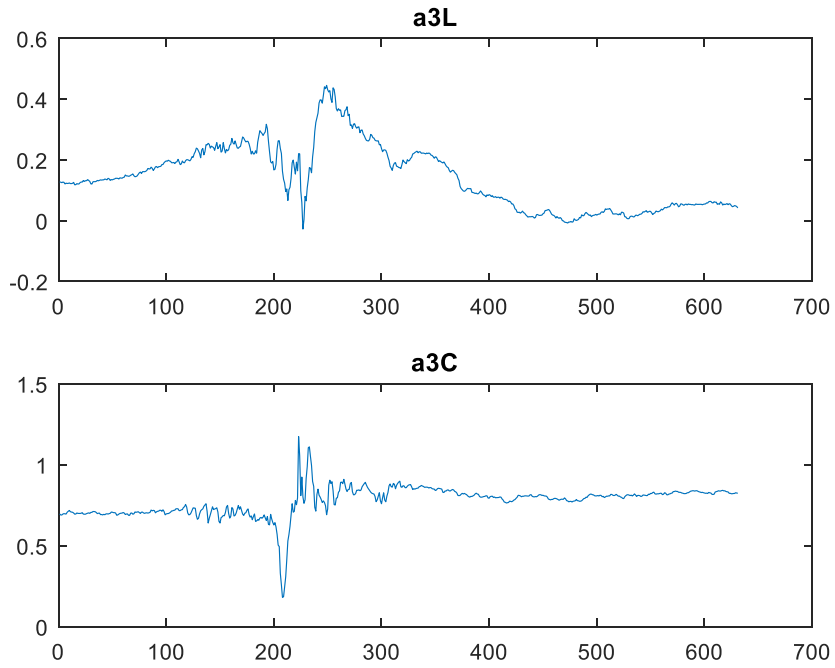


Figura 31 _ Task 9, a3L=accelerazione antero-posteriore in L4; a3C=accelerazione antero-posteriore in C7

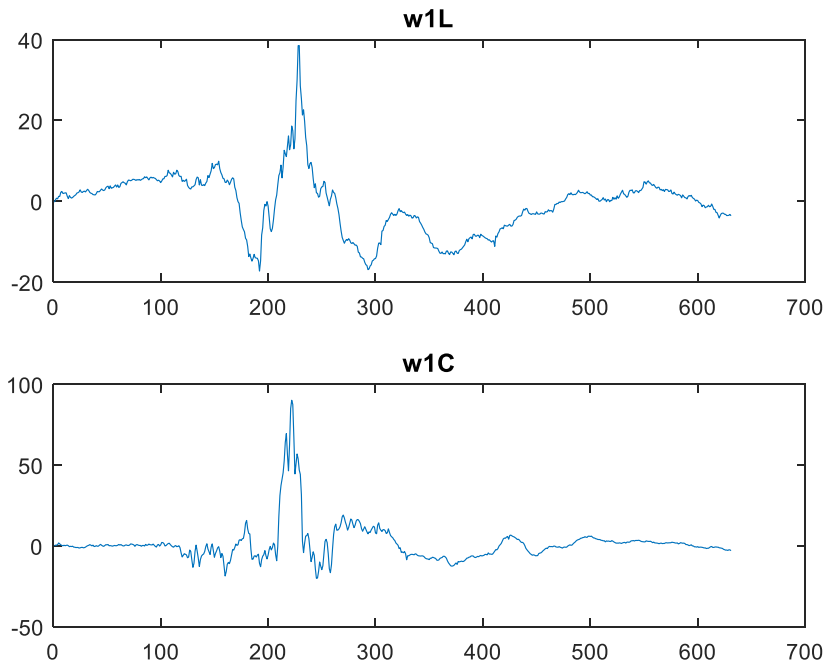


Figura 32 _ Task 9, w1L=velocità angolare medio-laterale in L4; w1C=velocità angolare medio-laterale in C7

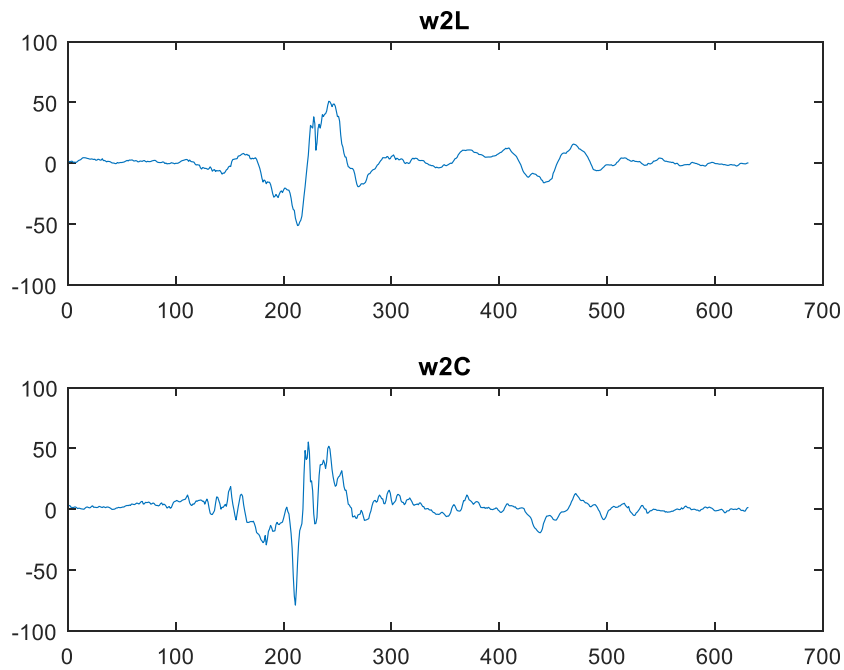


Figura 33 _ Task 9, w2L=velocità angolare verticale in L4; w2C=velocità angolare verticale in C7

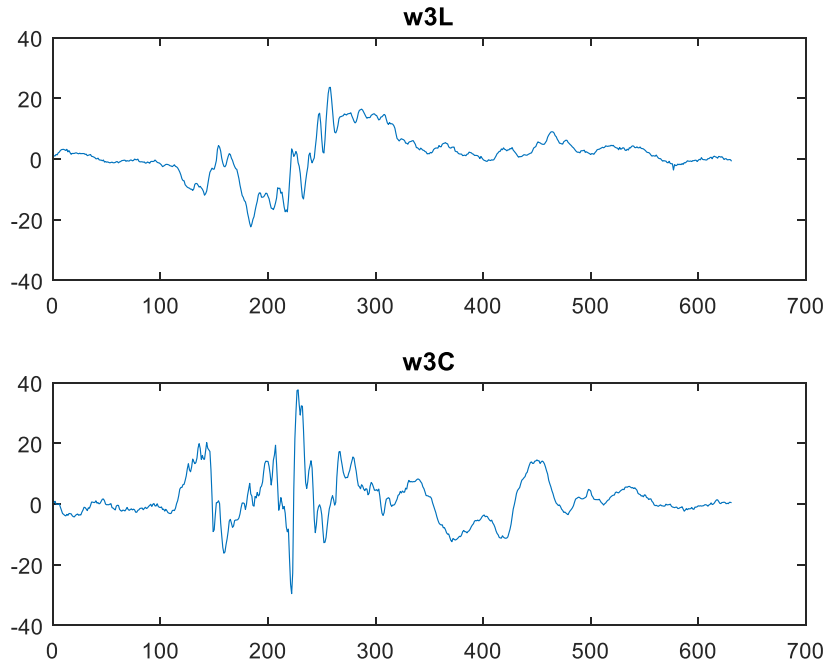


Figura 34 _ Task 9, w3L=velocità angolare antero-posteriore in L4; w3C=velcità angolare antero-posteriore in C7

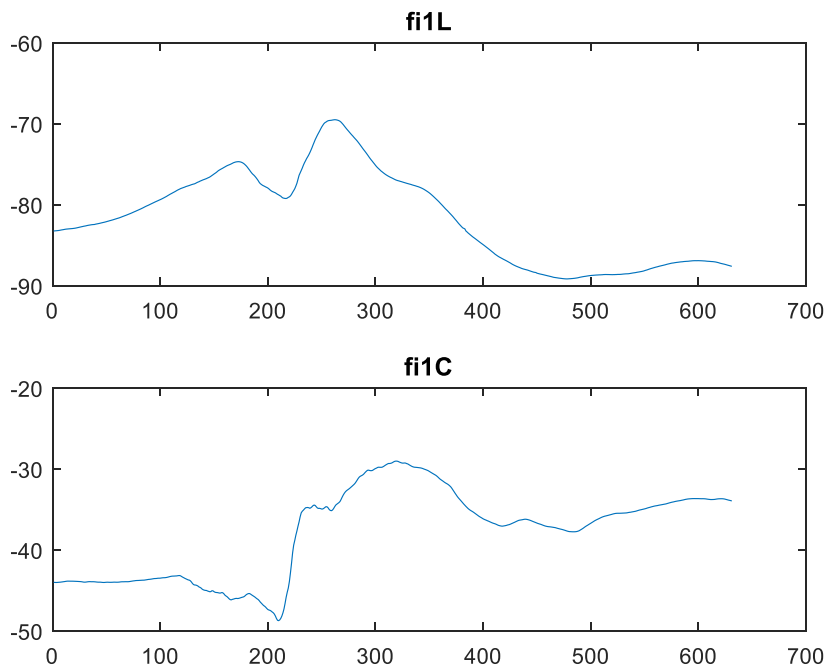


Figura 35 _ Task 9, fi1L=angolo antero-posteriore in L4; fi1C=angolo antero-posteriore in C7

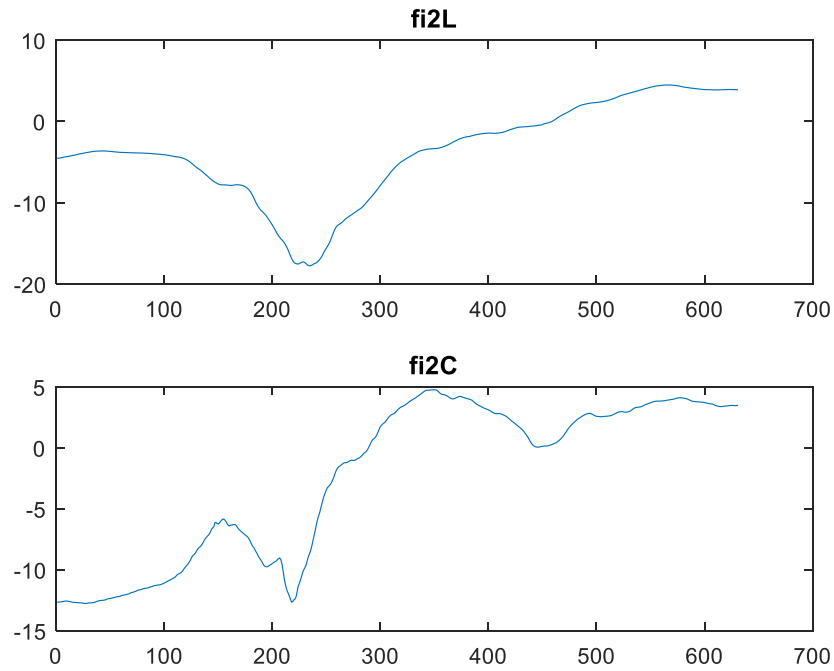


Figura 36 _ Task 9, fi2L=angolo medio-laterale in L4; fi2C=angolo medio-laterale in C7

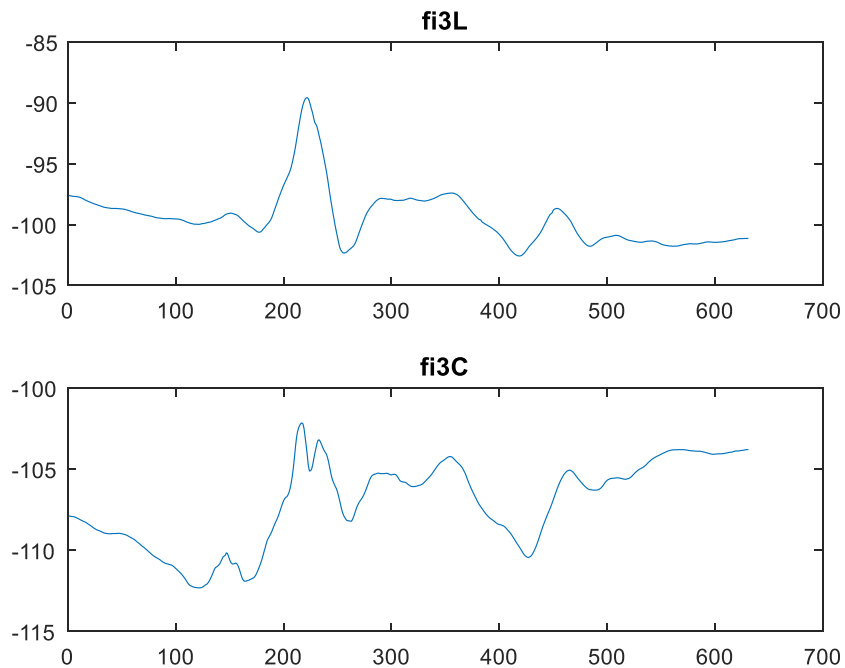


Figura 37 _ Task 9, fi3L=angolo verticale in L4; fi3C=angolo verticale in C7

I tre task che sono stati riportati appartengono a tre categorie diverse nella scala di valutazione: il primo è un task di tipo statico, il secondo è di tipo dinamico caratterizzato da una transizione posturale, mentre il terzo fa parte dei task di reaching. La scelta di riportare

un task per ciascuna categoria mette in evidenza i diversi aspetti che caratterizzano i segnali in questi differenti casi. Certamente si tratta di un esempio rappresentativo e che non riflette la grande variabilità che esiste in questa tipologia di pazienti. A partire da questi segnali è possibile estrarre parametri ed informazioni che possono risultare rilevanti per la valutazione funzionale e che sono descritti nei successivi paragrafi.

2.3.1 Cross-correlazione

La prima analisi effettuata è stata quella di cross-correlazione [36] [37], il cui scopo è stato quello di valutare la maggiore o minore relazione presente tra due segnali rilevati dai sensori. La cross-correlazione rappresenta infatti una misura di similitudine tra due segnali in funzione di una traslazione temporale applicata ad uno dei due segnali di partenza. L'equazione (2.1) traduce in una formula matematica quanto appena spiegato a parole.

$$R_{xy}(t) = \int_{-\infty}^{+\infty} x^*(\tau) \cdot y(t + \tau) d\tau \quad (2.1)$$

L'equazione (2.1) è valida però per i segnali tempo-continui, mentre i segnali rilevati dai sensori sono sempre segnali tempo-discreti. L'equazione a cui fare riferimento è quindi la (2.2).

$$R_{xy}[m] = \sum_{n=-\infty}^{+\infty} x^*[n] \cdot y[m + n] \quad (2.2)$$

Questa formula di fatto porta ad anticipare e a ritardare da un punto di vista temporale il segnale y rispetto al segnale x , calcolando poi la somma dei prodotti per ogni possibile valore dello spostamento. Quando i due segnali coincidono, questa somma di prodotti sarà massimizzata, mentre essa tenderà a calare sempre di più man mano che i due segnali si differenziano l'uno rispetto all'altro. Un risultato di cross-correlazione elevato è quindi indice di una buona similarità tra i due segnali di partenza; al contrario un valore più basso sta a sottolineare una maggiore diversità tra i due. La traslazione temporale assume quindi una notevole importanza al fine di comprendere quanto sia

necessario anticipare o ritardare un segnale rispetto ad un altro per poterli rendere il più possibile simili tra loro.

Le analisi di cross-correlazione sono state effettuate prendendo in considerazione i tre segnali di accelerazione e i tre segnali di velocità angolare, e per ogni singolo task sono stati messi a confronto segnali rilevati lungo lo stesso asse ma a livello di L4 piuttosto che di C7, e segnali acquisiti dallo stesso sensore ma lungo diversi assi. È importante sottolineare come questi confronti non siano stati fatti solamente a partire dalle componenti di accelerazione e velocità angolare, ma anche facendo riferimento al loro modulo, ottenuto attraverso la radice quadrata della somma delle componenti al quadrato.

$$\|v\| = \sqrt{v_x^2 + v_y^2 + v_z^2} \quad (2.3)$$

Questa, così come tutte le elaborazioni che saranno successivamente descritte, sono state eseguite su MatLab, e la funzione utilizzata per questa analisi di cross-correlazione è stata `xcorr`. In particolare, è stato scelto uno stimatore unbiased, al fine di normalizzare i risultati ottenuti non solo rispetto alla lunghezza del segnale considerato (N), ma rispetto al numero di confronti fatti ($N-|m|$). L'equazione caratteristica dello stimatore unbiased è la (2.4).

$$\hat{R}_{xy}(m) = \frac{1}{N-|m|} R_{xy}(m) \quad (2.4)$$

Il fattore di normalizzazione aggiunto non fa parte della vera e propria funzione di cross-correlazione, ma è utile aggiungerlo al fine di poter avere un risultato più realistico e il più possibile esente da errori. Questi errori potrebbero infatti essere introdotti in quanto l'espressione della funzione di cross-correlazione è del tutto valida nel caso in cui i segnali che vengono messi a confronto siano illimitati. Tuttavia nei casi reali non è mai così, e di conseguenza il numero di addendi presenti nella sommatoria cala al crescere di m , in quanto la lunghezza finita del segnale ai margini pone un limite oltre il quale non è più possibile confrontare i segnali campione per campione. Il fattore di normalizzazione serve quindi per correggere

l'ipotesi ideale di segnali infiniti che viene assunta nell'espressione classica della cross-correlazione.

2.3.2 Coerenza spettrale

I dati rilevati dai sensori sono stati analizzati anche in base alla coerenza spettrale [38] [39] [40]: anche questo tipo di analisi si basa su confronti tra due segnali, ma a differenza di quanto avviene con la cross-correlazione, essa fa riferimento al dominio delle frequenze. Non si parla più quindi di traslazione di un segnale rispetto ad un altro nel dominio dei tempi, ma con la coerenza spettrale ci si concentra su quanta informazione è condivisa tra due segnali all'interno dello spettro di frequenza.

Per poter comprendere il concetto di coerenza spettrale anche da un punto di vista matematico, è necessario fare riferimento ad uno strumento fondamentale per poter passare dal dominio del tempo al dominio delle frequenze, ovvero la trasformata di Fourier.

$$S_x(f) = F[x(t)] \quad (2.5)$$

Indicata con $S_x(f)$ la trasformata di Fourier del segnale $x(t)$, è possibile definire l'autospettro e il cross-spettro attraverso la (2.6) e la (2.7).

$$G_{xx}(f) = S_x(f) \cdot S_x(f)^* \quad (2.6)$$

$$G_{yx}(f) = S_y(f) \cdot S_x(f)^* \quad (2.7)$$

A questo punto è possibile comprendere il significato della coerenza spettrale, espressa attraverso la (2.8).

$$\gamma(\omega)^2 = \frac{|G_{xy}(\omega)|^2}{G_{xx}(\omega) \cdot G_{yy}(\omega)} \quad (2.8)$$

Mentre la trasformata di Fourier dà informazioni sia sull'ampiezza che sulla fase per ogni frequenza della banda di analisi, l'autospettro e il cross-spettro sono funzioni che contengono solamente informazioni riguardanti l'ampiezza.

Il valore della coerenza spettrale è sempre compreso tra 0 e 1, ed in particolare un valore pari a 0 significa che le componenti in frequenza corrispondenti sono indipendenti per i due segnali, mentre un valore pari a 1 testimonia la presenza di due segnali caratterizzati da componenti in frequenza massimamente correlate tra loro.

La funzione utilizzata in MatLab per effettuare questo tipo di analisi è stata *mscohere*, e anche in questo caso, esattamente come per la cross-correlazione, i confronti sono stati fatti tra coppie di segnali e più precisamente tra segnali rilevati lungo lo stesso asse ma a livello di L4 piuttosto che di C7, e tra segnali acquisiti dallo stesso sensore ma lungo diversi assi. Ai confronti fatti tra le singole componenti si sono aggiunti poi anche quelli eseguiti tra i moduli dei vettori.

2.3.3 Inclinazione

L'ultima analisi effettuata sui segnali prende in considerazione la diversa inclinazione assunta dalla schiena e dal collo. I due sensori posti a livello di L4 e C7 sono in grado di rilevare l'inclinazione specifica di entrambi questi segmenti corporei, a partire dalla quale è possibile risalire alla diversa posizione che essi assumono l'uno rispetto all'altro. Questo tipo di informazione può rivelarsi molto utile al fine di comprendere in che modo i soggetti affetti da lesioni midollari siano in grado di portare a termine i task motori richiesti dal Trunk Control Test. Essi in realtà non sempre riescono ad eseguire gli esercizi che vengono loro richiesti, ma anche nel caso in cui riescano, le modalità con cui vengono effettuati i movimenti non sono analoghe a quelle che tipicamente sarebbe portato a mettere in atto un soggetto sano. Questa analisi aiuta quindi maggiormente a capire la tipologia di movimento di ogni singolo paziente, e permette di sapere fino a che punto i due segmenti corporei si muovano in maniera solidale l'uno rispetto all'altro. Vale la pena notare che il movimento del tutto solidale tra il segmento cervicale e quello lombare della colonna vertebrale non per forza è sempre indice di una condizione del tutto salutare: essi rappresentano infatti due segmenti corporei ben distinti tra loro, e quindi è giusto che si muovano in maniera indipendente

l'uno rispetto all'altro; talvolta però un'analisi di questo tipo può fare emergere come due movimenti che teoricamente dovrebbero essere solidali tra loro si rivelino in realtà del tutto indipendenti. Quest'ultimo potrebbe essere un segnale che mette in evidenza alcune caratteristiche inaspettate nel movimento dei pazienti, dovute proprio alla lesione midollare dalla quale essi sono affetti. Anche in questo caso, come nei casi precedenti, la differenza di inclinazione è stata valutata non solo tra segnali misurati rispetto allo stesso asse e rilevati a livello di L4 piuttosto che di C7, ma anche tra segnali acquisiti dallo stesso sensore ma rispetto ad assi diversi.

2.3.4 Estrazione dei parametri

Per quanto riguarda l'analisi di cross-correlazione, i parametri estratti sono stati il valore massimo e minimo, il valore temporale in corrispondenza del quale essi si presentano, e il valore medio. Un discorso analogo vale anche per la coerenza spettrale, anche se naturalmente in questo caso non si fa riferimento ai valori temporali, bensì alla frequenza in corrispondenza della quale si rilevano i valori di maggiore interesse. Per quanto riguarda infine la differenza di inclinazione tra il segmento lombare e quello cervicale, i parametri di riferimento sono stati il valore massimo, minimo, medio, ed il range. Come già precedentemente accennato, la scelta di questi parametri non è stata casuale: la possibilità di essere a conoscenza del picco massimo e minimo dei segnali ottenuti in seguito alle elaborazioni permette infatti di avere informazioni significative circa la massima e la minima correlazione/coerenza a cui si assiste tra due segnali. Il valore medio consente poi di farsi un'idea sull'andamento medio, indipendentemente dai picchi che si possono presentare. Altrettanto importanti risultano essere anche le informazioni in termini di tempo e frequenza, al fine di potere calare i valori massimi e minimi all'interno di un contesto ben preciso. Un discorso analogo vale anche per tutti i parametri estratti riguardanti l'inclinazione dei segmenti corporei del paziente, a cui si aggiunge l'importanza del range, al fine di poter quantificare

l'entità delle diverse inclinazioni assunte dalla zona lombare e da quella cervicale nel corso di un intero task motorio.

2.4 Analisi statistica

2.4.1 Test-retest reliability

Le misure che vengono fatte in ambito clinico e dalle quali vengono estratti dati significativi sulla salute e sulla qualità di vita del paziente devono rispondere a diversi requisiti, al fine di poter assicurare una corretta valutazione. Anche in ambito riabilitativo risulta importante quindi che le misure fatte soddisfino i criteri di validità, sensibilità, e ripetibilità. Garantire la validità di una misura significa assicurarsi che gli strumenti di misura utilizzati siano effettivamente adeguati per ottenere le informazioni che si desiderano; il concetto di sensibilità fa riferimento invece alla risoluzione di una misura, ovvero alla minima differenza significativa necessaria per poter constatare il passaggio da un valore di misura a quello immediatamente successivo. Se la validità risulta essere una proprietà effettivamente soddisfatta, allora ha senso introdurre anche il concetto di affidabilità, anche detta reliability: si tratta di due aspetti strettamente legati tra loro seppur diversi, in quanto la reliability rappresenta una condizione necessaria per la validità. Se invece non è possibile fare affidamento sull'affidabilità, allora non sarà possibile trarre nessun tipo di conclusione da queste misure.

Il concetto di affidabilità è in realtà racchiuso all'interno di un concetto più ampio, che prende il nome di riproducibilità: uno strumento di misura viene definito riproducibile se i pazienti a cui questo viene applicato ottengono la medesima valutazione indipendentemente dal momento, dal contesto, e dalla persona che rende possibile la valutazione. Se la riproducibilità è bassa, significa che la misura è affetta da una o più sorgenti di errore. Al contrario, una misura riproducibile risulta essere più robusta.

Il concetto di reliability (da non confondere con quello di agreement [41]) fa riferimento alla relazione che si instaura tra lo strumento

di misura e i soggetti misurati, mettendo in luce la possibilità di distinguere tra loro soggetti o gruppi di soggetti diversi attraverso queste misurazioni, nonostante l'inevitabile presenza di alcuni errori. In entrambi i casi si fa comunque riferimento al concetto di misure ripetute: si tratta quindi sempre di una situazione 'test-retest'. Per poter quantificare la reliability delle misure ottenute e potere avere un'idea su quanto valga la pena fare affidamento e basarsi sui risultati così raccolti, è necessario ricordare che le misure che vengono effettuate sono sempre inevitabilmente affette da errore; questo può essere più o meno grande, ma, anche se in minima parte, esso rimane presente. Questo significa che la variabile che si osserva in seguito ad una misurazione effettuata è sempre data dalla somma della variabile vera e propria e degli errori inevitabilmente presenti, come viene messo in evidenza nella (2.9).

$$O = T + E \quad (2.9)$$

Un'uguaglianza analoga vale se si fa riferimento alla varianza, come avviene nella (2.10).

$$\text{var}(O) = \text{var}(T) + \text{var}(E) \quad (2.10)$$

Note queste uguaglianze, la reliability può essere definita secondo la (2.11).

$$\text{Reliability} = \frac{\text{var}(T)}{\text{var}(O)} = \frac{\text{var}(O) - \text{var}(E)}{\text{var}(O)} \quad (2.11)$$

Come si può notare osservando la (2.11), al calare dell'errore, il rapporto tende sempre più ad 1, mentre al crescere dell'errore, il rapporto tende al valore nullo. Il valore assumibile dalla reliability è quindi sempre compreso tra 0 e 1, dove il valore nullo sottolinea la netta prevalenza dell'errore sulla variabile osservata, mentre un valore pari all'unità è indice di una condizione ideale in totale assenza di errori.

Per poter avere informazioni in merito alla reliability, è possibile fare riferimento al coefficiente di correlazione intraclass, spesso indicato con ICC (Intraclass Correlation Coefficient) [42] [43]. L'ICC

può avere sfumature diverse a seconda del caso specifico che viene considerato, e in particolare nelle condizioni che si presentano in questo lavoro di tesi, la domanda che ci si pone e a cui è importante riuscire a dare una risposta consiste nel sapere quanto le valutazioni siano riproducibili, ovvero quanto i risultati ottenuti risultino essere consistenti. La reliability può in un certo senso essere assimilata alla correlazione, in quanto essa consiste nel cercare di capire quanto le misure siano immuni dal rumore facendo riferimento a più prove ripetute, e questo significa proprio effettuare una correlazione tra misure ottenute in diversi istanti di tempo: non sono quindi diverse tipologie di variabili ad essere correlate in questa analisi, bensì le stesse misure valutate in condizioni differenti. Si tratta quindi di un'analisi univariata, la quale cioè fa riferimento ad una sola variabile alla volta, acquisita però in condizioni diverse. Il modello di analisi su cui è necessario basarsi in questi casi è rappresentato dall'analisi di varianza, anche detta ANOVA (analysis of variance) [44]. A seconda della variabile in gioco (sia essa il tempo, il valutatore, lo strumento di misura), l'ANOVA presenta leggere differenze, e quindi anche, come già accennato, diverse formule per valutare l'ICC. Per il caso specifico che si viene a verificare in questo studio è importante tenere in considerazione la varianza tra i soggetti (BMS) ma anche la varianza nel tempo (WMS). Detto k il numero di misure ripetute ed N il numero di soggetti analizzati, la formula valida per l'ICC è quella rappresentata dalla (2.12).

$$ICC(1,1) = \frac{BMS - WMS}{BMS + (k-1)WMS} \quad (2.12)$$

Se la varianza tra le misure che si ottengono in istanti di tempo diversi (WMS) tende ad un valore nullo, allora ICC tende a 1: questa rappresenta la condizione ideale.

I valori assumibili dall'ICC sono sempre compresi tra 0 e 1, ed esistono soglie in grado di fare comprendere il significato dei valori assunti da questo coefficiente: se l'ICC è inferiore a 0,4, la reliability è decisamente bassa; se invece l'ICC è compreso tra 0,4 e 0,75, si parla di reliability moderata. Solamente quando l'ICC assume valori maggiori

di 0,75, ci si trova di fronte ad una condizione di reliability eccellente, tenendo però sempre presente il fatto che questa 'eccellenza' di cui si parla deve sempre essere messa in relazione con il contesto e con l'applicazione specifica con cui si ha a che fare. Per eseguire questo tipo di analisi da un punto di vista pratico su MatLab è stato necessario fare riferimento ad una funzione specifica per il calcolo dell'ICC, ed è stato altrettanto fondamentale specificare a quale delle possibili sfumature dell'ICC fosse necessario fare riferimento attraverso l'inserimento di opportuni parametri in ingresso. In ingresso è stato inoltre importante inserire la matrice delle osservazioni, caratterizzata dalla presenza dei diversi soggetti sulle diverse righe e delle ripetizioni effettuate per le misure (due in questo caso). Questa matrice contiene proprio i dati che questa analisi deve confrontare e valutare, ovvero i parametri che sono stati estratti dai segnali acquisiti dai sensori. Questa analisi fornisce in uscita il valore dell'ICC, indice della ripetibilità dei parametri estratti. Ma oltre a questo, vengono forniti anche l'estremo inferiore e l'estremo superiore dell'intervallo di confidenza. Non è sufficiente infatti limitarsi ad osservare il valore dell'ICC per potere trarre conclusioni sulla ripetibilità dei dati in esame, in quanto l'ampiezza dell'intervallo di confidenza dà informazioni fondamentali in merito all'affidabilità della ripetibilità dei dati. Più ristretto è questo intervallo, maggiore è l'affidabilità. Questo significa quindi che se anche il valore dell'ICC risultasse elevato ma l'intervallo di confidenza fosse molto grande, non sarebbe possibile fare troppo affidamento sui dati rilevati.

Vale infine la pena notare come avere una buona ripetibilità possa in realtà non essere sufficiente per affermare di poter fare affidamento sui dati raccolti: se infatti i dati risultano essere ripetibili ma di fatto non portano alcun tipo di informazione, è evidente che la ripetibilità perde tutta la sua importanza, in quanto non è significativo avere dati ripetibili ma per nulla utili da un punto di vista informativo. La validità e la significatività rappresentano dunque il primo prerequisito necessario per i dati, ma una volta

verificata questa condizione, anche la ripetibilità risulta essere un aspetto imprescindibile.

2.4.2 Correlazione di Spearman

Una volta verificata la reliability dei dati che si desidera analizzare, è importante valutare quanto i parametri estratti dai segnali rilevati tramite i sensori inerziali posti sul corpo del paziente siano in relazione con le valutazioni fornite dai clinici attraverso la scala clinica del Trunk Control Test. Questo aspetto assume un'importanza fondamentale, in quanto la scelta dell'utilizzo di sensori inerziali ha tra i suoi scopi principali quello di ridurre il più possibile la componente soggettiva tipica della scala clinica, fornendo così dati più attendibili e in grado di riflettere in modo più veritiero ciò che accade. È chiaro però che se i dati forniti in uscita dal sensore e i punteggi assegnati dal medico attraverso la scala clinica non presentano alcun tipo di correlazione tra loro, non è possibile risalire a questi stessi punteggi attraverso l'utilizzo dei sensori inerziali, in quanto questo significherebbe rilevare un tipo di informazione diversa nei due casi. È importante quindi accertarsi che questi due metodi valutativi, seppur diversi, siano in relazione tra loro.

La valutazione di questo tipo di relazione avviene attraverso l'analisi di correlazione [45] [46]. La correlazione rappresenta un indice in grado di misurare l'associazione presente tra due variabili, permettendo così di comprendere se e in quale misura ciascun valore della prima variabile corrisponda ad un valore della seconda. Esistono diversi coefficienti di correlazione che possono essere calcolati a seconda della particolare situazione con cui si ha a che fare [47] [48], tra cui il coefficiente di correlazione di Pearson [46]. Esso dà informazioni su un'eventuale relazione di linearità presente tra le variabili confrontate, e viene espresso attraverso la (2.13).

$$\rho_{XY} = \frac{cov(X,Y)}{\sqrt{Var(X)Var(Y)}} \quad (2.13)$$

La (2.13) può essere ulteriormente esplicitata secondo la (2.14).

$$\rho_{XY} = \frac{\sum_i (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{\sqrt{\sum_j (x_j - \bar{x})^2 \sum_k (y_k - \bar{y})^2}} \quad (2.14)$$

Il coefficiente di correlazione di Pearson ρ_{XY} può assumere valori compresi tra -1 e +1. Ricordando che questo coefficiente fa riferimento solamente a relazioni di tipo lineare, il valore nullo identifica la totale assenza di una relazione lineare, mentre gli estremi +1 e -1 mettono in luce la presenza di una perfetta relazione di linearità, rispettivamente in maniera diretta ed inversa. I grafici che vengono messi in evidenza in Figura 38 presentano alcuni di questi casi appena descritti e aiutano a comprendere meglio da un punto di vista pratico il significato assunto dal valore del coefficiente di Pearson.

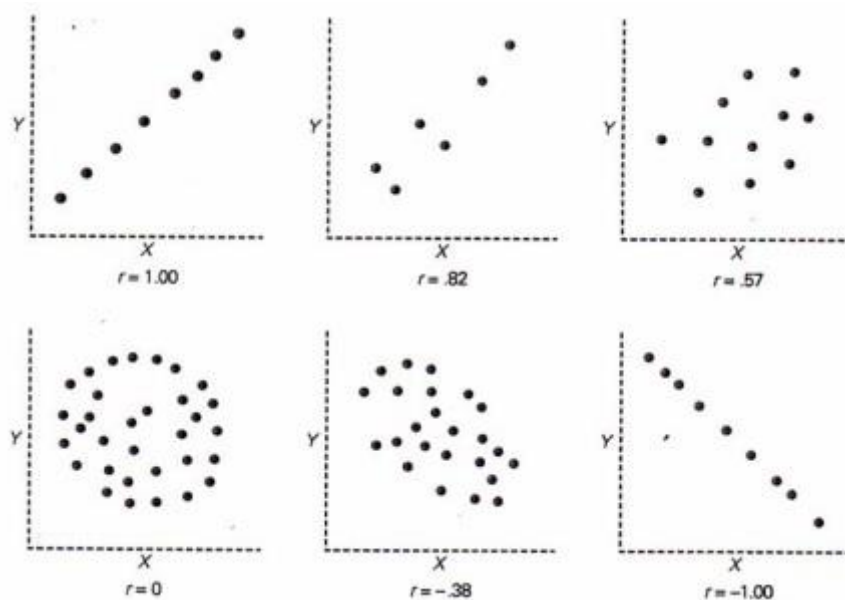


Figura 38 _ Coefficiente di correlazione di Pearson

Come si può notare in Figura 38, i valori più alti dei coefficienti (r) sono presenti proprio in corrispondenza di una perfetta relazione di linearità. Man mano che questa linearità tende a farsi meno evidente, il coefficiente tende ad assumere valori più bassi in valore assoluto, fino ad arrivare al valore nullo quando le due variabili messe a confronto non presentano più alcun tipo di linearità.

Il fatto che il coefficiente di correlazione di Pearson faccia riferimento solamente alle relazioni di tipo lineare, porta a concludere che la presenza di un valore nullo non significa che le variabili messe

a confronto non abbiano nulla a che vedere l'una con l'altra: l'assenza di linearità non implica infatti l'assenza di qualunque altro tipo di relazione. La presenza di una dipendenza non lineare tra due variabili distinte non può quindi essere messa in luce attraverso questo tipo di analisi.

È importante ricordare che a partire da questo coefficiente di correlazione non è possibile trarre alcun tipo di conclusione in termini di causa ed effetto: la presenza di un coefficiente elevato mette in evidenza la linearità che si verifica tra le variabili in gioco, ma non dà nessuna informazione a partire dalla quale sia possibile identificare una variabile come causa e l'altra come effetto.

La correlazione lineare di Pearson può essere applicata a variabili quantitative: questa tipologia di variabili statistiche fa riferimento a dati che vengono ricavati a partire da processi di misurazione, per i quali risulta importante la scala di misura adottata: essa può essere di intervallo o di rapporto. Nel primo dei due casi appena citati, le variabili in gioco sono sempre continue e risultano essere tali per cui, fissata la lunghezza di un intervallo, esso indica sempre la medesima quantità indipendentemente dai valori numerici con cui si ha a che fare. Le scale di rapporto invece possono essere assimilate a quelle precedentemente descritte, ma in più è verificata la condizione secondo la quale il valore nullo della variabile in gioco davvero rappresenta l'assenza di quella variabile, cosa invece non vera nel caso delle scale di intervallo.

Non sempre però è possibile avere a che fare con variabili quantitative; talvolta le variabili in gioco risultano essere invece di tipo qualitativo. Queste ultime possono essere a loro volta suddivise in più gruppi, tra cui compaiono le variabili qualitative ordinali: esse sono caratterizzate dalla presenza di due o più categorie che possono essere opportunamente ordinate. Questo è esattamente il caso che si verifica quando si ha a che fare con le scale cliniche: il punteggio che il clinico assegna non è altro che la traduzione numerica di un giudizio verbale sulle capacità del soggetto di svolgere un determinato esercizio. Se i punteggi assegnabili sono compresi in un range che va

da 1 a 5, allora significa che le categorie citate sopra saranno cinque, e ad ognuna di queste corrisponderà uno specifico comportamento del paziente. Si tratta quindi di variabili discrete e non più continue come nel caso delle variabili quantitative precedentemente descritte, in quanto in questo caso non può essere presente qualunque tipo di valore, ma solo quelli contemplati all'interno della scala clinica utilizzata. In questi casi non si deve più fare riferimento al coefficiente di correlazione di Pearson, bensì al coefficiente di correlazione di Spearman, e infatti è proprio questo che viene utilizzato nell'analisi portata avanti in questo lavoro di tesi. In questo caso quindi la scala è ordinale, e dunque non permette di fare calcoli come invece sarebbe possibile eseguire con le variabili quantitative; per questo è necessario trasformare innanzitutto le variabili in qualcosa di metrico e di lineare. Il calcolo del coefficiente di Spearman prevede per questo il cosiddetto ordinamento a ranghi: i valori delle variabili vengono dapprima ordinati in maniera crescente, poi si procede associando ad ogni valore il rango opportuno. In particolare, al valore più basso della variabile viene assegnato il rango 1, a quello immediatamente successivo il rango 2, e così via. Per mantenere però la stessa struttura delle variabili di partenza, è fondamentale che a valori uguali delle variabili corrispondano valori uguali anche in termini di rango: per questo motivo in presenza di più valori uguali tra le variabili, si ricorre alla media tra i ranghi. Alla luce di ciò, da un punto di vista pratico, il coefficiente di correlazione di Spearman può in un certo senso essere considerato come un caso particolare del coefficiente di correlazione di Pearson, in cui però i valori delle variabili vengono convertiti in ranghi prima di eseguire qualsiasi ulteriore calcolo. La formula matematica che descrive il coefficiente di Spearman è dunque la (2.15).

$$\rho_s = \frac{\sum_i (r_i - \bar{r})(s_i - \bar{s})}{\sqrt{\sum_i (r_i - \bar{r})^2} \sqrt{\sum_i (s_i - \bar{s})^2}} \quad (2.15)$$

Solitamente però si esegue un calcolo più semplice: si valuta la differenza d tra i ranghi delle due variabili che si vogliono mettere

a confronto secondo la (2.16), e poi si applica la (2.17), indicando con N il numero complessivo di osservazioni.

$$d_i = r_i - s_i \quad (2.16)$$

$$\rho_s = 1 - \frac{6\sum_i d_i^2}{N(N^2-1)} \quad (2.17)$$

Da un punto di vista computazionale, questa analisi è stata svolta su MatLab attraverso la funzione `corr`, specificando in ingresso la tipologia del coefficiente di correlazione desiderato, ovvero quello di Spearman, secondo quanto appena descritto. La matrice data in ingresso a questa funzione al fine di poter essere opportunamente valutata ed analizzata è caratterizzata dalla presenza dei dati relativi ai parametri estratti in seguito alla rilevazione dei segnali da parte dei sensori inerziali nel corso di entrambe le ripetizioni effettuate, e sia in T0 che in T1. A ciò si aggiungono poi i punteggi della scala assegnati ai diversi pazienti da parte del clinico. In uscita vengono così ottenuti i valori dei coefficienti di Spearman, ognuno dei quali quantifica la relazione che c'è tra i punteggi forniti dalla scala e i singoli parametri estratti. Oltre a ciò vengono forniti in uscita anche i rispettivi valori dei p-value: questo ulteriore dato fornisce informazioni sul livello di significatività osservato. Questo rappresenta un concetto tipico della statistica inferenziale, utilizzato per verificare la bontà di un'ipotesi all'interno del contesto di un test di verifica delle ipotesi. In questi casi si stabilisce un valore soglia, spesso indicato con α , che rappresenta il livello di significatività del test: in questo caso è stato scelto un valore di α pari a 0,01. Se i valori assunti dal p-value risultano essere maggiori di α , allora non è possibile fare affidamento sui dati ottenuti; al contrario se il p-value si rivela inferiore rispetto a α , allora i dati che si hanno possono essere considerati significativi. Non è sufficiente quindi limitarsi a valutare il valore assunto dal coefficiente di Spearman, in quanto la presenza di un p-value elevato comprometterebbe la significatività del dato preso in esame, indipendentemente dal valore del suo coefficiente di Spearman. Una

volta verificata la significatività, è poi possibile fare affidamento sul coefficiente di correlazione, ricordando che anche in questo caso, come per il coefficiente di Pearson, i valori assumibili sono compresi tra -1 e 1: il valore nullo rappresenta l'assenza di correlazione, mentre i valori unitari sottolineano la presenza della massima correlazione, diretta o inversa a seconda del segno.

2.4.3 Regressione lineare

Una volta rilevati ed opportunamente analizzati i dati ottenuti tramite i sensori inerziali posizionati sul corpo del paziente, può essere interessante chiedersi se sia possibile risalire alle stesse informazioni in questo modo ottenute attraverso l'utilizzo di un numero inferiore di parametri e di dati. In particolare, risulta utile sapere se l'utilizzo di un numero relativamente basso di parametri rispetto alla totalità di quelli estratti possa essere sufficiente per potere predire i punteggi della scala clinica assegnati dal clinico (in particolare in questo caso si fa riferimento al Trunk Control Test). La ricerca di una risposta a questa domanda non si limita soltanto a soddisfare una semplice curiosità, ma risulta essere rilevante al fine di potere portare avanti un'analisi più semplice e più rapida: è evidente infatti come la possibilità di avere a che fare con un numero inferiore di parametri renda meno complessa l'elaborazione e l'analisi dei dati. In realtà questo tentativo di poter mettere da parte alcuni parametri si traduce anche nella possibilità di avere a che fare non più con tutti e 13 i task richiesti dal Trunk Control Test, ma solo con una parte di essi. Se infatti solamente una parte di questi task motori fosse sufficiente per ottenere risultati analoghi a quelli a cui si giunge tramite l'utilizzo della scala clinica, sarebbe possibile ridurre ulteriormente la complessità e la durata della valutazione. È chiaro però che questo passaggio può essere effettuato solamente nel caso in cui esso non avvenga a discapito del contenuto informativo; per

questo quindi risulta fondamentale capire se e in quali termini sia possibile procedere in questa direzione.

Per poter analizzare meglio la situazione, è necessario fare riferimento ad un'analisi di tipo statistico che prende il nome di regressione lineare [49]: essa ha il compito di identificare la relazione funzionale presente tra le variabili che vengono considerate a partire da un insieme di dati campionari ipoteticamente estratti da una popolazione infinita. La regressione lineare è quindi utilizzata al fine di stimare la relazione presente tra una variabile dipendente Y e una variabile indipendente X , anche indicata con il nome di regressore, avendo come dati di partenza opportune osservazioni per entrambe le variabili all'interno di una specifica popolazione. Il modello della regressione lineare è quello rappresentato dalla (2.18).

$$Y_i = \beta_0 + \beta_1 X_i + e_i \quad (2.18)$$

Questo rappresenta un modello lineare, e non a caso la (2.18) altro non è che l'equazione della retta che interpola i dati nel migliore modo possibile. Per la precisione, solamente i primi due addendi del secondo membro definiscono l'equazione della retta di regressione, in cui β_0 indica l'intercetta, mentre β_1 il suo coefficiente angolare; l'ultimo addendo e_i rappresenta invece l'errore statistico che inevitabilmente è presente. Per ottenere questo risultato, spesso si ricorre al metodo dei minimi quadrati [50], una tecnica di ottimizzazione che permette di trovare la curva (la retta nel caso di linearità) che sia in grado di avvicinarsi il più possibile ai dati di partenza attraverso la minimizzazione della somma dei quadrati delle distanze tra i dati osservati e quelli della curva che identifica la funzione stessa. La Figura 39 mostra un esempio della retta identificata tramite la regressione lineare a partire da alcuni campioni di dati rappresentati sul grafico da dei puntini blu.

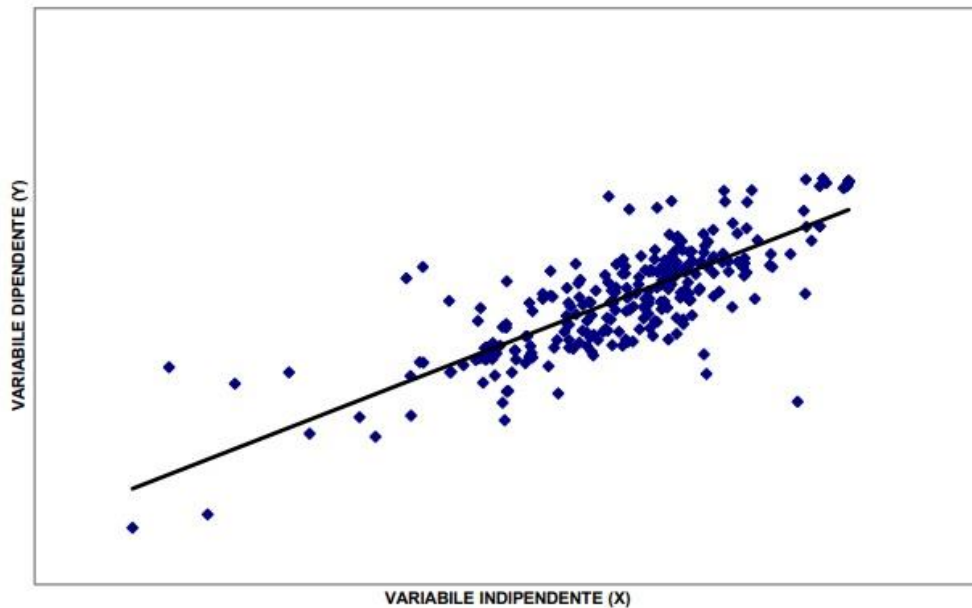


Figura 39 _ Retta di regressione lineare

Talvolta le condizioni che si vengono a creare fanno sì che si manifesti la necessità di cercare la relazione che si presenta tra una variabile dipendente Y e un insieme di variabili indipendenti X (regressori): in questi casi non si ha più quindi a che fare con una singola variabile indipendente, ma con più di una. Benché il ragionamento alla base rimanga analogo a quello precedentemente descritto, l'analisi di regressione in queste nuove condizioni prevede alcune variazioni: il modello a cui fare riferimento diventa quello della (2.19) e in questi casi si parla di regressione lineare multipla [51] [52].

$$Y_i = \beta_0 + \beta_1 X_{1i} + \beta_2 X_{2i} + \dots + \beta_k X_{ki} + e_i \quad (2.19)$$

La (2.19) di fatto non è altro che una generalizzazione della (2.18). Nel caso in cui le variabili indipendenti siano solamente due, questo tipo di analisi prevede la ricerca di un piano nello spazio; con l'aumentare del numero delle variabili indipendenti in gioco si arriva poi alla ricerca di un iperpiano all'interno di un iperspazio. Un esempio che mostra il risultato di un'analisi di regressione lineare multipla è mostrato in Figura 40.

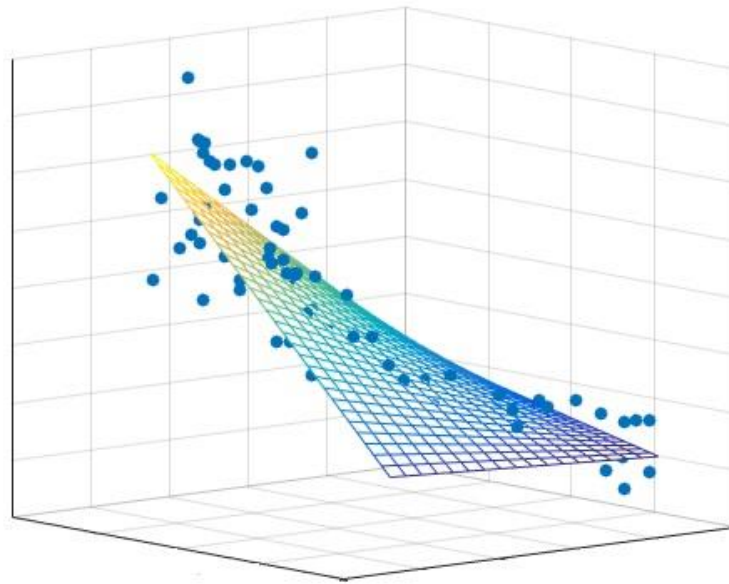


Figura 40 _ Regressione lineare multipla

Proprio la regressione lineare è l'analisi necessaria a cui fare riferimento all'interno di questo lavoro di tesi: la variabile dipendente Y è rappresentata dai punteggi della scala clinica del Trunk Control Test assegnati dal clinico, mentre le variabili indipendenti X fanno riferimento ai parametri estratti dai segnali rilevati dai sensori inerziali posizionati sul corpo del paziente. A seconda del numero di parametri (ovvero di regressori X) che vengono considerati, si parla di regressione lineare semplice piuttosto che multipla. All'interno di questo studio però non ci si limita solamente ad identificare il modello in grado di descrivere al meglio i dati di partenza, ma si vuole capire se il modello così individuato possa essere adeguato per predire i punteggi assegnati tramite la scala clinica. La prima fase consiste quindi nell'identificazione di un modello, mentre la seconda si basa sulla valutazione della performance del modello. Per poter fare questo è necessario suddividere i dati di partenza che si hanno a disposizione in due gruppi, in modo tale che una parte di questi venga utilizzata per la ricerca del modello, mentre l'altra parte risulti utile per la seconda fase del processo. È evidente che sarebbe senza dubbio possibile costruire il modello anche utilizzando l'intero set di dati disponibili, eppure in questo modo sarebbe difficile fornire una valutazione attendibile sulla bontà del modello ottenuto: in questo modo infatti

la valutazione delle performance del modello dovrebbe essere portata avanti basandosi sugli stessi dati utilizzati per la sua individuazione. Questo modo di procedere porterebbe inevitabilmente ad evidenziare una situazione ideale e ottimistica: è chiaro che in questo modo il modello è in grado di predire meglio i punteggi della scala, ma d'altronde non potrebbe essere altrimenti dal momento che il modello è stato costruito proprio basandosi su quegli stessi dati. La verità sulle performance del modello si può conoscere solamente usando un set di dati differente nelle due fasi presenti all'interno di questo tipo di analisi.

In entrambe le fasi si fa riferimento a dati provenienti dalle valutazioni ottenute sia in T0 che in T1: la scelta di non separare il T0 dal T1 assume un ruolo significativo, in quanto in T0 i valori risultano essere sempre tutti molto bassi a causa della fase critica all'interno della quale si trova il paziente, mentre in T1 quei valori tendono a crescere in seguito alla fisioterapia e al recupero portato avanti dal soggetto. Risulta pertanto sconveniente costruire il modello basandosi solamente sul T0 o sul T1, in quanto in questo modo è facile sbagliare a causa dell'unidirezionalità dei dati presi in considerazione, certamente non rappresentativi dell'ampio scenario di casistiche che si può presentare.

La ricerca di parametri che possano permettere di predire i punteggi della scala assegnati dal clinico è stata portata avanti attraverso l'analisi di un ampio numero di combinazioni di questi stessi parametri, al fine di capire se e in quale misura fosse effettivamente possibile fare affidamento su un numero ridotto di questi rispetto a tutti quelli che erano stati in un primo momento estratti dai segnali rilevati dai sensori inerziali. L'analisi è stata portata avanti prendendo in considerazione inizialmente un singolo parametro alla volta, per poi valutare combinazioni da 2 a 5 parametri. La scelta dei parametri da valutare è stata fatta a priori attraverso un'opportuna scrematura basata sul valore dell'ICC, dell'intervallo di confidenza e del coefficiente di Spearman già precedentemente valutati. In particolare, le condizioni necessarie per non scartare i parametri consistono nell'essere caratterizzati da un ICC maggiore di 0,75, un estremo

inferiore dell'intervallo di confidenza maggiore di 0,7 e un p-value inferiore a 0,01. I valori delle soglie imposte fanno riferimento a scelte basate sul significato che ognuno di questi valori assume: non ha senso infatti considerare all'interno di un'analisi parametri che non possono essere definiti affidabili o significativi.

La valutazione delle combinazioni di 5 parametri ha richiesto poi un'ulteriore selezione: il numero elevato di parametri, nonostante la scrematura iniziale dettata dalle soglie, ha fatto sì che le elaborazioni necessarie richiedessero tempi piuttosto lunghi anche dal punto di vista computazionale. La scelta di ridurre ulteriormente il set di parametri a disposizione non si è ridotta però ad una semplice esigenza pratica, ma è stata messa in atto nel tentativo di selezionare opportunamente i parametri a disposizione, al fine di poter considerare solamente quelli più significativi. Questo significa che non è possibile tralasciare completamente le tempistiche che una tale elaborazione richiede, ma allo stesso tempo ogni operazione che si effettua viene portata avanti nel tentativo di annullare o comunque almeno di limitare sempre il più possibile la riduzione del contenuto informativo.

Per quanto riguarda la valutazione delle performance del modello, l'operazione richiesta si effettua attraverso il confronto tra il valore della scala stimato per il secondo gruppo di pazienti attraverso il modello precedentemente ottenuto e il punteggio effettivamente assegnato dal clinico: la differenza che si viene a creare tra i due mette così in luce lo scostamento tra il valore vero e quello stimato. Al fine di poter avere una più immediata comprensione dei risultati che questa analisi è in grado di fornire, è possibile calcolare per ogni combinazione di parametri considerata il valore medio di tutti gli scostamenti ottenuti per i singoli soggetti, la relativa deviazione standard, la mediana, il venticinquesimo e il settantacinquesimo percentile. Il caso ideale è quello in cui la stima coincide perfettamente con il valore vero, in cui cioè sia il valore medio che la deviazione standard assumono valori nulli. Nei casi reali non si verificherà mai questa situazione ideale, ma è pur sempre importante tenere presente il fatto che il modello risulterà tanto migliore quanto

più valore medio e deviazione standard si avvicineranno al valore nullo, ovvero quanto più la situazione reale si avvicinerà a quella ideale. È importante non limitarsi alla sola valutazione del valore medio, ma tenere in considerazione anche la deviazione standard: la presenza di un valore medio basso di per sé è un aspetto positivo, eppure questo non è sufficiente per poter trarre conclusioni circa la bontà della stima. Se infatti il valore medio è basso ma la deviazione standard assume un valore più elevato, questo significa che la differenza tra il valore vero e quello stimato può essere in realtà molto maggiore rispetto a quanto messo in luce attraverso il valore medio.

Questo tipo di analisi è stata portata avanti in MatLab tramite l'utilizzo della funzione `regress`, indicata proprio per la regressione lineare multipla. Gli ingressi di questa funzione prevedono ogni volta la combinazione dei parametri considerati in qualità di regressori, e i valori della scala forniti dal clinico in qualità di variabile dipendente.

3. RISULTATI

La prima fase tipica della valutazione di soggetti affetti da lesione midollare consiste nell'individuazione del livello al quale la lesione si è verificata, nonché nella raccolta di dati propri del paziente attraverso un'accurata anamnesi al fine di ottenere un quadro clinico più completo. La Tabella 5 riporta il valore del BMI, attraverso il quale è possibile mettere in evidenza le differenze antropometriche presenti tra i diversi soggetti, e il livello della lesione valutato attraverso la scala ASIA per tutti i pazienti qui considerati.

	BMI_T0	BMI_T1	ASIA_T0	ASIA_T1
AC32	26	24	T3	T4
AD03	25	24	T3	T3
AP21	26	24	T10	T10
AP27	25	25	T12	T12
AR30	24	22	T8	T7
AS26	23	22	T5	T5
CM37	22	23	T4	T4
DC25	27	28	T9	T9
DNP22	28	29	L1	L1
DPG19	26	28	T7	T9
DPP36	26	26	T10	T10
EC01	20	20	T6	T6
EF24	26	28	T3	T3
FO06	36	37	T3	T4
FP20	24	25	T4	T4
GA02	16	19	T7	T7
GC04	20	19	T12	T12
GG18	23	25	T9	T9
HE29	20	20	T4	T4
LC10	20	20	T9	T9
LC15	22	22	T4	T4
MA31	24	24	T7	T7
MD05	23	23	T4	T5
MF14	19	19	T6	T7
MS28	24	25	T4	T4
RB23	23	23	T5	T5
RM34	19	19	T4	T4
SC12	28	29	T4	T4
SH11	20	20	T7	T7
SM13	17	17	T8	T8
VF35	17	20	T4	T4
VG17	24	24	T12	T12

Tabella 5 _ BMI e ASIA

Come si può notare osservando la Tabella 5, sia i valori del BMI che i risultati della scala ASIA sono stati riportati sia per T0 che per T1. Tutte le valutazioni che vengono eseguite sui pazienti, a partire proprio dalla raccolta di queste prime informazioni di base, vengono infatti ripetute in due istanti di tempo differenti (T0 e T1), al fine di valutare se i trattamenti applicati sui pazienti siano stati efficaci o meno.

Le sigle che vengono riportate nella prima colonna rappresentano i 32 pazienti che vengono presi in considerazione, i cui nomi non possono essere resi pubblici per motivi di privacy.

Il quadro preliminare circa le condizioni del paziente viene ancora più arricchito attraverso il ricorso alle scale cliniche ampiamente descritte nella sezione introduttiva, i cui risultati ottenuti dai clinici vengono riportati in Tabella 6.

	CIRS_T0	CIRS_T1	SCIM_T0	SCIM_T1	TLC_T0	TLC_T1
AC32	0	0	5	13	3	11
AD03	0	6	11	13	4	10
AP21	0	0	8	17	6	17
AP27	8	8	6	9	13	22
AR30	0	0	8	18	10	11
AS26	1	1	9	15	13	12
CM37	0	0	8	18	5	11
DC25	0	0	11	18	15	26
DNP22	0	0	8	10	13	24
DPG19	1	1	8	17	11	14
DPP36	3	3	8	8	5	28
EC01	1	1	5	13	6	7
EF24	0	0	10	15	9	12
FO06	7	7	8	12	12	18
FP20	2	0	8	13	4	13
GA02	2	2	11	16	8	13
GC04	1	1	13	18	10	19
GG18	3	3	10	15	7	17
HE29	0	0	8	16	6	13
LC10	4	4	11	18	12	20
LC15	0	0	13	15	16	20
MA31	0	0	8	18	12	15
MD05	2	2	10	15	5	11
MF14	1	1	8	15	28	36
MS28	3	3	8	18	4	11
RB23	0	0	7	13	6	13
RM34	2	2	8	14	4	10
SC12	3	3	9	14	7	12
SH11	1	1	13	15	11	16

SM13	0	0	8	15	9	14
VF35	0	0	8	18	6	13
VG17	0	0	8	13	13	20

Tabella 6 _ CIRS, SCIM, TLC

3.1 Risultati dell'estrazione dei parametri

La prima elaborazione effettuata sui dati rilevati dai sensori inerziali posizionati sul corpo del paziente a livello di L4 e di C7 ha avuto come scopo quello di estrarre parametri significativi a partire dai dati ottenuti durante l'esecuzione dei diversi task motori. Tra i numerosi parametri estratti, vengono riportati nelle tabelle seguenti solamente quelli che le analisi di test-retest reliability e di correlazione di Spearman hanno rivelato essere affidabili e significativi: sono questi infatti i parametri che verranno utilizzati per le analisi successive, e quindi ha senso soffermarsi già dall'inizio su questi, pur ricordando che la totalità di parametri estratti attraverso questa analisi ha permesso in realtà di prendere in considerazione e valutare un numero di parametri decisamente maggiore, secondo i confronti di cui si è già parlato nel capitolo 'Materiali e Metodi'. I parametri nelle tabelle seguenti (da Tabella 7 a Tabella 19) sono riportati suddivisi task per task, e per ognuno dei 13 task motori previsti dal Trunk Control Test vengono riportati i dati relativi sia alla rilevazione in T0 che in T1. Come si può notare osservando le tabelle seguenti, non vengono riportati i valori dei parametri estratti per ogni singolo paziente, ma vengono messi in evidenza alcuni dati complessivi al fine di rendere più immediata la comprensione della situazione che si presenta: per questo vengono riportati il valore medio, la deviazione standard, la mediana, il 25° e il 75° percentile. Queste informazioni non fanno riferimento solamente all'insieme di tutti i soggetti considerati contemporaneamente, ma anche alla suddivisione di questi stessi soggetti in tre gruppi ben distinti.

TASK 1		T0				T1			
PARAMETR I		Tutt i	Gruppo 1	Gruppo 2	Gruppo 3	Tutt i	Gruppo 1	Gruppo 2	Gruppo 3
Valore massimo di cross-correlazione tra a2L e a2C	Media	0,6	0,6	0,6	0,7	0,7	0,6	0,6	0,7
	Dev.st.	0,1	0,2	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1
	Median a	0,7	0,6	0,6	0,7	0,7	0,6	0,6	0,7
	25°perc	0,5	0,5	0,5	0,6	0,6	0,6	0,5	0,7
	75°perc	0,7	0,7	0,7	0,7	0,7	0,7	0,8	0,7
Valore minimo di cross-correlazione tra a2L e a2C	Media	0,6	0,5	0,6	0,6	0,6	0,6	0,6	0,7
	Dev.st.	0,1	0,2	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1
	Median a	0,6	0,5	0,6	0,7	0,6	0,6	0,6	0,7
	25°perc	0,5	0,4	0,4	0,6	0,5	0,5	0,5	0,7
	75°perc	0,7	0,6	0,7	0,7	0,7	0,7	0,7	0,7
Valore medio di cross-correlazione tra a2L e a2C	Media	0,6	0,5	0,6	0,7	0,6	0,6	0,6	0,7
	Dev.st.	0,1	0,2	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1
	Median a	0,6	0,6	0,6	0,7	0,7	0,6	0,6	0,7
	25°perc	0,5	0,4	0,4	0,6	0,6	0,5	0,5	0,7
	75°perc	0,7	0,6	0,7	0,7	0,7	0,7	0,7	0,7
Valore massimo di inclinazione tra fi1C e fi2C	Media	-32,4	-25,6	-33,7	-39,4	-33,2	-36,7	-27,7	-33,5
	Dev.st.	16,7	24,1	8,1	8,3	24,1	12,7	32,4	28,1
	Median a	-33,6	-31,9	-33,4	-41,8	-37,3	-36,9	-35,5	-41,9
	25°perc	-44,6	-46,1	-41,4	-46,9	-45,2	-46,4	-44,1	-45,2
	75°perc	-26,9	-9,4	-28,2	-32,3	-28,9	-27,1	-26,7	-34,8
Valore minimo di inclinazione tra fi1C e fi2C	Media	-37,7	-31,2	-39,1	-44,3	-37,9	-41,6	-32,2	-38,1
	Dev.st.	16,3	24,1	6,1	7,8	23,4	12,1	29,4	29,6
	Median a	-38,7	-35,1	-37,8	-43,8	-40,1	-38,4	-38,9	-45,6
	25°perc	-47,4	-50,7	-45,1	-49,7	-47,9	-49,4	-46,5	-54,7
	75°perc	-33,4	-17,9	-33,9	-39,8	-34,9	-34,1	-30,2	-36,5
Valore medio di inclinazione tra fi1C e fi2C	Media	-35,2	-28,2	-36,6	-42,2	-35,5	-38,9	-30,1	-36,1
	Dev.st.	16,5	23,9	7,1	7,5	23,8	12,2	31,4	28,9
	Median a	-37,2	-33,5	-36,5	-42,8	-38,7	-37,5	-37,5	-43,7
	25°perc	-45,7	-47,9	-43,5	-49,1	-46,6	-47,9	-45,3	-51,9
	75°perc	-30,1	-13,2	-30,4	-37,3	-31,8	-29,8	-29,2	-35,6

Tabella 7 _ Task 1, Parametri estratti

TASK 2		T0				T1			
PARAMETRI		Tutti	Gruppo 1	Gruppo 2	Gruppo 3	Tutti	Gruppo 1	Gruppo 2	Gruppo 3
Valore massimo di cross-correlazione tra a2L e a2C	Media	0,6	0,5	0,6	0,7	0,6	0,6	0,6	0,7
	Dev.st.	0,2	0,2	0,1	0,1	0,1	0,2	0,1	0,1
	Median a	0,6	0,5	0,6	0,7	0,6	0,6	0,6	0,7
	25°perc	0,5	0,3	0,5	0,6	0,5	0,5	0,5	0,7
	75°perc	0,7	0,6	0,7	0,8	0,7	0,7	0,7	0,7
Valore minimo di cross-correlazione tra a2L e a2C	Media	0,5	0,4	0,5	0,6	0,6	0,5	0,6	0,7
	Dev.st.	0,1	0,2	0,1	0,1	0,1	0,2	0,1	0,1
	Median a	0,6	0,4	0,6	0,6	0,6	0,5	0,6	0,7
	25°perc	0,4	0,3	0,4	0,6	0,5	0,4	0,5	0,7
	75°perc	0,6	0,6	0,6	0,7	0,7	0,7	0,6	0,7
Valore medio di cross-correlazione tra a2L e a2C	Media	0,5	0,5	0,6	0,7	0,6	0,5	0,6	0,7
	Dev.st.	0,2	0,2	0,1	0,1	0,7	0,2	0,1	0,1
	Median a	0,6	0,5	0,6	0,6	0,6	0,5	0,6	0,7
	25°perc	0,4	0,3	0,5	0,6	0,5	0,4	0,5	0,7
	75°perc	0,7	0,6	0,7	0,7	0,7	0,7	0,7	0,7
Valore massimo di inclinazione tra fi1C e fi2C	Media	-28,7	-19,1	-33,9	-40,5	-30,9	-36,1	-27,2	-28,9
	Dev.st.	18,2	23,8	8,2	7,6	26,1	13,8	31,1	34,5
	Median a	-32,7	-14,2	-32,5	-38,1	-33,1	-28,7	-33,4	-36,8
	25°perc	-40,9	-40,7	-39,7	-46,3	-44,2	-47,2	-40,8	-52,7
	75°perc	-17,4	-10,4	-27,3	-35,3	-26,6	-25,3	-27,3	-31,2
Valore minimo di inclinazione tra fi1C e fi2C	Media	-33,1	-22,8	-38,9	-44,9	-35,2	-40,6	-31,4	-32,7
	Dev.st.	18,6	24,1	7,8	10,3	25,4	13,7	28,9	35,1
	Median a	-37,3	-18,3	-37,6	-40,7	-37,7	-34,1	-37,8	-41,3
	25°perc	-46,1	-45,1	-44,1	-52,7	-48,4	-50,4	-45,3	-55,9
	75°perc	-20,9	-14,6	-34,1	-38,2	-31,1	-30,4	-30,5	-36,2
Valore medio di inclinazione tra fi1C e fi2C	Media	-31,1	-21,1	-36,7	-42,7	-32,9	-38,1	-29,1	-30,9
	Dev.st.	18,3	23,8	7,8	9,6	25,9	13,6	30,6	34,7
	Median a	-35,8	-16,5	-35,7	-38,7	-35,8	-30,4	-36,2	-39,1
	25°perc	-43,8	-42,6	-42,1	-49,9	-46,6	-48,9	-42,5	-54,3
	75°perc	-19,1	-13,1	-31,6	-36,5	-28,9	-28,2	-28,8	-34,6

Tabella 8 _ Task 2, Parametri estratti

TASK 3		T0				T1			
PARAMETRI		Tutti	Gruppo 1	Gruppo 2	Gruppo 3	Tutti	Gruppo 1	Gruppo 2	Gruppo 3
Valore massimo di cross-correlazione tra a2L e a2C	Media	0,6	0,5	0,6	0,7	0,6	0,6	0,6	0,7
	Dev.st.	0,1	0,2	0,1	0,1	0,1	0,2	0,1	0,1
	Median a	0,6	0,4	0,6	0,6	0,6	0,5	0,6	0,7
	25°perc	0,5	0,3	0,5	0,6	0,5	0,4	0,5	0,7
	75°perc	0,7	0,6	0,7	0,7	0,7	0,7	0,7	0,7
Valore minimo di cross-correlazione tra a2L e a2C	Media	0,5	0,4	0,5	0,6	0,6	0,5	0,6	0,7
	Dev.st.	0,2	0,2	0,1	0,1	0,1	0,2	0,1	0,1
	Median a	0,6	0,4	0,6	0,6	0,6	0,5	0,6	0,7
	25°perc	0,4	0,2	0,4	0,6	0,5	0,4	0,5	0,6
	75°perc	0,7	0,6	0,6	0,7	0,7	0,7	0,7	0,7
Valore medio di cross-correlazione tra a2L e a2C	Media	0,5	0,4	0,6	0,6	0,6	0,5	0,6	0,7
	Dev.st.	0,2	0,2	0,1	0,1	0,1	0,2	0,1	0,1
	Median a	0,6	0,4	0,6	0,6	0,6	0,5	0,6	0,7
	25°perc	0,4	0,3	0,5	0,6	0,5	0,4	0,5	0,7
	75°perc	0,7	0,6	0,7	0,7	0,7	0,7	0,7	0,7
Valore massimo di inclinazione tra fi1L e fi2L	Media	-80,1	-65,2	-90,9	-87,9	-79,1	-94,6	-75,2	-61,8
	Dev.st.	41,8	65,2	6,8	7,2	53,3	4,3	66,9	71,1
	Median a	-87,6	-87,2	-93,9	-86,8	-95,4	-95,4	-97,9	-92,8
	25°perc	-94,9	-89,6	-95,9	-93,5	-98,3	-97,6	-102,8	-93,1
	75°perc	-83,7	-83,7	-84,9	-82,3	-88,5	-90,9	-85,9	-76,7
Valore massimo di inclinazione tra fi1C e fi2C	Media	-26,3	-16,9	-28,5	-40,3	-29,9	-33,6	-27,4	-27,9
	Dev.st.	18,5	23,1	11,7	9,9	24,6	15,2	28,2	33,2
	Median a	-29,5	-15,2	-28,9	-41,3	-34,6	-25,2	-30,8	-37,3
	25°perc	-39,4	-38,7	-36,8	-48,7	-42,9	-45,7	-39,9	-48,5
	75°perc	-15,2	-5,9	-25,9	-32,1	-23,3	-21,2	-27,9	-33,5
Valore minimo di inclinazione tra fi1L e fi2L	Media	-84,1	-69,2	-95,1	-14,8	-81,8	-97,7	-77,9	-63,9
	Dev.st.	42,1	65,8	94,7	91,4	53,1	5,2	65,9	71,2
	Median a	-91,9	-90,9	-6,2	21,6	-98,5	-99,6	-99,4	-94,6
	25°perc	-97,7	-95,9	-148,4	-70,1	-102,2	-101,9	-105,4	-97,3
	75°perc	-87,8	-87,5	24,8	40,3	-90,3	-92,7	-89,4	-78,3
Valore minimo di	Media	-32,7	-21,9	-38,1	-43,8	-33,6	-38,1	-30,9	30,8

inclinazione tra fi1C e fi2C	Dev.st.	17,3	22,7	5,1	9,7	24,6	14,7	27,9	33,8
	Mediana	-38,4	-21,1	-38,4	-45,6	-38,2	-30,8	-34,6	-42,6
	25°perc	-43,1	-43,1	-41,1	-51,6	-47,3	-50,7	-43,3	-49,3
	75°perc	-27,5	-12,7	-34,3	-36,1	-28,8	-24,9	-32,4	-34,8
Valore medio di inclinazione tra fi1L e fi2L	Media	-81,9	-66,9	-93,2	-89,6	-80,6	-96,1	-76,7	-63,1
	Dev.st.	41,9	65,4	6,4	6,8	53,3	4,5	66,8	71,2
	Mediana	-90,2	-88,9	-95,6	-87,5	-97,8	-97,8	-98,8	-93,8
	25°perc	-96,1	-91,4	-97,8	-94,7	-99,1	-98,4	-104,2	-95,9
	75°perc	-85,3	-86,1	-86,5	-84,5	-89,4	-91,8	-88,1	-77,6
Valore medio di inclinazione tra fi1C e fi2C	Media	-29,5	-19,2	-33,5	-42,1	-31,9	-35,9	-29,4	-29,7
	Dev.st.	17,6	23,1	6,6	9,6	24,7	14,9	18,3	33,5
	Mediana	-33,9	-18,6	-33,9	-43,3	-37,3	-28,1	-33,2	-40,9
	25°perc	-40,6	-40,6	-38,1	-49,9	-45,9	-48,9	-41,6	-48,9
	75°perc	-22,1	-8,6	-29,4	-34,3	-26,3	-22,9	-31,1	-34,2

Tabella 9 _ Task 3, Parametri estratti

TASK 4		T0				T1			
PARAMETRI		Tutti	Gruppo1	Gruppo2	Gruppo3	Tutti	Gruppo1	Gruppo2	Gruppo3
Valore massimo di cross-correlazione tra $\omega 1L$ e $\omega 1C$	Media	138,4	90,7	239,1	112,6	276,8	226,1	369,8	259,1
	Dev.st.	121,7	79,7	161,5	77,2	219,6	152,6	307,9	195,1
	Mediana	99,8	55,3	192,2	99,8	219,8	205,3	282,4	229,7
	25°perc	40,9	38,8	161,1	37,7	125,3	115,2	158,6	151,7
	75°perc	192,5	124,5	338,6	182,1	365,6	341,2	453,9	437,4
Valore medio di cross-correlazione tra $a2L$ e $a3L$	Media	-0,3	-0,3	-0,3	-0,3	-0,3	-0,3	-0,2	-0,3
	Dev.st.	0,1	0,2	0,1	0,1	0,2	0,1	0,2	0,2
	Mediana	-0,4	-0,4	-0,4	-0,3	-0,3	-0,3	-0,3	-0,3
	25°perc	-0,4	-0,4	-0,4	-0,4	-0,4	-0,3	-0,4	-0,4
	75°perc	-0,3	-0,3	-0,3	-0,3	-0,3	-0,3	-0,3	-0,3
Valore minimo di inclinazione tra $fi3L$ e $fi3C$	Media	-16,9	-18,2	-17,3	-14,8	-7,9	-2,9	-7,6	-14,6
	Dev.st.	16,1	9,5	22,1	18,7	18,5	21,4	22,1	7,3
	Mediana	-20,1	-19,4	-19,6	-20,8	-8,6	-4,3	-8,4	-16,1
	25°perc	-25,7	-23,6	-25,7	-28,4	-19,6	-19,8	-18,1	-19,6
	75°perc	-11,5	-14,2	-9,7	-6,6	-0,8	4,9	5,1	-5,4
Valore medio di inclinazione tra $fi3L$ e $fi3C$	Media	-4,5	-7,2	-4,9	-0,5	4,8	11,8	6,1	-5,4
	Dev.st.	14,9	9,7	20,9	15,3	22,9	25,1	28,7	7,4
	Mediana	-6,3	-7,1	-9,6	-6,1	0,5	6,4	3,3	6,5
	25°perc	-14,1	-14,7	-16,9	-6,9	-8,1	-2,8	-6,1	-11,1
	75°perc	4,4	-0,4	7,9	8,4	8,4	19,1	9,5	2,1
Valore massimo di inclinazione tra $fi1L$ e $fi2L$	Media	-25,8	-22,1	-20,5	-35,4	-14,2	-21,8	2,4	-19,4
	Dev.st.	27,5	39,1	11,4	16,8	31,3	13,1	35,7	40,2
	Mediana	-30,7	-29,9	-18,9	-33,1	-18,2	-25,6	-10,1	-26,4
	25°perc	-37,5	-39,2	-30,9	-42,8	-27,4	-27,2	-14,5	-39,1
	75°perc	-17,9	-22,3	-9,9	-22,3	-9,1	15,5	-0,7	-17,9
Range di inclinazione tra $fi1L$ e $fi3L$	Media	60,9	58,7	70,4	55,6	73,3	72,1	88,1	61,6
	Dev.st.	15,7	16,2	8,3	17,7	18,1	14,8	10,2	19,2
	Mediana	63,7	58,7	68,4	57,2	73,8	66,2	85,6	63,7
	25°perc	55,2	52,4	63,9	49,1	63,8	64,1	80,8	56,6
	75°perc	75,2	69,9	75,3	69,3	84,9	79,9	95,9	67,8
Range di inclinazione tra $fi2L$ e $fi3L$	Media	62,8	60,4	71,1	58,8	76,4	74,8	90,9	65,4
	Dev.st.	12,5	12,1	9,1	13,3	19,7	15,4	18,3	19,2
	Mediana	65,3	62,1	70,8	63,2	76,4	76,1	84,9	64,8
	25°perc	58,2	53,3	64,3	54,8	64,5	65,6	77,6	58,4
	75°perc	71,3	69,9	75,9	66,2	84,9	83,4	97,1	74,1
Range di inclinazione tra $fi1C$ e $fi3C$	Media	70,9	66,9	76,7	71,2	78,1	79,7	86,1	68,6
	Dev.st.	19,9	23,7	12,2	20,6	15,9	15,7	8,4	17,6
	Mediana	72,8	72,1	72,4	72,8	79,5	79,7	87,9	72,9
	25°perc	61,4	52,6	68,7	60,9	71,2	70,1	78,5	54,3
	75°perc	82,8	81,2	87,4	87,6	88,1	85,2	90,4	83,1

Tabella 10 _ Task 4, Parametri estratti

TASK 5		T0				T1			
PARAMETRI		Tutti	Gruppo1	Gruppo2	Gruppo3	Tutti	Gruppo1	Gruppo2	Gruppo3
Valore massimo di cross-correlazione tra a2L e a2C	Media	0,6	0,6	0,5	0,6	0,7	0,7	0,8	0,7
	Dev.st.	0,3	0,4	0,2	0,3	0,2	0,2	0,1	0,1
	Mediana	0,6	0,6	0,6	0,6	0,8	0,7	0,8	0,7
	25°perc	0,4	0,7	0,4	0,4	0,6	0,5	0,7	0,7
	75°perc	0,8	0,9	0,6	0,8	0,8	0,8	0,8	0,8
Valore massimo di cross-correlazione tra a3L e a3C	Media	0,4	0,4	0,5	0,4	0,3	0,4	0,2	0,3
	Dev.st.	0,3	0,3	0,2	0,3	0,2	0,3	0,1	0,1
	Mediana	0,3	0,3	0,4	0,3	0,2	0,3	0,2	0,2
	25°perc	0,2	0,2	0,3	0,1	0,2	0,2	0,1	0,2
	75°perc	0,6	0,6	0,7	0,6	0,4	0,5	0,3	0,4
Valore massimo di cross-correlazione tra ω 1L e ω 1C	Media	251,6	166,6	343,6	253,9	507,4	422,5	486,7	636,2
	Dev.st.	223,3	147,5	309,5	171,8	368,4	272,3	418,9	428,3
	Mediana	209,4	158,6	199,2	220,7	417,4	352,7	411,4	514,5
	25°perc	82,3	22,4	145,2	75,4	178,5	185,4	162,7	334,4
	75°perc	375,3	269,9	456,9	395,9	772,4	615,3	697,6	1050,1
Valore massimo di cross-correlazione tra a2L e a3L	Media	0,8	0,8	0,8	0,8	0,9	0,9	0,9	0,9
	Dev.st.	0,3	0,4	0,2	0,3	0,3	0,3	0,3	0,2
	Mediana	0,9	0,9	0,9	0,9	0,9	0,9	0,9	0,9
	25°perc	0,9	0,9	0,8	0,9	0,9	0,8	0,9	0,9
	75°perc	0,9	0,9	0,9	0,9	0,9	0,9	0,9	0,9
t del massimo di cross-correlazione tra a2L e a3L	Media	1277,5	1497,7	659,4	1651,0	779,8	1083,4	5321,2	608,9
	Dev.st.	1532,4	1811,3	1215,8	1452,2	722,9	644,5	965,2	436,9
	Mediana	1037,5	1037,5	709,0	1555,0	651,0	1001,0	595,0	568,0
	25°perc	560,5	835,0	427,5	591,2	436,5	568,5	419,0	412,0
	75°perc	1675,5	1977,0	1206,0	1707,2	110,0	1384,2	894,2	792,0
Valore minimo di cross-correlazione tra a3L e a3C	Media	-0,6	-0,5	-0,5	-0,7	-0,8	-0,7	-0,8	-0,8
	Dev.st.	0,5	0,7	0,4	0,4	0,3	0,5	0,1	0,2
	Mediana	-0,7	-0,8	-0,6	-0,8	-0,9	-0,9	-0,9	-0,9
	25°perc	-0,8	-0,9	-0,8	-0,9	-0,9	-0,9	-0,9	-0,9
	75°perc	-0,5	-0,6	-0,5	-0,7	-0,8	-0,7	-0,8	-0,8
Valore minimo di cross-correlazione tra a2L e a3L	Media	-0,1	0,1	0,1	-0,1	-0,1	-0,1	-0,1	-0,1
	Dev.st.	0,1	0,1	0,1	0,1	0,2	0,1	0,3	0,2
	Mediana	-0,1	0,1	-0,1	-0,1	-0,1	-0,1	-0,1	-0,1
	25°perc	-0,1	-0,1	-0,1	-0,1	-0,1	-0,1	-0,1	-0,1
	75°perc	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	-0,1
Valore minimo di cross-correlazione tra a2C e a3C	Media	-0,4	-0,5	-0,3	-0,4	-0,6	-0,6	-0,6	-0,6
	Dev.st.	0,3	0,3	0,3	0,2	0,2	0,3	0,2	0,2
	Mediana	-0,4	-0,6	-0,4	-0,4	-0,6	-0,6	-0,6	-0,6
	25°perc	-0,6	-0,8	-0,5	-0,5	-0,7	-0,7	-0,7	-0,7
	75°perc	-0,4	-0,4	-0,2	-0,4	-0,5	-0,5	-0,5	-0,5
Valore medio di cross-correlazione tra a2L e a2C	Media	0,2	0,2	0,3	0,2	0,3	0,3	0,4	0,4
	Dev.st.	0,1	0,2	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1
	Mediana	0,2	0,3	0,2	0,2	0,4	0,3	0,4	0,4
	25°perc	0,1	0,1	0,2	0,1	0,3	0,2	0,3	0,3
	75°perc	0,4	0,4	0,3	0,4	0,4	0,4	0,4	0,4
Valore medio di cross-correlazione tra a3L e a3C	Media	0,1	0,1	0,1	-0,1	-0,1	-0,1	-0,2	-0,2
	Dev.st.	0,3	0,4	0,2	0,2	0,2	0,3	0,1	0,1
	Mediana	-0,1	-0,1	-0,1	-0,1	-0,2	-0,2	-0,2	-0,2
	25°perc	-0,2	-0,2	-0,1	-0,2	-0,2	-0,2	-0,2	-0,2
	75°perc	0,2	0,2	0,2	0,2	-0,1	-0,1	-0,2	-0,2

Valore medio di cross-correlazione tra $\omega 1L$ e $\omega 1C$	Media	29,6	14,1	30,3	46,1	96,8	59,4	101,9	140,6
	Dev.st.	50,9	21,4	66,7	56,5	106,3	97,5	94,1	119,2
	Mediana	13,7	3,1	24,9	15,8	65,6	45,1	63,4	119,7
	25°perc	2,1	-0,1	3,5	3,5	27,5	1,7	31,7	80,3
	75°perc	52,3	19,4	85,6	98,9	142,6	84,1	160,4	183,7
Valore medio di cross-correlazione tra $a2L$ e $a3L$	Media	0,3	0,3	0,3	0,3	0,3	0,3	0,3	0,3
	Dev.st.	0,1	0,1	0,1	0,1	0,2	0,1	0,2	0,2
	Mediana	0,3	0,3	0,3	0,3	0,3	0,3	0,4	0,3
	25°perc	0,2	0,1	0,2	0,2	0,3	0,3	0,3	0,3
	75°perc	0,4	0,4	0,4	0,4	0,4	0,4	0,4	0,4
Valore medio di cross-correlazione tra $a2C$ e $a3C$	Media	-0,1	-0,1	0,1	0,1	-0,1	-0,1	-0,1	-0,1
	Dev.st.	0,2	0,2	0,2	0,2	0,1	0,1	0,1	0,1
	Mediana	-0,1	-0,1	0,1	-0,1	-0,1	-0,1	-0,1	-0,1
	25°perc	-0,1	-0,3	-0,1	-0,1	-0,1	-0,1	-0,2	-0,2
	75°perc	0,2	0,1	0,2	0,2	-0,1	-0,1	-0,1	-0,1
Valore minimo di inclinazione tra $fi2L$ e $fi2C$	Media	-17,6	-13,7	-20,6	-18,8	-17,9	-25,9	-14,5	-10,6
	Dev.st.	14,3	17,2	13,6	12,1	29,9	46,1	8,5	5,9
	Mediana	-18,1	-13,4	-21,3	-16,9	-11,6	-9,5	-13,7	-10,9
	25°perc	-27,9	-28,5	-28,5	-28,4	-18,3	-26,1	-20,4	-14,2
	75°perc	-8,3	-4,4	-10,3	-10,7	-6,3	-4,9	-9,6	-9,8
Range di inclinazione tra $fi2L$ e $fi2C$	Media	40,2	36,4	42,2	42,6	35,9	47,4	29,8	26,3
	Dev.st.	21,9	22,8	22,1	22,7	30,1	44,7	6,6	8,7
	Mediana	33,8	31,6	35,7	34,7	29,2	33,9	28,7	26,6
	25°perc	25,8	25,6	25,4	25,9	24,9	27,4	26,2	21,3
	75°perc	54,7	59,2	52,9	51,7	37,1	44,6	32,5	32,6
Valore medio di inclinazione tra $fi1C$ e $fi2C$	Media	-83,7	-70,1	-92,5	-90,1	-63,8	-70,9	-54,1	-63,3
	Dev.st.	56,1	76,6	24,8	54,8	42,9	37,3	53,9	41,5
	Mediana	-893,9	-82,1	-87,1	-84,7	-73,5	-72,9	-70,7	-74,8
	25°perc	-110,4	-107,2	-110,9	-117,6	-83,1	-91,8	-80,9	-78,1
	75°perc	-73,5	-64,3	-78,1	-66,8	-63,2	-63,5	-57,9	-64,6
Range di inclinazione tra $fi2L$ e $fi3L$	Media	79,9	60,2	78,2	103,4	93,6	89,7	90,9	101,1
	Dev.st.	45,1	34,3	33,6	57,2	26,1	25,6	31,7	21,7
	Mediana	79,9	72,1	69,7	99,2	96,4	94,8	84,4	107,1
	25°perc	62,2	46,7	64,3	86,4	87,2	90,1	73,8	100,5
	75°perc	99,8	80,7	93,6	109,9	107,6	99,9	109,1	113,8

Tabella 11 _ Task 5, Parametri estratti

TASK 6		T0				T1			
PARAMETRI		Tutti	Gruppo1	Gruppo2	Gruppo3	Tutti	Gruppo1	Gruppo2	Gruppo3
Valore massimo di cross-correlazione tra a1C e a3C	Media	0,1	0,1	0,1	0,2	0,2	0,2	0,3	0,2
	Dev.st.	0,2	0,2	0,1	0,2	0,2	0,2	0,2	0,2
	Mediana	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,2	0,1
	25°perc	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1
	75°perc	0,1	0,1	0,1	0,2	0,3	0,2	0,3	0,3
Valore minimo di cross-correlazione tra a1C e a3C	Media	-0,5	-0,3	-0,6	-0,6	-0,5	-0,5	-0,5	-0,6
	Dev.st.	0,3	0,2	0,3	0,3	0,3	0,3	0,3	0,3
	Mediana	-0,4	-0,3	-0,7	-0,6	-0,6	-0,5	-0,5	-0,6
	25°perc	-0,7	-0,4	-0,9	-0,8	-0,7	-0,7	-0,7	-0,8
	75°perc	-0,3	-0,2	-0,4	-0,3	-0,4	-0,2	-0,4	-0,5
Valore medio di cross-correlazione tra a1L e a3L	Media	-0,2	-0,1	-0,2	-0,2	-0,2	-0,2	-0,2	-0,2
	Dev.st.	0,2	0,2	0,1	0,2	0,2	0,2	0,2	0,3
	Mediana	-0,2	-0,1	-0,2	-0,3	-0,3	-0,2	-0,2	-0,3
	25°perc	-0,3	-0,2	-0,3	-0,3	-0,3	-0,3	-0,3	-0,3
	75°perc	-0,1	-0,1	-0,1	-0,1	-0,1	-0,1	-0,1	-0,2
Valore massimo di inclinazione tra fi2C e fi3C	Media	44,8	119,1	24,1	-34,1	-28,7	36,4	-51,6	-92,7
	Dev.st.	141,1	152,9	105,8	119,7	142,9	195,3	75,9	56,6
	Mediana	21,8	179,6	-9,7	-82,1	-84,7	-56,1	-52,4	-97,5
	25°perc	-82,2	28,9	-72,3	-111,9	-100,2	-85,9	-119,5	-102,3
	75°perc	180,8	234,7	121,7	20,1	-14,9	138,6	12,3	-87,9
Valore minimo di inclinazione tra fi2C e fi3C	Media	-66,9	-0,9	-88,2	-133,7	-168,9	-132,81	-17,1	-213,5
	Dev.st.	148,7	156,1	137,6	127,6	106,8	142,5	58,4	71,5
	Mediana	-90,4	89,1	-86,5	-183,6	-187,7	-184,5	-169,2	-199,6
	25°perc	-201	-167,2	-196,5	-222,3	-222,6	-234,3	-214,2	-219,3
	75°perc	92,1	132,2	32,8	-80,8	-136,7	-39,9	-129,1	178,9
Valore medio di inclinazione tra fi2C e fi3C	Media	-10,5	57,1	-30,3	-81,2	-96,2	116,8	39,8	133,1
	Dev.st.	136,4	142,6	117,6	116,3	122,9	163,8	210,9	61,9
	Mediana	-42,9	150,1	-52,5	-125,2	-130,4	160,3	136,8	165,6
	25°perc	-147	-45,5	-146,4	-159,7	-162,3	97,2	-28,3	92,3
	75°perc	147,8	160,1	68,5	-33,7	-69,8	179,3	161,8	176,5

Tabella 12 _ Task 6, Parametri estratti

TASK 7		T0				T1			
PARAMETRI		Tutti	Gruppo 1	Gruppo 2	Gruppo 3	Tutti	Gruppo 1	Gruppo 2	Gruppo 3
Valore medio di cross-correlazione tra a1L e a3L	Media	0,1	0,1	0,1	0,3	0,1	0,1	0,2	0,1
	Dev.st.	0,2	0,2	0,2	0,1	0,2	0,2	0,2	0,3
	Mediana	0,1	-0,1	-0,1	0,3	0,2	0,2	0,2	0,3
	25°perc	-0,1	-0,1	-0,1	0,2	0,1	0,1	0,2	0,1
	75°perc	0,3	0,2	0,2	0,3	0,3	0,3	0,3	0,3

Tabella 13 _ Task 7, Parametri estratti

TASK 8		T0				T1			
PARAMETR I		Tutti	Gruppo 1	Gruppo 2	Gruppo 3	Tutti	Gruppo 1	Gruppo 2	Gruppo 3
Valore massimo di cross-correlazione tra a2L e a2C	Media	0,7	0,6	0,7	0,8	0,7	0,7	0,7	0,8
	Dev.st.	0,1	0,2	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1
	Median a	0,7	0,6	0,7	0,7	0,7	0,7	0,7	0,8
	25°perc	0,6	0,5	0,6	0,7	0,6	0,5	0,5	0,7
	75°perc	0,8	0,7	0,8	0,8	0,8	0,8	0,8	0,8
Valore minimo di cross-correlazione tra a2L e a2C	Media	0,6	0,5	0,6	0,7	0,6	0,6	0,6	0,7
	Dev.st.	0,2	0,2	0,1	0,1	0,1	0,2	0,1	0,1
	Median a	0,6	0,5	0,6	0,7	0,7	0,6	0,6	0,7
	25°perc	0,4	0,3	0,5	0,6	0,5	0,4	0,5	0,6
	75°perc	0,7	0,6	0,7	0,7	0,7	0,7	0,7	0,7
Valore medio di cross-correlazione tra a2L e a2C	Media	0,6	0,5	0,6	0,7	0,7	0,6	0,6	0,7
	Dev.st.	0,1	0,2	0,1	0,1	0,2	0,2	0,1	0,1
	Median a	0,6	0,6	0,6	0,7	0,7	0,6	0,6	0,8
	25°perc	0,6	0,4	0,6	0,7	0,5	0,5	0,5	0,7
	75°perc	0,7	0,6	0,7	0,8	0,8	0,8	0,7	0,8
Valore massimo di inclinazione tra fi3L e fi3C	Media	11,3	6,9	8,4	20,6	22,6	22,9	20,1	24,5
	Dev.st.	16,6	13,6	21,4	11,6	23,9	23,1	35,1	12,8
	Median a	10,9	7,5	5,8	18,7	17,7	21,7	11,1	23,7
	25°perc	-0,5	-1,9	-4,5	10,4	8,4	5,6	4,2	14,3
	75°perc	21,9	17,5	21,4	30,7	29,9	27,9	19,9	32,9
Valore massimo di inclinazione tra fi1C e fi2C	Media	-32,4	-21,5	-37,9	-41,2	-33,1	-36,5	-25,5	-35,5
	Dev.st.	18,9	25,4	8,9	7,1	27,4	19,1	31,2	34,2
	Median a	-36,9	-22,9	-37,1	-42,4	-41,3	-41,6	-28,8	-46,1
	25°perc	-45,1	-43,6	-42,1	-45,1	-50,9	-53,1	-44,2	-52,1
	75°perc	-26,9	-10,5	-34,3	-35,7	-22,4	-21,7	-21,4	-35,7
Valore minimo di inclinazione tra fi1C e fi2C	Media	-44,9	-36,6	-49,1	-51,9	-44,7	-47,5	-35,6	-49,4
	Dev.st.	17,9	24,3	10,4	8,7	26,6	15,1	33,5	31,9
	Median a	-44,8	-37,7	-44,3	-51,5	-50,6	-49,7	-41,4	-56,8
	25°perc	-56,9	-54,8	-57,6	-60,2	-61,6	-60,3	-58,9	-66,3
	75°perc	-39,1	-26,8	-41,3	-44,2	-37,2	-36,2	-29,1	-47,2
Valore medio di inclinazione tra fi1C e fi2C	Media	-39,7	-31,1	-44,1	-46,8	-38,8	-42,2	-30,4	-41,9
	Dev.st.	18,2	24,9	10,3	7,8	26,9	16,6	31,8	33,7
	Median a	-40,3	-34,8	-39,4	-47,8	-47,8	-47,5	-35,3	-52,8
	25°perc	-52,5	-52,2	-52,7	-53,8	-55,2	-56,4	-50,3	-55,4

	75°perc	- 35,1	-18,5	-37,3	-39,6	- 30,1	-29,5	-25,5	-41,9
--	----------------	-----------	-------	-------	-------	-----------	-------	-------	-------

Tabella 14 _ Task 8, Parametri estratti

TASK 9		T0				T1			
PARAMETRI		Tutti	Gruppo 1	Gruppo 2	Gruppo 3	Tutti	Gruppo 1	Gruppo 2	Gruppo 3
Valore minimo di cross-correlazione tra a2L e a2C	Media	0,5	0,5	0,6	0,6	0,6	0,5	0,6	0,7
	Dev.st.	0,1	0,1	0,1	0,1	0,2	0,2	0,1	0,1
	Median a	0,6	0,5	0,6	0,6	0,6	0,6	0,6	0,7
	25°perc	0,4	0,3	0,5	0,6	0,5	0,4	0,4	0,6
	75°perc	0,7	0,6	0,7	0,7	0,7	0,7	0,7	0,7
Valore minimo di cross-correlazione tra a2L e a3L	Media	-0,1	-0,1	0,1	-0,1	0,1	0,1	0,1	-0,1
	Dev.st.	0,2	0,2	0,1	0,2	0,1	0,1	0,1	0,1
	Median a	-0,1	-0,1	0,1	-0,1	0,1	0,1	0,1	-0,1
	25°perc	-0,1	-0,1	-0,1	-0,2	-0,1	-0,1	0,1	-0,1
	75°perc	0,1	0,1	0,1	-0,1	0,1	0,2	0,2	0,1
Valore medio di cross-correlazione tra a2L e a2C	Media	0,6	0,5	0,6	0,7	0,6	0,6	0,6	0,7
	Dev.st.	0,1	0,1	0,1	0,1	0,2	0,2	0,1	0,1
	Median a	0,6	0,6	0,6	0,7	0,7	0,7	0,6	0,8
	25°perc	0,5	0,4	0,5	0,6	0,5	0,5	0,5	0,7
	75°perc	0,7	0,6	0,7	0,7	0,8	0,8	0,7	0,8
Range di inclinazione tra fi3L e fi3C	Media	11,8	8,9	10,6	18,1	16,6	12,5	15,8	22,8
	Dev.st.	6,1	3,6	3,9	7,2	6,9	4,9	6,2	5,7
	Median a	10,2	8,3	9,4	15,4	15,8	11,8	15,7	20,9
	25°perc	7,6	6,5	7,3	12,3	11,4	8,9	9,9	18,7
	75°perc	15,1	11,4	15,2	24,1	21,4	14,3	21,2	25,8
Valore massimo di inclinazione tra fi1C e fi2C	Media	-26,5	-18,3	-33,1	-30,9	-28,6	-30,4	-23,7	-30,5
	Dev.st.	18,6	23,9	8,8	15,3	28,2	22,1	29,9	35,5
	Median a	-30,3	-14,2	-33,2	-29,4	-38,9	-38,4	-26,6	-41,7
	25°perc	-40,6	-36,2	-38,2	-44,4	-45,3	-47,5	-41,7	-44,4
	75°perc	-14,5	-10,4	-29,8	-23,3	-22,6	-16,9	-20,3	-31,7
Valore minimo di inclinazione tra fi1C e fi2C	Media	-38,9	-30,6	-40,8	-49,7	-41,2	-44,4	-34,7	-42,9
	Dev.st.	17,9	22,9	8,3	12,4	26,2	16,3	31,9	32,3
	Median a	-39,2	-37,2	-39,2	-50,7	-45,7	-45,8	-34,7	-50,6
	25°perc	-51,8	-43,9	-47,7	-62,1	-56,5	-59,3	-53,9	-55,9
	75°perc	-33,7	-20,6	-33,7	-37,8	-32,3	-30,9	-32,1	-40,1
Valore medio di inclinazione tra fi1C e fi2C	Media	-33,7	-25,8	-36,8	-42,1	-35,5	-38,3	-29,4	-37,3
	Dev.st.	17,2	22,8	8,1	11,2	27,2	17,7	30,8	35,2
	Median a	-36,2	-26,7	-36,2	-45,5	-42,2	-43,3	-29,1	-46,9
	25°perc	-45,7	-41,2	-41,9	-51,6	-50,9	-54,1	-49,3	-52,4

	75°perc	- 26,6	-15,9	-31,4	-32,1	- 27,8	-25,9	-26,9	-36,5
--	----------------	-----------	-------	-------	-------	-----------	-------	-------	-------

Tabella 15 _ Task 9, Parametri estratti

TASK 10		T0				T1			
PARAMETR I		Tutti	Gruppo 1	Gruppo 2	Gruppo 3	Tutti	Gruppo 1	Gruppo 2	Gruppo 3
Valore massimo di cross-correlazione tra a2L e a2C	Media	0,7	0,6	0,7	0,7	0,7	0,6	0,6	0,8
	Dev.st.	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,2	0,1	0,1
	Median a	0,7	0,6	0,6	0,7	0,7	0,7	0,6	0,8
	25°perc	0,6	0,6	0,6	0,7	0,6	0,6	0,5	0,7
	75°perc	0,7	0,7	0,8	0,8	0,8	0,8	0,7	0,8
Valore massimo di cross-correlazione tra a1C e a2C	Media	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1
	Dev.st.	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1
	Median a	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1
	25°perc	-0,1	-0,1	-0,1	0,1	0,0	0,1	0,1	-0,1
	75°perc	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1
Valore minimo di cross-correlazione tra a2L e a2C	Media	0,5	0,5	0,5	0,7	0,6	0,6	0,6	0,7
	Dev.st.	0,2	0,2	0,2	0,1	0,1	0,3	0,1	0,1
	Median a	0,6	0,5	0,6	0,6	0,6	0,6	0,6	0,7
	25°perc	0,5	0,3	0,5	0,6	0,5	0,4	0,5	0,6
	75°perc	0,7	0,6	0,6	0,7	0,7	0,7	0,7	0,7
Valore minimo di cross-correlazione tra a2L e a3L	Media	0,1	0,1	0,1	-0,1	0,1	0,1	0,1	-0,1
	Dev.st.	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1
	Median a	0,1	0,1	0,1	-0,1	0,1	0,1	0,1	-0,1
	25°perc	-0,1	-0,1	-0,1	-0,1	-0,1	0,1	0,1	-0,1
	75°perc	0,1	0,1	0,1	-0,1	0,2	0,2	0,2	0,1
Valore medio di cross-correlazione tra a2L e a2C	Media	0,6	0,5	0,6	0,7	0,6	0,6	0,6	0,7
	Dev.st.	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,2	0,1	0,1
	Median a	0,6	0,5	0,6	0,7	0,7	0,6	0,6	0,7
	25°perc	0,5	0,4	0,5	0,7	0,5	0,5	0,5	0,7
	75°perc	0,7	0,6	0,7	0,7	0,8	0,7	0,7	0,8
Valore massimo di inclinazione tra fi1C e fi2C	Media	-30,8	-21,3	-34,2	-41,3	-33,3	-37,7	-29,3	-30,8
	Dev.st.	19,4	25,2	13,1	6,5	27,9	20,5	30,3	36,1
	Median a	36,3	-21,9	-35,3	-39,3	40,9	-34,4	-37,7	-43,1
	25°perc	44,3	-44,3	-42,9	-47,9	45,5	-57,7	-44,1	-44,7
	75°perc	22,4	-10,1	-27,1	-36,5	29,6	-28,4	-29,4	-30,4
Valore minimo di inclinazione tra fi1C e fi2C	Media	45,6	-35,2	-52,3	-53,3	44,6	-48,8	-37,9	-45,3
	Dev.st.	19,9	25,7	12,9	7,1	28,4	15,3	31,9	39,6
	Median a	48,2	-37,2	-26,7	-53,1	49,1	-49,1	-46,8	-58,9
	25°perc	58,6	-54,9	-64,4	-59,7	64,2	-65,3	-53,6	-66,4
	75°perc	34,5	-27,3	-42,3	-48,8	36,2	-35,3	-34,1	-41,9

Valore medio di inclinazione tra fi1C e fi2C	Media	-38,9	-29,1	-43,9	-48,4	-39,2	-44,1	-33,6	-37,8
	Dev.st.	19,1	25,1	11,6	5,7	27,8	16,9	31,1	37,8
	Median a	-43,8	-32,7	-39,7	-46,5	-44,6	-42,2	-49,8	
	25°perc	-52,6	-50,3	-55,3	-53,5	-53,1	-61,1	-47,9	-53,9
	75°perc	-31,5	-19,5	-35,1	-44,5	-33,7	-32,6	-31,7	-36,5

Tabella 16 _ Task 10, Parametri estratti

TASK 11		T0				T1			
PARAMETR I		Tutti	Gruppo 1	Gruppo 2	Gruppo 3	Tutti	Gruppo 1	Gruppo 2	Gruppo 3
Valore massimo di cross-correlazione tra a2L e a2C	Media	0,7	0,6	0,7	0,7	0,7	0,6	0,6	0,8
	Dev.st.	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,2	0,1	0,1
	Median a	0,7	0,6	0,7	0,8	0,7	0,7	0,7	0,8
	25°perc	0,6	0,5	0,6	0,7	0,6	0,6	0,5	0,8
	75°perc	0,8	0,6	0,8	0,8	0,8	0,8	0,7	0,8
Valore medio di cross-correlazione tra a2L e a2C	Media	0,6	0,5	0,6	0,7	0,6	0,6	0,6	0,7
	Dev.st.	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,2	0,1	0,1
	Median a	0,6	0,6	0,6	0,7	0,7	0,7	0,6	0,7
	25°perc	0,5	0,4	0,5	0,6	0,5	0,5	0,6	0,7
	75°perc	0,7	0,6	0,7	0,7	0,7	0,7	0,7	0,7
Valore medio di cross-correlazione tra a2L e a3L	Media	0,1	0,1	0,1	-0,1	0,1	0,1	0,1	-0,1
	Dev.st.	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1
	Median a	0,1	0,1	0,1	-0,1	0,1	0,1	0,1	0,1
	25°perc	-0,1	0,1	0,1	-0,1	0,0	0,1	0,1	0,1
	75°perc	0,1	0,1	0,1	-0,1	0,2	0,2	0,2	0,1
Valore massimo di inclinazione tra fi1L e fi2L	Media	-81,1	-71,9	-89,3	-84,6	-79,7	-93,5	-72,1	-68,6
	Dev.st.	37,1	57,6	6,5	10,1	48,3	7,9	70,4	55,5
	Median a	-86,9	-89,4	-90,3	-84,1	-90,5	-90,4	-97,3	-84,9
	25°perc	-93,2	-93,4	-93,9	-85,9	-99,2	-99,2	-101,8	-96,7
	75°perc	-82,4	-81,6	-83,9	-80,4	-84,7	-88,3	-83,5	-76,3
Valore massimo di inclinazione tra fi1C e fi2C	Media	-26,9	-19,1	-29,1	-36,5	-27,9	-32,5	-21,2	-28,2
	Dev.st.	17,4	21,5	8,9	14,3	25,5	16,6	28,1	33,1
	Median a	-29,1	-20,8	-29,9	-41,6	-33,4	-34,9	-25,9	-35,1
	25°perc	-39,1	-35,7	-37,5	-47,5	-41,7	-47,6	-36,9	-42,4
	75°perc	-16,9	-9,9	-21,1	-23,7	-22,0	-22,5	-16,1	-26,6
Valore minimo di inclinazione tra fi1C e fi2C	Media	-39,2	-30,4	-41,3	-50,1	-39,7	-42,6	-31,9	-42,9
	Dev.st.	19,1	22,9	10,5	16,4	25,8	14,6	30,2	33,3
	Median a	-40,9	-34,7	-44,7	-48,2	-42,1	-40,9	-33,3	-52,8
	25°perc	-50,6	-46,9	-49,8	-62,2	-56,4	-56,1	-47,6	-59,9
	75°perc	-30,4	-23,1	-30,4	-39,8	-32,3	-31,1	-28,8	-38,5
Valore medio di inclinazione tra fi1C e fi2C	Media	-33,3	-25,2	-34,9	-43,9	-33,8	-37,8	-26,1	-35,5
	Dev.st.	18,1	2	9,2	15,4	25,5	15,3	29,1	32,9

	Median	-	-25,6	-39,1	-46,1	-	-38,9	-29,6	-45,5
	a	37,6				39,1			
	25°perc	-	-40,7	-43,2	-56,3	-	-52,3	-41,9	-48,1
		45,4				47,9			
	75°perc	-	-18,2	-25,9	-31,8	-	-26,1	-22,7	-33,4
		24,4				27,2			

Tabella 17 _ Task 11, Parametri estratti

TASK 12		T0				T1			
PARAMETR I		Tutt i	Gruppo 1	Gruppo 2	Gruppo 3	Tutt i	Gruppo 1	Gruppo 2	Gruppo 3
Valore massimo di cross-correlazione tra a2L e a2C	Media	0,7	0,6	0,7	0,7	0,7	0,6	0,6	0,8
	Dev.st.	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,2	0,1	0,1
	Median a	0,7	0,6	0,7	0,8	0,7	0,7	0,6	0,8
	25°perc	0,6	0,5	0,6	0,7	0,6	0,5	0,5	0,8
	75°perc	0,8	0,7	0,8	0,8	0,8	0,8	0,7	0,8
Valore minimo di cross-correlazione tra a2L e a2C	Media	0,5	0,5	0,5	0,6	0,6	0,6	0,5	0,7
	Dev.st.	0,1	0,1	0,1	0,1	0,2	0,2	0,1	0,1
	Median a	0,5	0,4	0,5	0,6	0,6	0,6	0,5	0,7
	25°perc	0,4	0,4	0,4	0,6	0,5	0,4	0,4	0,7
	75°perc	0,6	0,6	0,6	0,7	0,7	0,7	0,6	0,8
Valore medio di cross-correlazione tra a2L e a2C	Media	0,6	0,5	0,6	0,7	0,6	0,6	0,6	0,8
	Dev.st.	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,2	0,1	0,1
	Median a	0,6	0,5	0,6	0,7	0,7	0,6	0,6	0,8
	25°perc	0,5	0,4	0,6	0,7	0,5	0,4	0,5	0,7
	75°perc	0,7	0,7	0,6	0,8	0,8	0,8	0,6	0,8
Valore medio di cross-correlazione tra a1C e a2C	Media	-0,1	-0,1	0,1	-0,1	0,1	0,1	0,1	-0,1
	Dev.st.	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1
	Median a	0,1	-0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	-0,1
	25°perc	-0,1	-0,1	-0,1	-0,1	-0,1	-0,1	-0,1	-0,1
	75°perc	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1
Valore massimo di coerenza tra a2L e a2C	Media	0,9	0,9	0,9	0,9	0,9	0,9	0,9	0,9
	Dev.st.	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1
	Median a	0,9	0,9	0,9	0,9	0,9	0,9	0,9	0,9
	25°perc	0,9	0,9	0,9	0,9	0,9	0,9	0,9	0,9
	75°perc	0,9	0,9	0,9	0,9	0,9	0,9	0,9	0,9
Valore massimo di inclinazione tra fi2L e fi2C	Media	6,3	5,9	8,1	4,8	8,9	10,1	12,7	4,3
	Dev.st.	8,8	8,2	9,4	9,9	7,9	6,6	7,9	7,7
	Median a	6,9	6,9	9,2	5,6	8,3	8,8	13,4	3,2
	25°perc	0,1	0,5	1,9	-4,2	1,9	5,9	8,8	-0,8
	75°perc	13,4	10,1	14,8	12,9	14,1	14,1	19,8	7,8
Valore massimo di inclinazione tra fi1C e fi2C	Media	-25,9	-21,2	-26,8	-32,3	-31,1	-33,1	-25,7	-33,4
	Dev.st.	17,4	22,8	8,6	15,7	26,9	21,8	29,2	32,8
	Median a	28,1	-25,9	-28,5	-29,5	39,7	-36,4	-31,7	-40,7
	25°perc	34,3	-34,7	-33,3	-46,1	45,5	-52,2	-42,6	-45,1
	75°perc	16,4	-8,9	-19,9	-26,4	26,2	-15,2	-22,1	-39,4
Valore minimo di	Media	44,4	-34,3	-49,6	-53,7	47,5	-49,8	-44,1	-47,6
	Dev.st.	19,9	23,8	13,6	14,2	24,7	16,8	26,3	33,1

inclinazione tra fi1C e fi2C	Median a	- 44,6	-36,9	-46,4	-59,8	- 52,8	-53,4	-44,2	-53,6
	25°perc	- 59,7	-45,6	-60,2	-63,9	- 63,4	-65,8	-64,8	-62,2
	75°perc	- 35,9	-24,7	-39,5	-40,4	- 38,9	-36,3	-32,4	-48,6
Valore medio di inclinazione tra fi1C e fi2C	Media	- 36,3	-28,4	-39,1	-45,1	- 39,6	-42,1	-34,8	-40,6
	Dev.st.	17,6	22,8	8,6	12,6	25,6	17,9	28,1	32,9
	Median a	- 38,8	-33,2	-39,8	-44,7	- 45,1	-43,9	-37,6	-47,9
	25°perc	- 45,4	-40,5	-45,3	-57,2	- 54,6	-58,3	-54,2	-50,9
	75°perc	- 31,3	-20,1	-31,5	-33,4	- 33,3	-27,6	-28,4	-44,7

Tabella 18 _ Task 12, Parametri estratti

TASK 13		T0				T1			
PARAMETRI		Tutti	Gruppo 1	Gruppo 2	Gruppo 3	Tutti	Gruppo 1	Gruppo 2	Gruppo 3
Valore massimo di cross-correlazione tra a2L e a2C	Media	0,7	0,6	0,7	0,7	0,7	0,6	0,6	0,8
	Dev.st.	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1
	Median a	0,7	0,6	0,7	0,7	0,7	0,7	0,6	0,8
	25°perc	0,6	0,5	0,6	0,7	0,6	0,6	0,5	0,7
	75°perc	0,7	0,7	0,8	0,8	0,8	0,8	0,7	0,8
Valore medio di cross-correlazione tra a2L e a2C	Media	0,6	0,6	0,6	0,7	0,6	0,6	0,5	0,7
	Dev.st.	0,2	0,1	0,1	0,1	0,2	0,2	0,2	0,1
	Median a	0,6	0,6	0,6	0,7	0,7	0,6	0,6	0,7
	25°perc	0,5	0,5	0,5	0,6	0,5	0,5	0,4	0,7
	75°perc	0,7	0,7	0,7	0,8	0,8	0,7	0,7	0,8
Valore medio di cross-correlazione tra a2L e a3L	Media	0,1	0,1	0,1	-0,1	0,1	0,1	0,1	0,1
	Dev.st.	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1
	Median a	0,1	0,1	0,1	-0,1	0,1	0,2	0,2	0,1
	25°perc	-0,1	0,1	0,1	-0,1	0,1	0,1	0,1	-0,1
	75°perc	0,1	0,1	0,1	0,1	0,2	0,2	0,2	0,1
Valore massimo di inclinazione tra fi1L e fi2L	Media	-78,1	-64,4	-88,1	-84,7	-75,5	-91,6	-59,5	-69,1
	Dev.st.	39,3	61,5	9,5	11,6	51,2	11,2	76,1	55,2
	Median a	-84,4	-83,6	-90,2	-82,7	-92,5	-94,7	-94,6	-85,5
	25°perc	-90,9	-88,2	-95,2	-86,9	-97,7	-98,6	-100,1	-95,8
	75°perc	-79,7	-72,8	-81,3	-81,9	-81,9	-84,1	-56,4	-77,7
Valore medio di inclinazione tra fi1C e fi2C	Media	-37,4	-28,3	-40,2	-46,8	-32,6	-39,3	-15,6	-39,1
	Dev.st.	16,8	22,4	8,9	7,9	30,6	15,4	39,5	33,4
	Median a	-42,3	-31,3	-37,1	-48,2	-41,3	-41,3	-26,7	-46,1
	25°perc	-46,9	-42,7	-46,9	-53,1	-49,9	-53,9	-41,2	-55,2
	75°perc	-31,4	-25,4	-32,1	-43,7	-25,5	-26,9	-6,5	-41,6

Tabella 19 _ Task 13, Parametri estratti

3.2 Risultati dell'analisi di test-retest reliability

Come già ampiamente descritto nel capitolo 'Materiali e Metodi', la possibilità di conoscere la reliability dei dati assume un'importanza fondamentale al fine di sapere se e in quale misura i valori con cui si ha a che fare siano affidabili. Tutti i parametri estratti a partire dai segnali rilevati dai sensori posizionati a livello di L4 e di C7

sono stati quindi opportunamente analizzati al fine di poter dare una risposta a queste domande, tenendo ben presente come non solo l'ICC risulti essere rilevante a questo proposito, ma come anche l'intervallo di confidenza assuma un ruolo significativo. In Tabella 20 vengono messi in evidenza i parametri che sono stati definiti affidabili in seguito all'analisi di test-retest reliability, ovvero quei i parametri che hanno dimostrato di avere un ICC maggiore di 0,75 e un estremo inferiore dell'intervallo di confidenza maggiore di 0,7. Queste sono state le soglie scelte per portare avanti questa analisi e per poter fare una selezione tra tutti i parametri di partenza, discriminando tra quelli caratterizzati da una buona reliability e quelli non caratterizzati da ciò; d'altronde questo risulta essere un passaggio fondamentale al fine di poter riconoscere quali dati possano essere effettivamente utilizzati per analisi successive nell'ottica di voler ottenere risultati che sappiano tradurre la realtà dei fatti in un modo che sia il più possibile affidabile.

In Tabella 20 viene indicato, oltre al parametro a cui si fa riferimento, anche il numero del task dal quale quel determinato parametro è stato estratto, e per ognuno di essi vengono indicati i valori dell'ICC e dell'estremo inferiore (LB, Lower Bound) e superiore (UP, Upper Bound) dell'intervallo di confidenza.

		ICC	LB	UB
TASK 1	Valore massimo di cross-correlazione tra a2L e a2C	0,92	0,85	0,95
TASK 1	Valore minimo di cross-correlazione tra a2L e a2C	0,94	0,88	0,97
TASK 1	Valore medio di cross-correlazione tra a2L e a2C	0,94	0,89	0,97
TASK 1	Valore massimo di inclinazione tra fi1C e fi2C	0,98	0,97	0,99
TASK 1	Valore minimo di inclinazione tra fi1C e fi2C	0,98	0,97	0,99
TASK 1	Valore medio di inclinazione tra fi1C e fi2C	0,99	0,97	0,99
TASK 2	Valore massimo di cross-correlazione tra a2L e a2C	0,91	0,83	0,96
TASK 2	Valore minimo di cross-correlazione tra a2L e a2C	0,95	0,91	0,98
TASK 2	Valore medio di cross-correlazione tra a2L e a2C	0,97	0,93	0,98
TASK 2	Valore massimo di inclinazione tra fi1C e fi2C	0,98	0,95	0,99
TASK 2	Valore minimo di inclinazione tra fi1C e fi2C	0,98	0,96	0,99
TASK 2	Valore medio di inclinazione tra fi1C e fi2C	0,98	0,97	0,99
TASK 3	Valore massimo di cross-correlazione tra a2L e a2C	0,96	0,92	0,98
TASK 3	Valore minimo di cross-correlazione tra a2L e a2C	0,95	0,90	0,97

TASK 3	Valore medio di cross-correlazione tra a2L e a2C	0,96	0,93	0,98
TASK 3	Valore massimo di inclinazione tra fi1L e fi2L	0,99	0,99	0,99
TASK 3	Valore massimo di inclinazione tra fi1C e fi2C	0,97	0,95	0,99
TASK 3	Valore minimo di inclinazione tra fi1L e fi2L	0,99	0,99	0,99
TASK 3	Valore minimo di inclinazione tra fi1C e fi2C	0,98	0,97	0,99
TASK 3	Valore medio di inclinazione tra fi1L e fi2L	0,99	0,99	0,99
TASK 3	Valore medio di inclinazione tra fi1C e fi2C	0,99	0,97	0,99
TASK 4	Valore massimo di cross-correlazione tra ω 1L e ω 1C	0,84	0,72	0,91
TASK 4	Valore medio di cross-correlazione tra a2L e a3L	0,97	0,94	0,98
TASK 4	Valore minimo di inclinazione tra fi3L e fi3C	0,91	0,83	0,95
TASK 4	Valore medio di inclinazione tra fi3L e fi3C	0,96	0,93	0,98
TASK 4	Valore massimo di inclinazione tra fi1L e fi2L	0,99	0,97	0,99
TASK 4	Range di inclinazione tra fi1L e fi3L	0,89	0,79	0,94
TASK 4	Range di inclinazione tra fi2L e fi3L	0,90	0,82	0,95
TASK 4	Range di inclinazione tra fi1C e fi3C	0,84	0,72	0,91
TASK 5	Valore massimo di cross-correlazione tra a2L e a2C	0,84	0,72	0,91
TASK 5	Valore massimo di cross-correlazione tra a3L e a3C	0,84	0,72	0,91
TASK 5	Valore massimo di cross-correlazione tra ω 1L e ω 1C	0,86	0,75	0,92
TASK 5	Valore massimo di cross-correlazione tra a2L e a3L	0,95	0,91	0,97
TASK 5	t corrispondente al massimo di cross-correlazione tra a2L e a3L	0,89	0,80	0,94
TASK 5	Valore minimo di cross-correlazione tra a3L e a3C	0,97	0,95	0,98
TASK 5	Valore minimo di cross-correlazione tra a2L e a3L	0,98	0,95	0,99
TASK 5	Valore minimo di cross-correlazione tra a2C e a3C	0,88	0,79	0,94
TASK 5	Valore medio di cross-correlazione tra a2L e a2C	0,84	0,72	0,91
TASK 5	Valore medio di cross-correlazione tra a3L e a3C	0,96	0,93	0,98
TASK 5	Valore medio di cross-correlazione tra ω 1L e ω 1C	0,84	0,72	0,91
TASK 5	Valore medio di cross-correlazione tra a2L e a3L	0,97	0,94	0,98
TASK 5	Valore medio di cross-correlazione tra a2C e a3C	0,88	0,79	0,94
TASK 5	Valore minimo di inclinazione tra fi2L e fi2C	0,90	0,82	0,95
TASK 5	Range di inclinazione tra fi2L e fi2C	0,91	0,84	0,95
TASK 5	Valore medio di inclinazione tra fi1C e fi2C	0,94	0,89	0,97
TASK 5	Range di inclinazione tra fi2L e fi3L	0,89	0,81	0,94
TASK 6	Valore massimo di cross-correlazione tra a1C e a3C	0,89	0,79	0,94
TASK 6	Valore minimo di cross-correlazione tra a1C e a3C	0,85	0,74	0,92
TASK 6	Valore medio di cross-correlazione tra a1L e a3L	0,89	0,81	0,95
TASK 6	Valore massimo di inclinazione tra fi2C e fi3C	0,90	0,82	0,95
TASK 6	Valore minimo di inclinazione tra fi2C e fi3C	0,90	0,83	0,95
TASK 6	Valore medio di inclinazione tra fi2C e fi3C	0,92	0,85	0,96
TASK 7	Valore medio di cross-correlazione tra a1L e a3L	0,89	0,81	0,95
TASK 8	Valore massimo di cross-correlazione tra a2L e a2C	0,97	0,95	0,99
TASK 8	Valore minimo di cross-correlazione tra a2L e a2C	0,92	0,85	0,99
TASK 8	Valore medio di cross-correlazione tra a2L e a2C	0,98	0,95	0,99
TASK 8	Valore massimo di inclinazione tra fi3L e fi3C	0,93	0,87	0,96
TASK 8	Valore massimo di inclinazione tra fi1C e fi2C	0,97	0,95	0,99
TASK 8	Valore minimo di inclinazione tra fi1C e fi2C	0,99	0,98	0,99

TASK 8	Valore medio di inclinazione tra fi1C e fi2C	0,99	0,98	0,99
TASK 9	Valore minimo di cross-correlazione tra a2L e a2C	0,93	0,87	0,96
TASK 9	Valore minimo di cross-correlazione tra a2L e a3L	0,91	0,84	0,95
TASK 9	Valore medio di cross-correlazione tra a2L e a2C	0,96	0,93	0,98
TASK 9	Range di inclinazione tra fi3L e fi3C	0,87	0,76	0,93
TASK 9	Valore massimo di inclinazione tra fi1C e fi2C	0,97	0,95	0,98
TASK 9	Valore minimo di inclinazione tra fi1C e fi2C	0,98	0,97	0,99
TASK 9	Valore medio di inclinazione tra fi1C e fi2C	0,98	0,97	0,99
TASK 10	Valore massimo di cross-correlazione tra a2L e a2C	0,95	0,91	0,98
TASK 10	Valore massimo di cross-correlazione tra a1C e a2C	0,87	0,76	0,93
TASK 10	Valore minimo di cross-correlazione tra a2L e a2C	0,90	0,82	0,95
TASK 10	Valore minimo di cross-correlazione tra a2L e a3L	0,85	0,73	0,92
TASK 10	Valore medio di cross-correlazione tra a2L e a2C	0,96	0,93	0,98
TASK 10	Valore massimo di inclinazione tra fi1C e fi2C	0,96	0,92	0,98
TASK 10	Valore minimo di inclinazione tra fi1C e fi2C	0,98	0,95	0,99
TASK 10	Valore medio di inclinazione tra fi1C e fi2C	0,98	0,97	0,99
TASK 11	Valore massimo di cross-correlazione tra a2L e a2C	0,89	0,81	0,94
TASK 11	Valore medio di cross-correlazione tra a2L e a2C	0,92	0,86	0,96
TASK 11	Valore medio di cross-correlazione tra a2L e a3L	0,85	0,73	0,92
TASK 11	Valore massimo di inclinazione tra fi1L e fi2L	0,99	0,98	0,99
TASK 11	Valore massimo di inclinazione tra fi1C e fi2C	0,96	0,93	0,98
TASK 11	Valore minimo di inclinazione tra fi1C e fi2C	0,97	0,94	0,98
TASK 11	Valore medio di inclinazione tra fi1C e fi2C	0,98	0,96	0,99
TASK 12	Valore massimo di cross-correlazione tra a2L e a2C	0,90	0,82	0,95
TASK 12	Valore minimo di cross-correlazione tra a2L e a2C	0,88	0,78	0,93
TASK 12	Valore medio di cross-correlazione tra a2L e a2C	0,97	0,94	0,98
TASK 12	Valore medio di cross-correlazione tra a1C e a2C	0,84	0,72	0,91
TASK 12	Valore massimo di coerenza tra a2L e a2C	0,89	0,79	0,94
TASK 12	Valore massimo di inclinazione tra fi2L e fi2C	0,87	0,76	0,93
TASK 12	Valore massimo di inclinazione tra fi1C e fi2C	0,97	0,94	0,98
TASK 12	Valore minimo di inclinazione tra fi1C e fi2C	0,95	0,91	0,97
TASK 12	Valore medio di inclinazione tra fi1C e fi2C	0,98	0,96	0,99
TASK 13	Valore massimo di cross-correlazione tra a2L e a2C	0,94	0,88	0,97
TASK 13	Valore medio di cross-correlazione tra a2L e a2C	0,88	0,79	0,94
TASK 13	Valore medio di cross-correlazione tra a2L e a3L	0,93	0,87	0,96
TASK 13	Valore massimo di inclinazione tra fi1L e fi2L	0,94	0,89	0,97
TASK 13	Valore medio di inclinazione tra fi1C e fi2C	0,84	0,73	0,92

Tabella 20 _ ICC, Lower Bound, Upper Bound

3.3 Risultati dell'analisi di correlazione di Spearman

Un altro aspetto fondamentale riguarda la correlazione presente tra i parametri estratti in seguito all'elaborazione dei segnali rilevati dai

sensori e i punteggi assegnati dai clinici durante l'esecuzione degli esercizi richiesti dal Trunk Control Test. Se è vero che la reliability assume un'importanza rilevante al fine di potere comprendere quali parametri possano essere adatti per rappresentare i movimenti del paziente e per poter eseguire ulteriori analisi successive, un discorso analogo vale anche per la correlazione. All'interno di questo contesto i parametri che vengono estratti dai segnali devono essere inevitabilmente messi a confronto con i punteggi del Trunk Control Test, in quanto risulta necessario capire se l'utilizzo dei sensori inerziali possa rappresentare un valido strumento per la valutazione delle capacità di controllo del tronco da parte dei pazienti affetti da lesioni midollari. In Tabella 21 vengono riportati i parametri che sono risultati essere più correlati con i punteggi del Trunk Control Test rispetto ad altri: oltre al tipo di parametro e al numero del task motorio durante il quale questi sono stati estratti, vengono messi in evidenza i valori di correlazione con la scala clinica di riferimento e i valori del p-value, i quali rappresentano la significatività dei risultati di correlazione ottenuti. La soglia stabilita per la selezione dei parametri è stata 0,01: solamente i parametri caratterizzati da un p-value inferiore a 0,01 sono stati riportati in Tabella 21, in quanto considerati più adatti al fine di una corretta valutazione delle condizioni del paziente in base ad un confronto effettuato con il Trunk Control Test.

		P-VALUE	CORRELAZIONE
TASK 1	Valore massimo di cross-correlazione tra a2L e a2C	< 0,001	0,34
TASK 1	Valore minimo di cross-correlazione tra a2L e a2C	< 0,001	0,37
TASK 1	Valore medio di cross-correlazione tra a2L e a2C	< 0,001	0,36
TASK 1	Valore massimo di inclinazione tra fi1C e fi2C	< 0,001	-0,34
TASK 1	Valore minimo di inclinazione tra fi1C e fi2C	< 0,001	-0,34
TASK 1	Valore medio di inclinazione tra fi1C e fi2C	< 0,001	-0,32
TASK 2	Valore massimo di cross-correlazione tra a2L e a2C	< 0,001	0,42
TASK 2	Valore minimo di cross-correlazione tra a2L e a2C	< 0,0001	0,45
TASK 2	Valore medio di cross-correlazione tra a2L e a2C	< 0,0001	0,43
TASK 2	Valore massimo di inclinazione tra fi1C e fi2C	< 0,0001	-0,44
TASK 2	Valore minimo di inclinazione tra fi1C e fi2C	< 0,0001	-0,45

TASK 2	Valore medio di inclinazione tra fi1C e fi2C	< 0,0001	-0,46
TASK 3	Valore massimo di cross-correlazione tra a2L e a2C	< 0,0001	0,47
TASK 3	Valore minimo di cross-correlazione tra a2L e a2C	< 0,0001	0,47
TASK 3	Valore medio di cross-correlazione tra a2L e a2C	< 0,0001	0,47
TASK 3	Valore massimo di inclinazione tra fi1L e fi2L	< 0,01	-0,33
TASK 3	Valore massimo di inclinazione tra fi1C e fi2C	< 0,0001	-0,48
TASK 3	Valore minimo di inclinazione tra fi1L e fi2L	< 0,01	-0,3
TASK 3	Valore minimo di inclinazione tra fi1C e fi2C	< 0,0001	-0,46
TASK 3	Valore medio di inclinazione tra fi1L e fi2L	< 0,01	-0,33
TASK 3	Valore medio di inclinazione tra fi1C e fi2C	< 0,0001	-0,49
TASK 4	Valore massimo di cross-correlazione tra ω 1L e ω 1C	< 0,0001	0,56
TASK 4	Valore medio di cross-correlazione tra a2L e a3L	< 0,01	0,29
TASK 4	Valore minimo di inclinazione tra fi3L e fi3C	< 0,01	0,27
TASK 4	Valore medio di inclinazione tra fi3L e fi3C	< 0,01	0,30
TASK 4	Valore massimo di inclinazione tra fi1L e fi2L	< 0,01	0,28
TASK 4	Range di inclinazione tra fi1L e fi3L	< 0,001	0,34
TASK 4	Range di inclinazione tra fi2L e fi3L	< 0,0001	0,39
TASK 4	Range di inclinazione tra fi1C e fi3C	< 0,01	0,26
TASK 5	Valore massimo di cross-correlazione tra a2L e a2C	< 0,001	0,37
TASK 5	Valore massimo di cross-correlazione tra a3L e a3C	< 0,01	-0,32
TASK 5	Valore massimo di cross-correlazione tra ω 1L e ω 1C	< 0,0001	0,71
TASK 5	Valore massimo di cross-correlazione tra a2L e a3L	< 0,0001	0,43
TASK 5	t corrispondente al massimo di cross-correlazione tra a2L e a3L	< 0,0001	-0,51
TASK 5	Valore minimo di cross-correlazione tra a3L e a3C	< 0,01	-0,26
TASK 5	Valore minimo di cross-correlazione tra a2L e a3L	< 0,001	-0,37
TASK 5	Valore minimo di cross-correlazione tra a2C e a3C	< 0,001	-0,33
TASK 5	Valore medio di cross-correlazione tra a2L e a2C	< 0,001	0,38
TASK 5	Valore medio di cross-correlazione tra a3L e a3C	< 0,0001	-0,53
TASK 5	Valore medio di cross-correlazione tra ω 1L e ω 1C	< 0,0001	0,63
TASK 5	Valore medio di cross-correlazione tra a2L e a3L	< 0,01	0,30
TASK 5	Valore medio di cross-correlazione tra a2C e a3C	< 0,01	-0,30
TASK 5	Valore minimo di inclinazione tra fi2L e fi2C	< 0,01	0,28
TASK 5	Range di inclinazione tra fi2L e fi2C	< 0,01	-0,29
TASK 5	Valore medio di inclinazione tra fi1C e fi2C	< 0,0001	0,40
TASK 5	Range di inclinazione tra fi2L e fi3L	< 0,0001	0,42
TASK 6	Valore massimo di cross-correlazione tra a1C e a3C	< 0,01	0,29
TASK 6	Valore minimo di cross-correlazione tra a1C e a3C	< 0,001	-0,37
TASK 6	Valore medio di cross-correlazione tra a1L e a3L	< 0,001	-0,38
TASK 6	Valore massimo di inclinazione tra fi2C e fi3C	< 0,0001	-0,43
TASK 6	Valore minimo di inclinazione tra fi2C e fi3C	< 0,001	0,37
TASK 6	Valore medio di inclinazione tra fi2C e fi3C	< 0,0001	-0,39
TASK 7	Valore medio di cross-correlazione tra a1L e a3L	< 0,001	0,38
TASK 8	Valore massimo di cross-correlazione tra a2L e a2C	< 0,001	0,33
TASK 8	Valore minimo di cross-correlazione tra a2L e a2C	< 0,001	0,36
TASK 8	Valore medio di cross-correlazione tra a2L e a2C	< 0,001	0,36

TASK 8	Valore massimo di inclinazione tra fi3L e fi3C	< 0,01	0,31
TASK 8	Valore massimo di inclinazione tra fi1C e fi2C	< 0,01	-0,28
TASK 8	Valore minimo di inclinazione tra fi1C e fi2C	< 0,01	-0,30
TASK 8	Valore medio di inclinazione tra fi1C e fi2C	< 0,01	-0,26
TASK 9	Valore minimo di cross-correlazione tra a2L e a2C	< 0,0001	0,42
TASK 9	Valore minimo di cross-correlazione tra a2L e a3L	< 0,01	0,29
TASK 9	Valore medio di cross-correlazione tra a2L e a2C	< 0,0001	0,41
TASK 9	Range di inclinazione tra fi3L e fi3C	< 0,0001	0,55
TASK 9	Valore massimo di inclinazione tra fi1C e fi2C	< 0,001	-0,36
TASK 9	Valore minimo di inclinazione tra fi1C e fi2C	< 0,0001	-0,39
TASK 9	Valore medio di inclinazione tra fi1C e fi2C	< 0,001	-0,38
TASK 10	Valore massimo di cross-correlazione tra a2L e a2C	< 0,01	0,29
TASK 10	Valore massimo di cross-correlazione tra a1C e a2C	< 0,01	0,26
TASK 10	Valore minimo di cross-correlazione tra a2L e a2C	< 0,001	0,38
TASK 10	Valore minimo di cross-correlazione tra a2L e a3L	< 0,01	0,29
TASK 10	Valore medio di cross-correlazione tra a2L e a2C	< 0,01	0,33
TASK 10	Valore massimo di inclinazione tra fi1C e fi2C	< 0,01	-0,33
TASK 10	Valore minimo di inclinazione tra fi1C e fi2C	< 0,01	-0,31
TASK 10	Valore medio di inclinazione tra fi1C e fi2C	< 0,01	-0,31
TASK 11	Valore massimo di cross-correlazione tra a2L e a2C	< 0,01	0,32
TASK 11	Valore medio di cross-correlazione tra a2L e a2C	< 0,0001	0,39
TASK 11	Valore medio di cross-correlazione tra a2L e a3L	< 0,01	0,28
TASK 11	Valore massimo di inclinazione tra fi1L e fi2L	< 0,01	-0,29
TASK 11	Valore massimo di inclinazione tra fi1C e fi2C	< 0,001	-0,33
TASK 11	Valore minimo di inclinazione tra fi1C e fi2C	< 0,01	-0,31
TASK 11	Valore medio di inclinazione tra fi1C e fi2C	< 0,01	-0,31
TASK 12	Valore massimo di cross-correlazione tra a2L e a2C	< 0,01	0,29
TASK 12	Valore minimo di cross-correlazione tra a2L e a2C	< 0,0001	0,39
TASK 12	Valore medio di cross-correlazione tra a2L e a2C	< 0,001	0,38
TASK 12	Valore medio di cross-correlazione tra a1C e a2C	< 0,01	0,32
TASK 12	Valore massimo di coerenza tra a2L e a2C	< 0,01	0,30
TASK 12	Valore massimo di inclinazione tra fi2L e fi2C	< 0,01	0,31
TASK 12	Valore massimo di inclinazione tra fi1C e fi2C	< 0,0001	-0,43
TASK 12	Valore minimo di inclinazione tra fi1C e fi2C	< 0,0001	-0,44
TASK 12	Valore medio di inclinazione tra fi1C e fi2C	< 0,0001	-0,44
TASK 13	Valore massimo di cross-correlazione tra a2L e a2C	< 0,01	0,30
TASK 13	Valore medio di cross-correlazione tra a2L e a2C	< 0,001	0,36
TASK 13	Valore medio di cross-correlazione tra a2L e a3L	< 0,01	0,27
TASK 13	Valore massimo di inclinazione tra fi1L e fi2L	< 0,01	-0,29
TASK 13	Valore medio di inclinazione tra fi1C e fi2C	< 0,01	-0,27

Tabella 21 _ Coefficiente di correlazione, p-value

3.4 Risultati dell'analisi di regressione lineare

Una volta verificata l'affidabilità e la correlazione dei parametri estratti rispetto ai punteggi assegnati dai clinici durante l'esecuzione dei task motori richiesti dal Trunk Control Test, può essere utile capire se sia possibile predire i punteggi della scala clinica a partire da un numero di parametri ulteriormente ridotto, nonché da un numero di task inferiore rispetto ai tredici richiesti dal Trunk Control Test. L'utilità insita in questo tipo di analisi sta nel fatto che una risposta affermativa potrebbe comportare una riduzione della complessità e delle tempistiche di somministrazione della scala clinica. I risultati di questa analisi sono stati valutati facendo riferimento alle capacità predittive di un singolo parametro e di combinazioni da due a cinque parametri.

Lo strumento che permette di fare queste valutazioni è l'analisi di regressione lineare, e le tabelle seguenti (da Tabella 22 a Tabella 26) riportano i risultati ottenuti suddivisi a seconda del numero di parametri che vengono considerati contemporaneamente. Come si può notare, le tabelle non riportano i risultati ottenuti per ogni singolo paziente, bensì alcuni dati complessivi che siano in grado di fornire un'idea sulla situazione specifica che si presenta: per questo si fa riferimento al valore medio, alla deviazione standard, alla mediana, al venticinquesimo e al settantacinquesimo percentile. Le tabelle seguenti mettono in evidenza solamente le combinazioni che sono state in grado di fornire risultati migliori, dove il concetto di 'migliore' fa riferimento alla presenza di un valore minimo di deviazione standard. I risultati ottenuti sono stati infatti ordinati rispetto al valore di deviazione standard caratteristico di ogni combinazione di parametri, alla luce del fatto che un valore elevato di questa variabile comporta un'altrettanto elevata dispersione dei dati rispetto al valore medio.

COMBINAZIONI DI 1 PARAMETRO						
TASK	PARAMETRI	DEVIAZIONE STANDARD	VALORE MEDIO (ASSOLUTO)	MEDIANA	25° PERC.	75° PERC.
TASK 5	Valore massimo di cross-correlazione tra $\omega 1L$ e $\omega 1C$	4,6	0,6	-0,8	-3,7	2,3
TASK 9	Range di inclinazione tra $fi3L$ e $fi3C$	4,6	2,4	-3,2	-5,8	-0,4
TASK 2	Valore minimo di cross-correlazione tra $a2L$ e $a2C$	5,0	2,2	-4,2	-5,8	1,5
TASK 4	Range di inclinazione tra $fi2L$ e $fi3L$	5,1	2,5	-3,3	-6,5	1,6
TASK 4	Valore massimo di cross-correlazione tra $\omega 1L$ e $\omega 1C$	5,1	1,9	-2,8	-5,9	1,2
TASK 2	Valore medio di cross-correlazione tra $a2L$ e $a2C$	5,1	2,3	-4,4	-5,9	1,5
TASK 2	Valore massimo di cross-correlazione tra $a2L$ e $a2C$	5,2	2,4	-4,6	-5,9	1,4
TASK 4	Range di inclinazione tra $fi1L$ e $fi3L$	5,2	2,6	-4,2	-6,8	1,5
TASK 1	Valore minimo di cross-correlazione tra $a2L$ e $a2C$	5,2	2,9	-4,1	-6,8	0,5
TASK 1	Valore medio di cross-correlazione tra $a2L$ e $a2C$	5,2	2,9	-4,2	-6,9	0,7

Tabella 22 _ Regressione lineare con combinazioni di 1 parametro

COMBINAZIONI DI 2 PARAMETRI						
TASK	PARAMETRI	DEVIAZIONE STANDARD	VALORE MEDIO (ASSOLUTO)	MEDIANA	25° PERC.	75° PERC.
TASK 4	Range di inclinazione tra $fi1L$ e $fi3L$	3,9	2,9	3,7	-0,2	5,7
TASK 9	Range di inclinazione tra $fi3L$ e $fi3C$					
TASK 7	Valore medio di cross-correlazione tra $a1L$ e $a3L$	4,0	8,2	-9,2	-11,6	-6,3
TASK 9	Range di inclinazione tra $fi3L$ e $fi3C$	4,0	6,5	-7,3	-9,3	-4,4
TASK 5	Valore massimo di cross-correlazione tra $\omega 1L$ e $\omega 1C$					
TASK 9	Valore minimo di cross-correlazione tra $a2L$ e $a3L$	4,0	5,8	-6,5	-8,3	-4,1
TASK 5	Valore massimo di cross-correlazione tra $\omega 1L$ e $\omega 1C$					
TASK 11	Valore medio di cross-correlazione tra $a2L$ e $a3L$	4,0	7,2	-8,3	-9,7	-5,1
TASK 5	Valore medio di cross-correlazione tra $a3L$ e $a3C$					
TASK 9	Range di inclinazione tra $fi3L$ e $fi3C$	4,1	6,3	-6,8	-8,9	-4,6
TASK 5	Valore massimo di cross-correlazione tra $\omega 1L$ e $\omega 1C$					
TASK 10	Valore minimo di cross-correlazione tra $a2L$ e $a3L$	4,1	6,1	-6,6	-8,4	-4,2
TASK 5	Valore massimo di cross-correlazione tra $\omega 1L$ e $\omega 1C$					
TASK 13	Valore medio di cross-correlazione tra $a2L$ e $a3L$	4,1	5,8	-5,6	-8,8	-3,7
TASK 5	Valore massimo di cross-correlazione tra $\omega 1L$ e $\omega 1C$					
TASK 9	Valore minimo di inclinazione tra $fi1C$ e $fi2C$	4,1	5,8	-6,1	-8,8	-3,9
TASK 5	Valore massimo di cross-correlazione tra $\omega 1L$ e $\omega 1C$					
TASK 12	Valore massimo di inclinazione tra $fi1C$ e $fi2C$	4,1	5,6	-5,4	-8,6	-3,7
TASK 5	Valore massimo di cross-correlazione tra $\omega 1L$ e $\omega 1C$					
TASK 12	Valore medio di inclinazione tra $fi1C$ e $fi2C$					

Tabella 23 _ Regressione lineare con combinazioni di 2 parametri

COMBINAZIONI DI 3 PARAMETRI						
TASK	PARAMETRI	DEVIAZIONE STANDARD	VALORE MEDIO (ASSOLUTO)	MEDIANA	25° PERC.	75° PERC.
TASK 2	Valore minimo di inclinazione tra fi1C e fi2C	3,0	6,9	-7,1	-8,7	-5,4
TASK 7	Valore medio di cross-correlazione tra a1L e a3L					
TASK 12	Valore minimo di cross-correlazione tra a2L e a2C					
TASK 2	Valore medio di inclinazione tra fi1C e fi2C	3,0	6,8	-6,9	-8,7	-5,3
TASK 7	Valore medio di cross-correlazione tra a1L e a3L					
TASK 12	Valore minimo di cross-correlazione tra a2L e a2C					
TASK 2	Valore massimo di inclinazione tra fi1C e fi2C	3,0	6,6	-6,8	-8,6	-5,1
TASK 7	Valore medio di cross-correlazione tra a1L e a3L					
TASK 12	Valore minimo di cross-correlazione tra a2L e a2C					
TASK 4	Range di inclinazione tra fi1L e fi3L	3,2	2,0	1,8	-0,7	4,7
TASK 6	Valore minimo di inclinazione tra fi2C e fi3C					
TASK 9	Range di inclinazione tra fi3L e fi3C					
TASK 2	Valore minimo di cross-correlazione tra a2L e a2C	3,3	5,4	-5,3	-8,6	-3,5
TASK 5	Valore massimo di cross-correlazione tra ω 1L e ω 1C					
TASK 7	Valore medio di cross-correlazione tra a1L e a3L					
TASK 2	Valore massimo di cross-correlazione tra a2L e a2C	3,3	5,4	-5,3	-8,5	-3,6
TASK 5	Valore massimo di cross-correlazione tra ω 1L e ω 1C					
TASK 7	Valore medio di cross-correlazione tra a1L e a3L					
TASK 2	Valore medio di cross-correlazione tra a2L e a2C	3,3	5,4	-5,4	-8,6	-3,6
TASK 5	Valore massimo di cross-correlazione tra ω 1L e ω 1C					
TASK 7	Valore medio di cross-correlazione tra a1L e a3L					
TASK 2	Valore minimo di cross-correlazione tra a2L e a2C	3,3	4,9	-5,5	-6,9	-3,1
TASK 7	Valore medio di cross-correlazione tra a1L e a3L					
TASK 11	Valore minimo di inclinazione tra fi1C e fi2C					
TASK 2	Valore minimo di cross-correlazione tra a2L e a2C	3,3	5,0	-5,2	-6,9	-3,5
TASK 7	Valore medio di cross-correlazione tra a1L e a3L					
TASK 12	Valore minimo di cross-correlazione tra a2L e a2C					
TASK 2	Valore minimo di cross-correlazione tra a2L e a2C	3,3	4,9	-5,4	-6,9	-3,1
TASK 7	Valore medio di cross-correlazione tra a1L e a3L					
TASK 11	Valore medio di inclinazione tra fi1C e fi2C					

Tabella 24 _ Regressione lineare con combinazioni di 3 parametri

COMBINAZIONI DI 4 PARAMETRI						
TASK	PARAMETRI	DEVIAZIONE STANDARD	VALORE MEDIO (ASSOLUTO)	MEDIANA	25° PERC.	75° PERC.
TASK 2	Valore minimo di inclinazione tra fi1C e fi2C	2,7	11,8	-12,2	-13,7	-11,2
TASK 7	Valore medio di cross-correlazione tra a1L e a3L					
TASK 8	Valore massimo di inclinazione tra fi1C e fi2C					
TASK 12	Valore minimo di cross-correlazione tra a2L e a2C					
TASK 2	Valore medio di inclinazione tra fi1C e fi2C	2,7	12,4	-13,1	-14,1	-11,8
TASK 7	Valore medio di cross-correlazione tra a1L e a3L					
TASK 8	Valore massimo di inclinazione tra fi1C e fi2C					
TASK 12	Valore minimo di cross-correlazione tra a2L e a2C					

TASK 2	Valore massimo di inclinazione tra fi1C e fi2C	2,7	12,7	-13,3	-14,5	-12,1
TASK 7	Valore medio di cross-correlazione tra a1L e a3L					
TASK 8	Valore massimo di inclinazione tra fi1C e fi2C					
TASK 12	Valore minimo di cross-correlazione tra a2L e a2C					
TASK 2	Valore minimo di inclinazione tra fi1C e fi2C	2,8	13,7	-13,7	-15,8	-12,2
TASK 4	Valore massimo di cross-correlazione tra ω 1L e ω 1C					
TASK 7	Valore medio di cross-correlazione tra a1L e a3L					
TASK 12	Valore minimo di cross-correlazione tra a2L e a2C					
TASK 2	Valore medio di inclinazione tra fi1C e fi2C	2,8	13,6	-13,7	-15,7	-12,1
TASK 4	Valore massimo di cross-correlazione tra ω 1L e ω 1C					
TASK 7	Valore medio di cross-correlazione tra a1L e a3L					
TASK 12	Valore minimo di cross-correlazione tra a2L e a2C					
TASK 2	Valore medio di inclinazione tra fi1C e fi2C	2,8	13,1	-13,9	-14,8	-12,2
TASK 7	Valore medio di cross-correlazione tra a1L e a3L					
TASK 8	Valore medio di inclinazione tra fi1C e fi2C					
TASK 12	Valore minimo di cross-correlazione tra a2L e a2C					
TASK 2	Valore massimo di inclinazione tra fi1C e fi2C	2,8	13,5	-13,6	-15,4	-11,9
TASK 4	Valore massimo di cross-correlazione tra ω 1L e ω 1C					
TASK 7	Valore medio di cross-correlazione tra a1L e a3L					
TASK 12	Valore minimo di cross-correlazione tra a2L e a2C					
TASK 2	Valore massimo di inclinazione tra fi1C e fi2C	2,8	13,4	-14,2	-15,3	-12,5
TASK 7	Valore medio di cross-correlazione tra a1L e a3L					
TASK 8	Valore medio di inclinazione tra fi1C e fi2C					
TASK 12	Valore minimo di cross-correlazione tra a2L e a2C					
TASK 1	Valore minimo di cross-correlazione tra a2L e a2C	2,8	0,1	-0,4	-2,1	2,8
TASK 4	Range di inclinazione tra fi1L e fi3L					
TASK 6	Valore minimo di inclinazione tra fi2C e fi3C					
TASK 12	Valore massimo di cross-correlazione tra a2L e a2C					
TASK 2	Valore massimo di inclinazione tra fi1C e fi2C	2,8	14,3	-14,7	-16,2	-13,5
TASK 7	Valore medio di cross-correlazione tra a1L e a3L					
TASK 8	Valore minimo di inclinazione tra fi1C e fi2C					
TASK 12	Valore minimo di cross-correlazione tra a2L e a2C					

Tabella 25 _ Regressione lineare con combinazioni di 4 parametri

COMBINAZIONI DI 5 PARAMETRI						
TASK	PARAMETRI	DEVIAZIONE STANDARD	VALORE MEDIO (ASSOLUTO)	MEDIANA	25° PERC.	75° PERC.
TASK 1	Valore minimo di cross-correlazione tra a2L e a2C	3,1	9,9	9,7	7,4	11,8
TASK 4	Range di inclinazione tra fi1L e fi3L					
TASK 5	Valore massimo di cross-correlazione tra a2L e a2C					
TASK 6	Valore minimo di inclinazione tra fi2C e fi3C					
TASK 6	Valore medio di inclinazione tra fi2C e fi3C					
TASK 1	Valore minimo di cross-correlazione tra a2L e a2C	3,1	9,9	9,7	7,4	11,8
TASK 4	Range di inclinazione tra fi1L e fi3L					
TASK 5	Valore massimo di cross-correlazione tra a2L e a2C					
TASK 6	Valore minimo di inclinazione tra fi2C e fi3C					
TASK 7	Valore medio di cross-correlazione tra a1L e a3L					
TASK 1	Valore minimo di cross-correlazione tra a2L e a2C	3,1	9,9	9,7	7,4	11,8
TASK 4	Range di inclinazione tra fi1L e fi3L					
TASK 5	Valore massimo di cross-correlazione tra a2L e a2C					
TASK 6	Valore minimo di inclinazione tra fi2C e fi3C					
TASK 8	Valore medio di cross-correlazione tra a2L e a2C					

TASK 1	Valore minimo di cross-correlazione tra a2L e a2C	3,1	9,9	9,7	7,4	11,8
TASK 4	Range di inclinazione tra fi1L e fi3L					
TASK 5	Valore massimo di cross-correlazione tra a2L e a2C					
TASK 6	Valore minimo di inclinazione tra fi2C e fi3C					
TASK 8	Valore massimo di inclinazione tra fi1C e fi2C					
TASK 1	Valore minimo di cross-correlazione tra a2L e a2C	3,1	9,9	9,7	7,4	11,8
TASK 4	Range di inclinazione tra fi1L e fi3L					
TASK 5	Valore massimo di cross-correlazione tra a2L e a2C					
TASK 6	Valore minimo di inclinazione tra fi2C e fi3C					
TASK 8	Valore minimo di inclinazione tra fi1C e fi2C					
TASK 1	Valore minimo di cross-correlazione tra a2L e a2C	3,1	9,9	9,7	7,4	11,8
TASK 4	Range di inclinazione tra fi1L e fi3L					
TASK 5	Valore massimo di cross-correlazione tra a2L e a2C					
TASK 6	Valore minimo di inclinazione tra fi2C e fi3C					
TASK 8	Valore medio di inclinazione tra fi1C e fi2C					
TASK 1	Valore minimo di cross-correlazione tra a2L e a2C	3,1	8,1	7,4	5,6	10,1
TASK 4	Range di inclinazione tra fi1L e fi3L					
TASK 5	Valore medio di cross-correlazione tra a2L e a2C					
TASK 6	Valore minimo di inclinazione tra fi2C e fi3C					
TASK 6	Valore medio di inclinazione tra fi2C e fi3C					
TASK 1	Valore minimo di cross-correlazione tra a2L e a2C	3,1	8,1	7,4	5,6	10,1
TASK 4	Range di inclinazione tra fi1L e fi3L					
TASK 5	Valore medio di cross-correlazione tra a2L e a2C					
TASK 6	Valore minimo di inclinazione tra fi2C e fi3C					
TASK 7	Valore medio di cross-correlazione tra a1L e a3L					
TASK 1	Valore minimo di cross-correlazione tra a2L e a2C	3,1	8,1	7,4	5,6	10,1
TASK 4	Range di inclinazione tra fi1L e fi3L					
TASK 5	Valore medio di cross-correlazione tra a2L e a2C					
TASK 6	Valore minimo di inclinazione tra fi2C e fi3C					
TASK 8	Valore medio di cross-correlazione tra a2L e a2C					
TASK 1	Valore minimo di cross-correlazione tra a2L e a2C	3,1	8,1	7,4	5,6	10,1
TASK 4	Range di inclinazione tra fi1L e fi3L					
TASK 5	Valore medio di cross-correlazione tra a2L e a2C					
TASK 6	Valore minimo di inclinazione tra fi2C e fi3C					
TASK 8	Valore massimo di inclinazione tra fi1C e fi2C					

Tabella 26 _ Regressione lineare con combinazioni di 5 parametri

4. DISCUSSIONE

4.1 Estrazione dei parametri

La prima fase dell'analisi svolta all'interno di questo lavoro di tesi si è basata sull'estrazione di opportuni parametri a partire dai segnali rilevati dai sensori posizionati sul corpo del paziente in L4 e in C7 durante l'esecuzione dei task motori richiesti dal Trunk Control Test. Per poter valutare in maniera corretta le capacità di controllo del tronco da parte dei soggetti presi in esame è risultato fondamentale potersi basare su alcuni specifici valori piuttosto che sulla complessità dei segnali presi nella loro totalità; i parametri sono stati selezionati sulla base di opportuni criteri. Le tipologie di parametri che sono state estratte nel corso di questa elaborazione risultano essere 3068; gli stessi parametri sono stati poi estratti sia per l'analisi dei dati rilevati in T0 che per quelli rilevati in T1, e per le due le ripetizioni che sono state considerate in entrambi gli istanti di tempo. Per questo motivo quindi la totalità di dati numerici ottenuti in seguito all'estrazione dei parametri dai segnali è pari a 12272. Le Tabelle 7-19 si limitano a riportare solo una piccola parte di questi numerosi dati, facendo riferimento non ai singoli pazienti presi in esame, ma alla totalità dei risultati ottenuti, riportando quindi valore medio, deviazione standard, mediana, venticinquesimo e settantacinquesimo percentile. La scelta di riportare in tabella solo una minima parte di tutti i parametri estratti deriva dal fatto di voler mettere in evidenza quei parametri che si sono dimostrati affidabili e maggiormente correlati con i valori della scala clinica. La scelta di estrarre questo specifico set di parametri non è avvenuta in maniera casuale: per prima cosa, alcuni studi precedenti avevano già esplorato altre tipologie di parametri, per cui questa scelta è stata dettata innanzitutto dal fatto di non voler utilizzare le stesse caratteristiche già prese in considerazione in altri lavori, bensì di poterne identificare di nuove che potessero essere potenzialmente utili alla valutazione. La scelta è caduta così sull'analisi di cross-correlazione, coerenza e sull'inclinazione relativa tra i due segmenti

del tronco. La motivazione che ha portato a questa scelta è da ricercare nel loro significato intrinseco: se ad esempio la cross-correlazione presenta valori elevati, questo significa che i due segnali di partenza hanno una dinamica simile, cioè che hanno variazioni simultanee, mentre la presenza di valori bassi della cross-correlazione porta a conclusioni esattamente opposte.

La possibilità di mettere a confronto due segnali rispetto allo stesso asse permette senza dubbio una più semplice interpretazione in termini di movimento relativo tra le due parti del corpo considerate; quando invece il confronto viene fatto tra due segnali valutati rispetto ad assi diversi, la difficoltà interpretativa aumenta, ma allo stesso tempo i risultati che si ottengono risultano essere sempre molto importanti al fine di avere informazioni sulla dinamica relativa di due segmenti corporei. Queste variazioni relative assumono un ruolo così rilevante in quanto gli atteggiamenti posturali in fondo non sono altro che l'osservazione delle posizioni relative dei diversi segmenti della colonna vertebrale. Non a caso, la rilevazione di una posizione scorretta assunta dal paziente avviene da parte del medico proprio attraverso l'osservazione della dinamica relativa della posizione del segmento lombare e di quello cervicale della colonna vertebrale. Questo discorso vale sia quando il paziente assume una posizione statica, sia quando il paziente risulta essere in movimento: l'inclinazione delle spalle rispetto alla schiena, la maggiore rotazione della zona lombare rispetto a quella cervicale sono solo alcuni esempi di indici significativi sulla capacità di controllo del tronco da parte del paziente. I parametri estratti sono stati scelti quindi in quanto adeguati per poter evidenziare queste caratteristiche, le stesse, tra l'altro, che cerca di osservare il medico. I parametri messi in evidenza nelle Tabelle 7-19 possono quindi essere utilizzati per successive analisi, fornendo così una risposta all'obiettivo iniziale di poter estrarre un set di parametri descrittivo della prestazione motoria del paziente.

Di seguito vengono riportati alcuni grafici che mettono in evidenza i parametri estratti e i segnali di partenza dalla cui elaborazione è stato possibile risalire a questi ultimi.

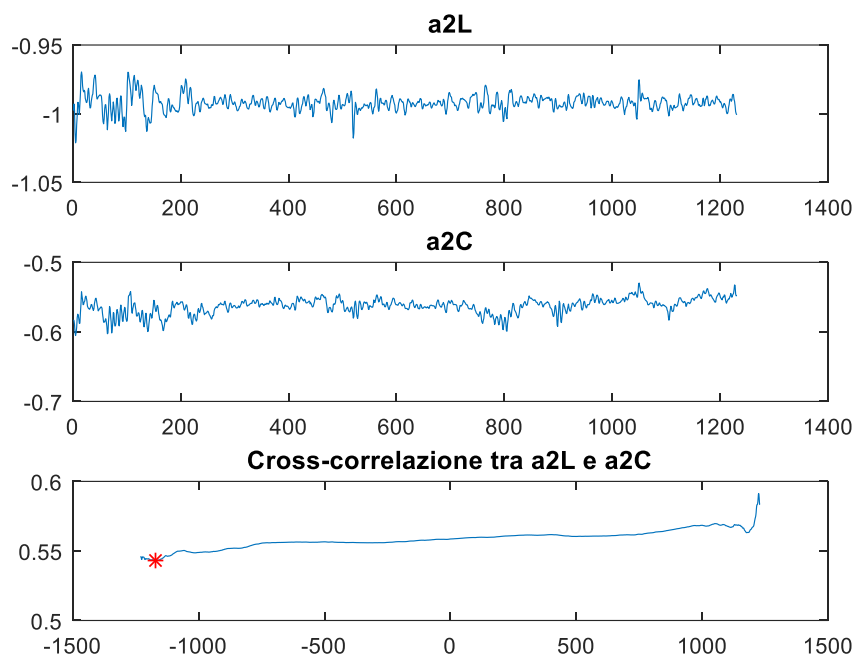


Figura 41 _ Task 1, a2L=accelerazione verticale in L4; a2C=accelerazione verticale in C7

I segnali presenti in Figura 41 fanno riferimento ad una acquisizione avvenuta nel corso del primo task previsto dal Trunk Control Test, nel quale viene richiesto al paziente di mantenere una posizione seduta stabile per 10 secondi (come ricorda la Tabella 4).

I primi due segnali in Figura 41 mostrano un andamento oscillante, con valori che rimangono intorno a $-1g$ ($= -9,81 \text{ m/s}^2$) nel primo caso, mentre risultano essere leggermente più alti nel secondo caso. L'asse di riferimento qui è quello verticale, quindi non stupisce il fatto che il primo grafico presenti valori oscillanti intorno a -1 , dal momento che il paziente assume durante tutto il task una posizione verticale con il busto. I valori più bassi a livello di C7 indicano una maggiore inclinazione della zona cervicale rispetto a quella lombare, in quanto le spalle e il collo risultano essere più proiettati in avanti. In entrambi i segnali sono presenti numerose oscillazioni, ma mediamente viene mantenuta la stessa posizione: gli scostamenti dal valore medio

rappresentano quindi i continui tentativi del paziente di aggiustare la propria posizione.

Il terzo grafico riportato in Figura 41 rappresenta il risultato dell'analisi di cross-correlazione fatta a partire dai due segnali precedentemente descritti. Come si può notare, i valori assunti non risultano essere particolarmente elevati, eppure si mantengono sempre superiori rispetto allo zero, a sottolineare come la correlazione tra i due segnali non sia del tutto assente. L'andamento della correlazione è leggermente crescente, tanto è vero che il valore minimo si trova all'estremità sinistra del segnale, mentre il picco massimo sul lato opposto; tuttavia non si assiste ad una differenza significativa tra il valore assunto in corrispondenza del lag temporale nullo e gli altri valori. Il parametro estratto da questa analisi di cross-correlazione è rappresentato proprio dal valore minimo, messo in evidenza nel grafico in Figura 41 attraverso un asterisco rosso.

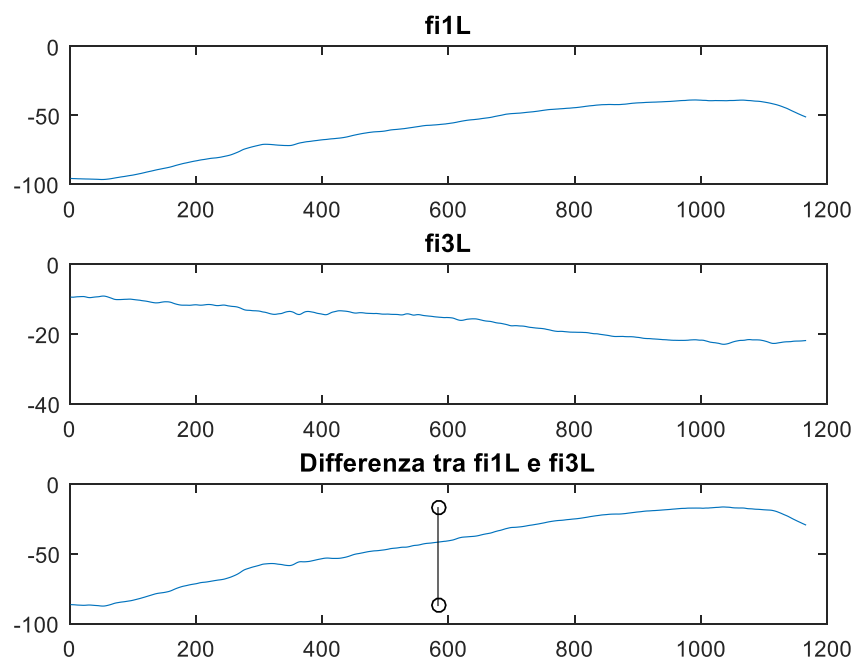


Figura 42 _ Task 4, fi1L=angolo antero-posteriore in L4; fi3L=angolo verticale in L4

I segnali riportati in Figura 42 fanno riferimento ai dati rilevati durante l'esecuzione da parte del paziente del quarto task motorio

richiesto dal Trunk Control Test: al soggetto viene chiesto di toccarsi i piedi con le mani.

Il primo segnale in Figura 42 mette in evidenza come il paziente passi da una posizione verticale (-90°) ad una posizione più inclinata in avanti nel tentativo di toccarsi i piedi con le mani. Durante le fasi finali dell'esercizio infatti questo angolo tende ad assumere valori più bassi in valore assoluto. Questo andamento non stupisce, in quanto ci si aspetta che il paziente tenda a piegare e a protendere in avanti il busto per poter far sì che le mani possano raggiungere i piedi.

Il secondo segnale in Figura 42 assume valori diversi rispetto all'andamento dell'angolo precedentemente descritto, ma anche in questo caso viene messo in evidenza come il corpo del paziente tenda a eseguire una piccola rotazione (non più di 15°) anche rispetto all'asse verticale nel tentativo di portare a termine il task motorio richiesto. I valori assunti da questo secondo segnale sono più contenuti, e l'andamento risulta essere crescente in valore assoluto con il procedere del task motorio. Questo sottolinea una rotazione del busto che tende ad aumentare col passare del tempo e che quindi cresce con l'aumentare dell'inclinazione in avanti del busto rappresentata dal primo segnale. Il terzo ed ultimo andamento in Figura 42 mette in luce la differenza tra i due andamenti appena descritti. Come si può notare, tutti i valori assunti risultano essere minori di 0: questo succede perché la differenza viene fatta tra il primo e l'ultimo segnale, e questo posizione per i due termini che devono essere sottratti porta ad avere sempre un risultato negativo. Una volta nota la ragione della presenza di questo segno negativo, risulta importante fare una valutazione anche in termini di valore assoluto, al fine di valutare l'entità della differenza che si vuole analizzare, e non solo il relativo segno. In questo senso quindi, facendo riferimento al valore assoluto, si può notare come la differenza tra i due segnali sia molto grande all'inizio, per poi decrescere costantemente fino ai valori assunti nella parte finale. Questo andamento giustifica quanto detto in precedenza, ovvero il fatto che la rotazione del busto rispetto all'asse verticale tenda a crescere con l'aumentare dell'inclinazione in avanti del busto. Questo

porta i due angoli, inizialmente così diversi, ad assumere valori sempre più simili. Il parametro estratto in questo caso è rappresentato dal range assunto dai valori del segnale differenza, come viene messo in evidenza nell'ultimo grafico di Figura 42.

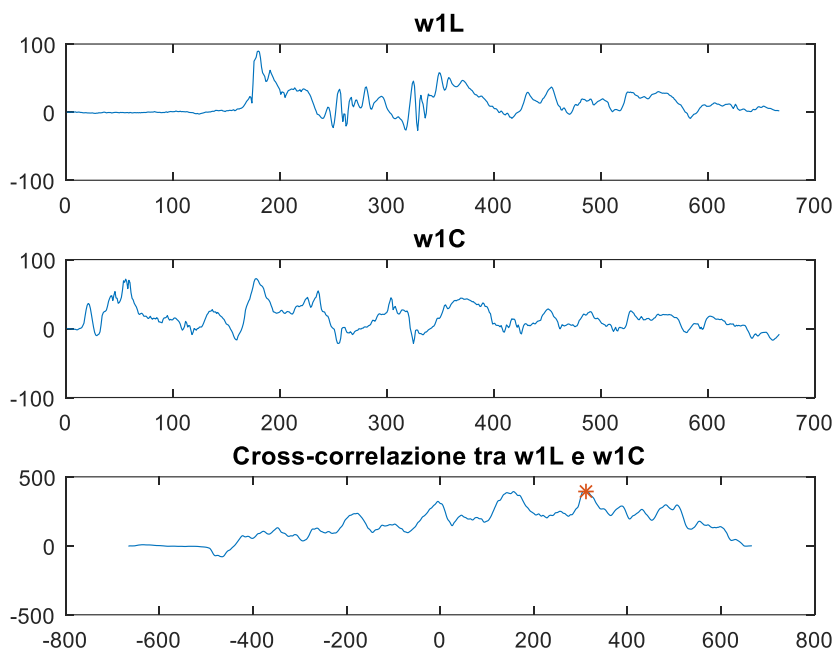


Figura 43 _ Task 5, w1L=velocità angolare medio-laterale in L4; w1C=velocità angolare medio-laterale in C7

Gli andamenti portati in Figura 43 fanno riferimento ai segnali rilevati sul corpo del paziente durante l'esecuzione del quinto task motorio previsto dal Trunk Control Test, il quale consiste nel chiedere al paziente di passare da una posizione supina ad una seduta.

Il primo segnale in Figura 43 presenta alcune oscillazioni e picchi che rappresentano movimenti più o meno rapidi del paziente nel tentativo di alzarsi da sdraiato. Inizialmente il segnale presenta valori nulli, in quanto per quell'intervallo di tempo il soggetto è ancora fermo e non ha ancora iniziato a muovere la schiena. Solo in un secondo momento inizia ad applicare una certa velocità angolare attorno all'asse medio-laterale che lo porterà ad assumere una posizione eretta con la schiena.

Il secondo segnale in Figura 43 presenta un andamento un po' diverso, in quanto la zona cervicale inizia a muoversi fin dall'inizio, assumendo

valori quasi sempre diversi da 0, attraverso un susseguirsi di oscillazioni atte a portare il soggetto nella posizione richiesta. È importante sottolineare come un semplice movimento delle spalle non corrisponda per forza di cose ad un movimento della schiena, quindi il fatto di muovere le spalle non comporta anche lo spostamento in posizione verticale da parte della schiena. Eppure anche il movimento delle spalle può essere d'aiuto per portare a termine questo task motorio.

L'ultimo segnale in Figura 43 mostra come l'analisi di cross-correlazione fatta a partire dai due segnali precedentemente descritti presenti valori particolarmente elevati, anche se il valore massimo risulta essere spostato verso destra rispetto allo zero sull'asse delle ascisse. Questo significa che per poter avere il valore massimo di cross-correlazione è necessario ritardare il secondo segnale rispetto al primo di un intervallo di tempo indicato dal lag temporale in corrispondenza del quale è presente il valore massimo. Questo vuol dire cioè che il paziente tende a muovere prima le spalle e solo dopo la schiena, proprio come descritto in precedenza: il primo segnale assume inizialmente valori pari a 0 per un certo intervallo di tempo prima che venga rilevata la presenza di un movimento, mentre il segmento cervicale a livello di C7 inizia fin da subito a muoversi. È proprio questa differenza che porta ad avere il massimo valore di cross-correlazione spostato verso destra. Il parametro significativo che viene estratto in questo caso è proprio il valore massimo di cross-correlazione, rappresentato nell'ultimo grafico di Figura 43 attraverso un asterisco rosso.

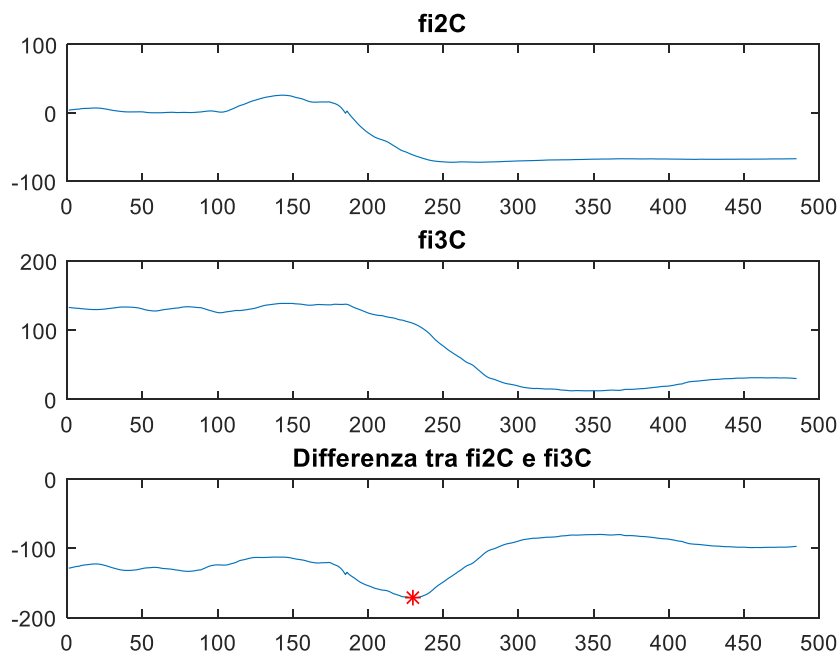


Figura 44 _ Task 6, fi2C=angolo medio-laterale in C7; fi3C=angolo verticale in C7

I segnali riportati in Figura 44 fanno riferimento alle acquisizioni effettuate da parte dei sensori inerziali nel corso del sesto task motorio del Trunk Control Test, il quale consiste nel richiedere al paziente di rotolarsi sul fianco destro mantenendo una posizione sdraiata.

Il primo segnale in Figura 44 parte da valori nulli per poi scendere fino a -90° circa; il secondo invece parte da valori più elevati per scendere verso lo 0 nelle fasi finali, senza però mai raggiungerlo. Questi andamenti rispecchiano il movimento del paziente, ovvero un rotolamento su un lato che porta il corpo e le spalle a ruotare di 90° nella direzione richiesta.

L'ultimo segnale rappresentato in Figura 44 permette di mettere in evidenza uno scostamento significativo tra gli andamenti dei due segnali precedentemente descritti, e in particolar modo il valore minimo assume un valore elevato in valore assoluto. Questo significa che gli angoli assunti dal paziente rispetto all'asse medio-laterale e rispetto all'asse verticale presentano significative differenze nel corso dell'intero task motorio. Il parametro che viene estratto è proprio il

valore minimo, indicato tramite un asterisco rosso nel terzo grafico in Figura 44.

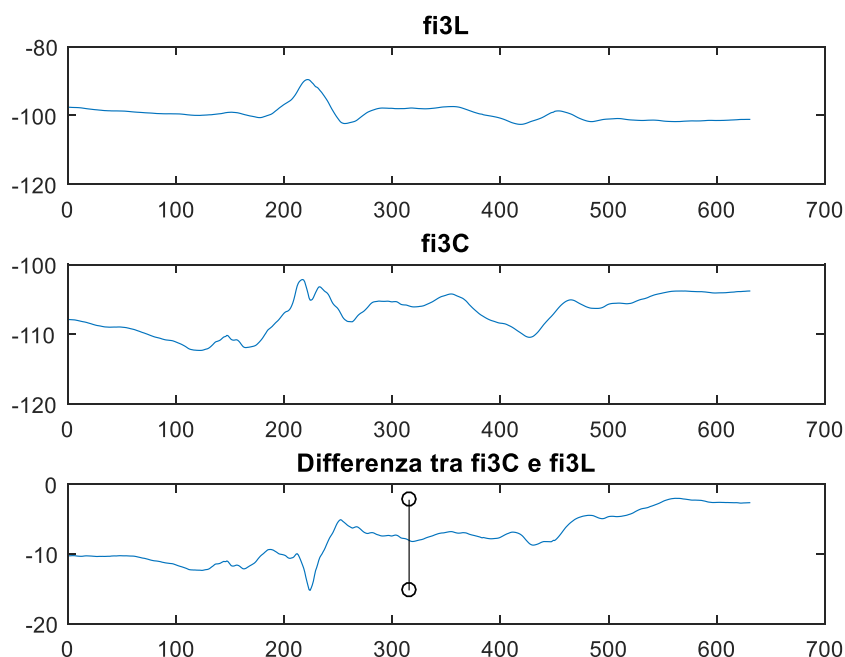


Figura 45 _ Task 9, fi3C=angolo verticale in C7; fi3L=angolo verticale in L4

I segnali presentati in Figura 45 fanno riferimento al nono task motorio previsto dal Trunk Control Test. Si tratta di un task di reaching, nel corso del quale viene richiesto al paziente di toccare con la mano sinistra un bersaglio posizionato all'altezza dell'articolazione gleno-omerale a circa 10 cm dalle dita.

In questo caso i primi due segnali fanno entrambi riferimento all'angolo di rotazione rispetto all'asse verticale, rispettivamente a livello di C7 e di L4. Come si può notare osservando i grafici in Figura 45, gli andamenti dei primi due segnali sono abbastanza simili tra loro, pur presentando comunque alcune differenze. Il picco presente nel primo segnale tende a corrispondere da un punto di vista temporale a quello del secondo segnale, proprio ad indicare come la schiena e le spalle tendano a muoversi in maniera sincrona nel tentativo di raggiungere il bersaglio. Questo innalzamento del valore legato alla rotazione del corpo rispetto all'asse verticale testimonia proprio il movimento rotatorio di spalle e schiena da parte del paziente durante l'esecuzione

del task motorio richiesto. Si tratta di una rotazione non particolarmente ampia, in quanto sia per la schiena che per il collo essa assume un'entità di circa 10 gradi, ma questi risultano essere sufficienti per portare a termine l'esercizio richiesto. Mentre nella prima fase del task la schiena e il collo non risultano essere del tutto allineati tra loro, questi due segmenti corporei raggiungono l'allineamento nella fase finale del task, in cui essi tendono ad assumere la stessa posizione rispetto all'asse verticale. Questo aspetto viene confermato dal terzo segnale riportato in Figura 45, in cui viene messa in evidenza proprio la differenza tra i due segnali precedentemente descritti: la differenza risulta essere maggiore nella fase iniziale del task, per poi tendere verso lo 0 nella fase finale. In questo caso il parametro a cui si fa riferimento è il range, ovvero la differenza tra il valore massimo e il valore minimo assunti all'interno del terzo segnale riportato in Figura 45.

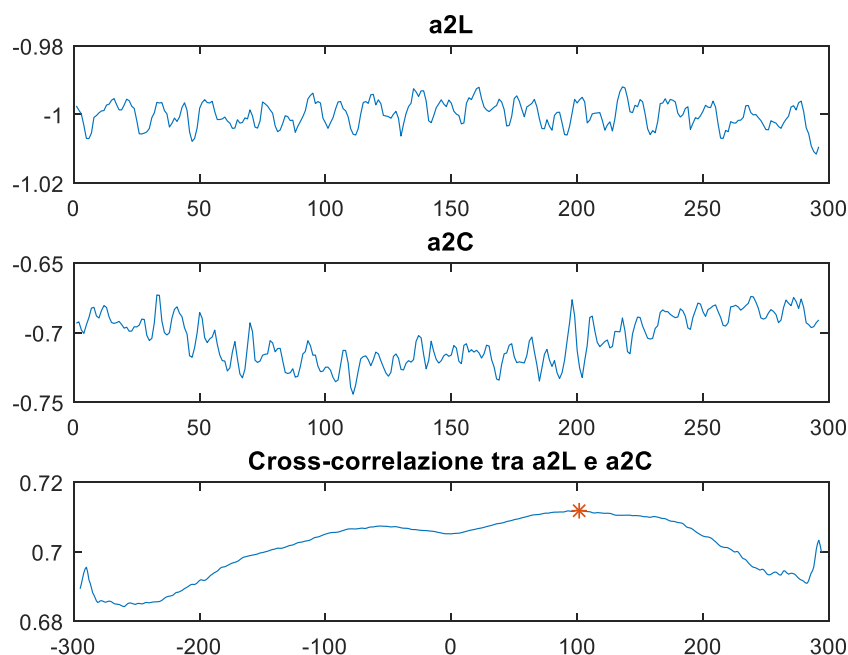


Figura 46 _ Task 12, a2L=accelerazione verticale in L4; a2C=accelerazione verticale in C7

I segnali presenti in Figura 46 fanno riferimento ai dati acquisiti da parte dei sensori posizionati sul corpo del paziente durante l'esecuzione del dodicesimo task motorio del Trunk Control Test. Anche

questo, così come quello di cui si è parlato relativamente alla Figura 45, rappresenta un task di reaching: al soggetto viene richiesto di toccare con la mano sinistra un bersaglio posizionato di 45° a destra rispetto ad una posizione perfettamente frontale, e ad una distanza di circa 10 cm dalle dita.

Il primo segnale in Figura 46 presenta un andamento piuttosto oscillante, ma allo stesso tempo tende a rimanere sempre intorno allo stesso valore medio, pari circa a -1. Questo significa che la posizione della zona lombare della schiena del paziente si mantiene verticale nel corso dell'intero task motorio.

Il secondo segnale in Figura 46 presenta invece valori inferiori a -1 in valore assoluto: questo significa che la zona cervicale risulta essere più inclinata rispetto alla posizione quasi perfettamente verticale assunta dalla zona lombare. Inoltre in questo secondo segnale si può notare un leggero cambiamento del valore attorno al quale si verificano le oscillazioni, probabilmente dovuto al movimento attuato dalle spalle nel tentativo di raggiungere il bersaglio.

Il terzo ed ultimo segnale presente in Figura 46 mostra il risultato ottenuto in seguito all'analisi di cross-correlazione effettuata a partire dai due segnali precedentemente descritti. Come si può notare dal grafico, in corrispondenza del lag temporale nullo il valore assunto è positivo, anche se non particolarmente elevato. La positività di questo valore mette in evidenza la presenza di un certo grado di correlazione, anche se il valore massimo assunto in questo caso risulta essere leggermente spostato verso destra nel grafico, a sottolineare come per poter ottenere una maggiore correlazione sia necessario traslare a destra il secondo grafico rispetto al primo. Questo porta a pensare che il paziente anticipi il movimento delle spalle rispetto a quello della schiena durante l'esecuzione del task motorio richiesto. Il parametro estratto in questo caso consiste nel valore massimo, rappresentato da un asterisco rosso nel terzo grafico presente in Figura 46.

4.2 Test-retest reliability

La valutazione della test-retest reliability ha potuto evidenziare come non tutti i parametri estratti siano effettivamente affidabili: rispetto alle 3068 tipologie di parametri analizzati, solamente 513 hanno superato l'analisi di test-retest reliability. La Tabella 20 riportata nel capitolo dei Risultati mette in evidenza alcuni di questi, in particolare quelli che, oltre a soddisfare le condizioni di reliability, risultano essere anche correlati con la scala clinica. Appare evidente dalle tabelle come non sia per nulla scontato che i parametri estratti siano sia ripetibili che utili per la valutazione clinica.

Il fatto che solo una minima parte dei parametri estratti possa essere considerata affidabile può essere giustificata dal fatto che la maggior parte dei parametri risulta essere associata ad aspetti del movimento che risentono molto della variabilità con cui viene eseguito il gesto motorio. Al contrario, le caratteristiche che vengono selezionate per le analisi successive sono quelle che, nonostante la variabilità, si mantengono più stabili per la valutazione. La variabilità può dipendere da molti fattori: la gravità della lesione da cui sono affetti i pazienti e il livello a cui questa si trova sono solamente due esempi che contribuiscono ad un suo incremento. Solo quei parametri che si mantengono stabili in due ripetizioni consecutive possono quindi essere considerati buoni candidati per essere utilizzati all'interno del follow-up del paziente. Il risultato nettamente a favore dei parametri non affidabili rispetto a quelli affidabili non deve in ogni caso sorprendere, in quanto i pazienti che vengono presi in esame sono estremamente diversi tra loro: benché siano tutti affetti da lesione midollare, c'è molta varietà in termini di mobilità e di livello della lesione, e questo incide notevolmente sull'affidabilità dei parametri estratti.

Vale la pena infine ricordare come la reliability sia un aspetto necessario ma non sufficiente per poter affermare con certezza di poter fare affidamento sui parametri per procedere con analisi successive:

se infatti i parametri fossero affidabili, ma non dovessero risultare correlati con la scala clinica sarebbero poco o per nulla utili alla valutazione del paziente.

4.3 Correlazione con la scala clinica

All'analisi di test-retest reliability è seguita la valutazione della correlazione dei parametri con la scala clinica. Siccome lo scopo finale è quello di verificare se i sensori inerziali possano essere un valido strumento al fine di valutare le capacità di controllo del tronco dei pazienti, è importante confrontare i parametri ottenuti e i punteggi della scala clinica finora utilizzata per effettuare questa valutazione in clinica, ovvero il Trunk Control Test. Anche in questo caso, come per l'analisi di test-retest reliability, le analisi che sono state portate avanti in questo lavoro di tesi hanno dimostrato come solamente alcuni dei parametri estratti siano effettivamente correlati con i punteggi del Trunk Control test. La Tabella 21 nel capitolo dei Risultati mette in luce quei parametri che hanno presentato una buona correlazione, definita attraverso un livello di significatività accettabile, affiancata anche a una buona test-retest reliability. La copresenza di questi due aspetti risulta infatti fondamentale per poter fare affidamento sui parametri estratti in vista di successive analisi. Di seguito vengono riportati alcuni grafici che permettono di mettere in luce da un punto di vista visivo il concetto della correlazione.

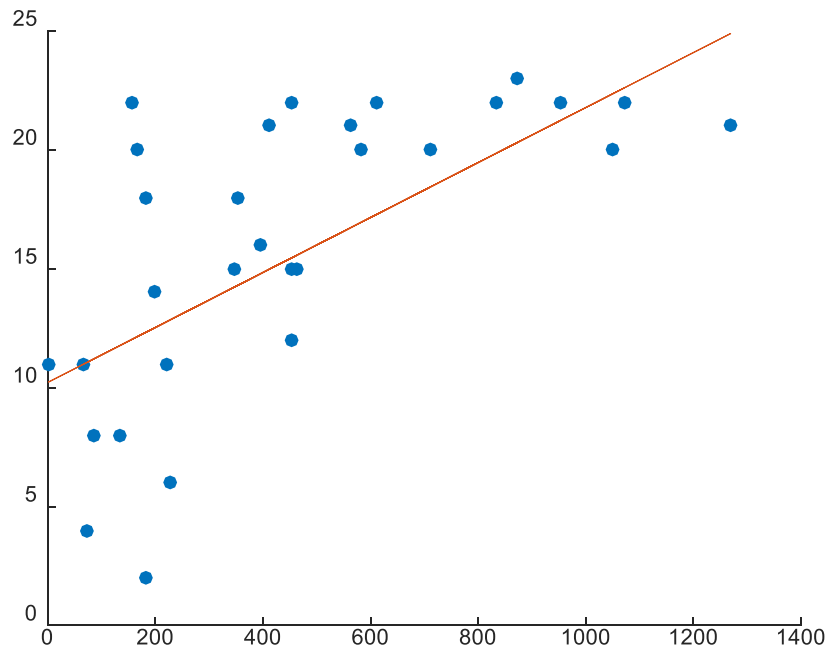


Figura 47 _ Correlazione tra la scala clinica e il valore massimo di cross-correlazione tra ω_{1L} e ω_{1C} , Task 5

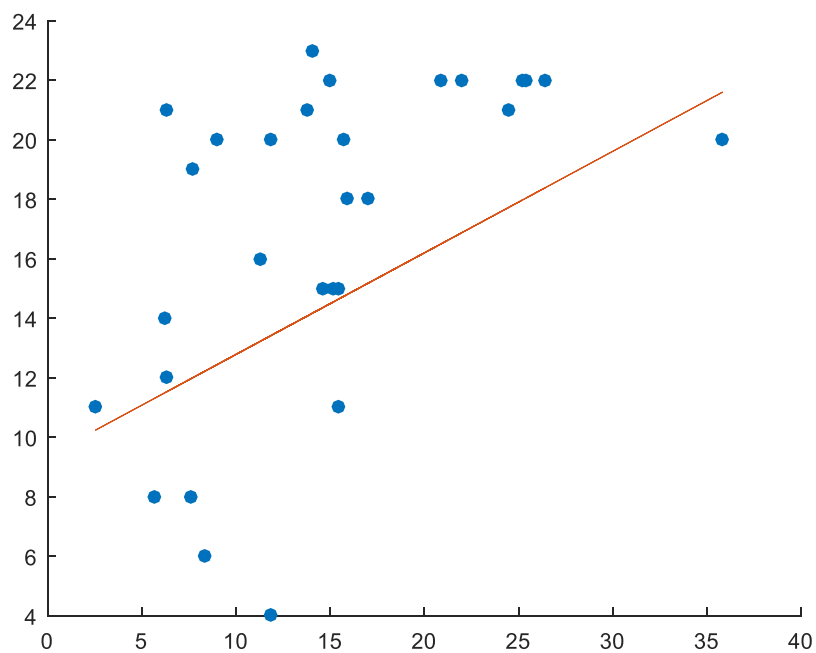


Figura 48 _ Correlazione tra la scala clinica e il range di inclinazione tra fi_{3L} e fi_{3C} , Task 9

I grafici riportati in Figura 47 e 48 mettono in evidenza i parametri (punti blu) ed il migliore modello lineare in grado di rappresentare quel parametro (linea retta rossa), ottenuto con un'analisi di

regressione lineare. I parametri considerati fanno riferimento al valore massimo di cross-correlazione tra la velocità angolare rispetto all'asse medio-laterale in L4 e in C7 nel primo caso, mentre nel secondo grafico è messo in evidenza il range di inclinazione assunto dal segnale ottenuto facendo la differenza tra l'angolo di rotazione assunto dal paziente rispetto all'asse verticale in L4 e in C7. Come si può notare osservando la Tabella 21, entrambi questi parametri sono caratterizzati da un basso valore di p-value, e quindi risultano essere fortemente correlati con la scala clinica. Per questo essi rappresentano degli esempi significativi in termini di correlazione.

In entrambi i grafici di Figura 47 e 48 l'asse delle ascisse rappresenta i valori assunti dai parametri, mentre l'asse delle ordinate indica i punteggi assegnati dal clinico durante l'esecuzione dei vari task richiesti dal Trunk Control Test. La retta è stata riportata al fine di garantire una migliore leggibilità del grafico, nel tentativo di mostrare in maniera più chiara l'associazione che si instaura tra i valori dei parametri e i punteggi della scala clinica. Questo è ciò che si verifica quando la correlazione è alta; al contrario, quando le due modalità valutative non risultano essere particolarmente legate, la retta di regressione non è in grado di interpolare i dati di partenza, in quanto non sussiste alcun tipo di relazione significativa.

Gli obiettivi legati alla valutazione della ripetibilità dei parametri e all'analisi sulla loro relazione con i punteggi della scala clinica sono stati in questo modo raggiunti, rendendo possibile un'accurata selezione sulla base della quale è stata portata avanti l'analisi di regressione lineare.

4.4 Regressione lineare

L'analisi di regressione lineare è stata portata avanti al fine di perseguire l'obiettivo di limitare il numero di parametri ed il numero di task per poter predire con sufficiente accuratezza il punteggio assegnato dal medico attraverso la somministrazione della scala clinica. Tra le numerose analisi effettuate, le Tabelle 22-26 mettono in evidenza le combinazioni di parametri che permettono di ottenere i

risultati migliori. Partendo dalle valutazioni eseguite su un singolo parametro alla volta e riportate in Tabella 22, la migliore predizione dei punteggi della scala proviene dal task numero 5, ed in particolare è stata messa in atto dal valore massimo di cross-correlazione tra la velocità angolare rispetto all'asse medio-laterale in L4 e in C7. Buoni sono stati anche i risultati ottenuti facendo riferimento al task numero 9, e più nello specifico al range assunto dal segnale ottenuto facendo la differenza di inclinazione tra l'angolo di rotazione rispetto alla verticale in L4 e in C7. Non a caso, questi sono proprio i primi due parametri citati in Tabella 22: osservando i valori di deviazione standard e valore medio posti a fianco di ogni parametro in Tabella 22, si può notare infatti come proprio questi parametri siano stati in grado di offrire i risultati migliori prendendo in considerazione un singolo parametro alla volta.

Il primo dei due parametri appena citati è lo stesso che è stato descritto attraverso la Figura 43, e risulta essere correlato positivamente con la scala clinica, come dimostra la Tabella 21. La presenza di una correlazione positiva porta a concludere che maggiore è il valore del parametro preso in considerazione, migliore è la capacità di controllo del tronco da parte del paziente. Alla luce del parametro specifico a cui si fa riferimento in questo caso e richiamando in aiuto i grafici di Figura 43, è possibile affermare come un valore alto assunto dal massimo di cross-correlazione tra le due velocità angolari rispetto all'asse verticale in L4 e in C7 sia indice di un movimento che avviene in maniera sincrona tra la zona cervicale e quella lombare. Il sincronismo nel movimento di questi due segmenti corporei durante il passaggio da una posizione seduta ad una sdraiata risulta quindi fondamentale, e d'altronde è proprio questa la modalità con cui un soggetto sano sarebbe portato ad eseguire questo task motorio. In Figura 49 vengono riportati grafici che fanno riferimento all'estrazione dello stesso tipo di parametro, ma in questo caso i segnali sono stati acquisiti su un paziente caratterizzato da un punteggio complessivo del Trunk Control Test piuttosto basso, e quindi con scarse capacità di controllo del tronco.

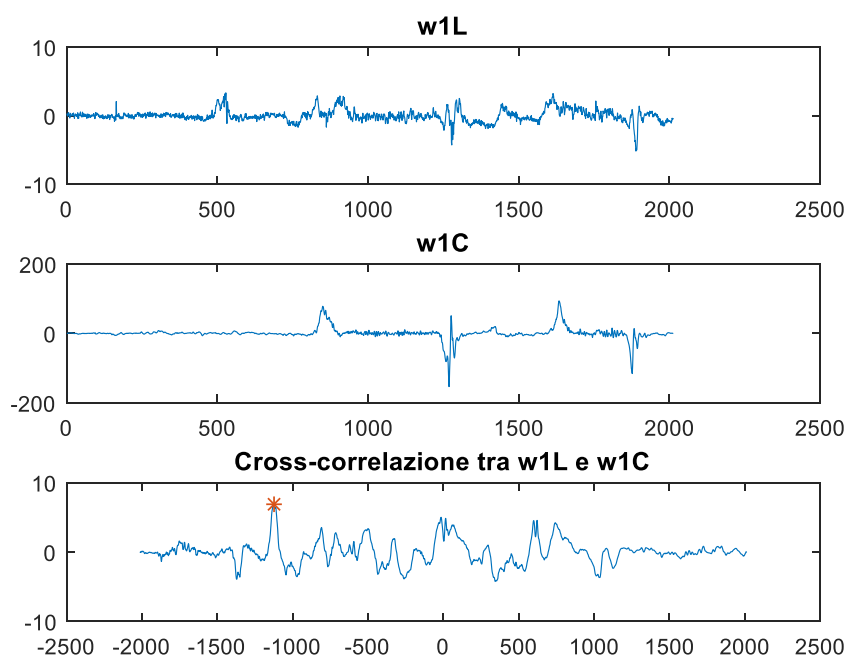


Figura 49 _ Task 5, w1L=velocità angolare medio-laterale in L4; w1C=velocità angolare medio-laterale in C7

Come salta subito all'occhio osservando la Figura 49, tutti e tre i segnali assumono andamenti ben diversi da quelli presentati in Figura 43. In questo caso il soggetto non è in grado di eseguire l'esercizio richiesto, come dimostrano i valori quasi costantemente nulli dei primi due segnali. I piccoli scostamenti dallo zero per la velocità angolare rappresentano i tentativi effettuati dal paziente per poter portare a termine quanto richiesto, ma senza successo. Il terzo ed ultimo segnale in Figura 49 dà ulteriore conferma di quanto già affermato in precedenza: la condizione del paziente non particolarmente buona già esemplificata dai primi due segnali viene nuovamente sottolineata tramite il valore del picco massimo di cross-correlazione tra i due segnali: esso infatti assume un valore decisamente più basso rispetto a quello presente in Figura 43, rimarcando come un valore alto sia indice di una buona capacità di controllo del tronco, mentre un valore basso sia sintomo di una capacità di controllo del tronco decisamente più scarsa.

Il secondo parametro presentato in Tabella 22 fa riferimento invece al range assunto dal segnale ottenuto facendo la differenza di inclinazione

tra l'angolo di rotazione rispetto alla verticale in L4 e in C7 nel corso del task numero 9. Questa tipologia di parametro e i segnali a partire dai quali esso viene estratto sono stati già descritti in riferimento alla Figura 45; inoltre la Tabella 21 riporta un coefficiente di correlazione positivo, a sottolineare come questo parametro sia correlato positivamente con la scala clinica. Il range assunto dalla differenza tra i due segnali di partenza risulta essere alto quando l'angolo di rotazione rispetto alla verticale è piuttosto diverso tra il segmento lombare e quello cervicale. La presenza di una correlazione positiva, porta a concludere che all'aumentare del valore di questo range, aumenta anche la capacità di controllo del tronco da parte del paziente. La presenza di un range elevato, e quindi di una differenza di rotazione tra i due segmenti corporei a livello di L4 e di C7, si può notare in Figura 45: attraverso l'osservazione di questi grafici risulta possibile affermare che l'ampiezza significativa del range dipende dalla capacità del paziente di ruotare maggiormente le spalle rispetto alla zona lombare nel tentativo di eseguire il task motorio richiesto, ovvero di raggiungere un bersaglio con la mano sinistra. Il primo segnale in Figura 45, relativo a L4, presenta infatti valori circa costanti, fatta eccezione per un piccolo picco che però tende a rientrare velocemente; il secondo segnale invece fa riferimento al movimento delle spalle, e in questo caso si possono osservare maggiori variazioni nel corso dell'intero task motorio. In queste condizioni, il valore del range si aggira intorno ai 13 gradi. Diversa è invece la situazione che viene presentata attraverso i grafici in Figura 50.

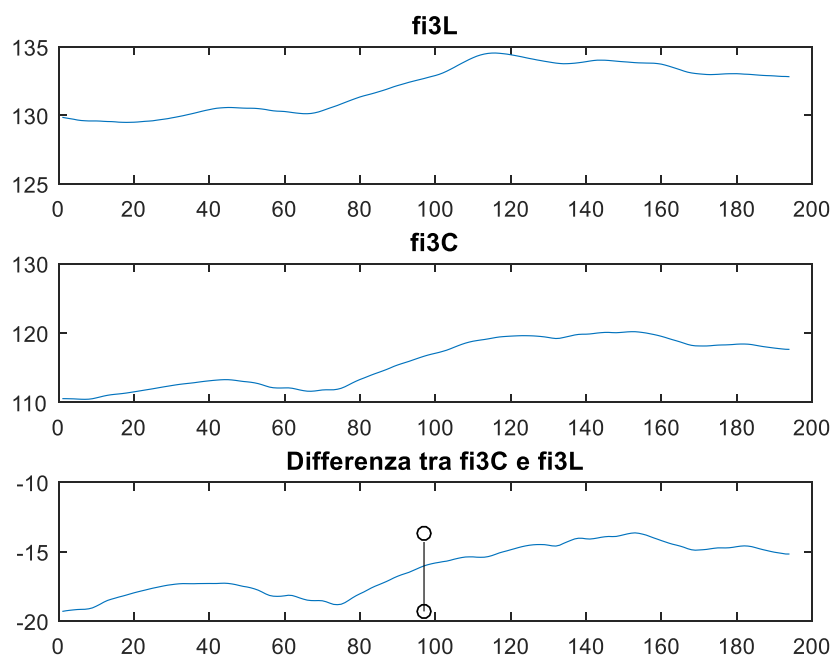


Figura 50 _ Task 9, fi3C=angolo verticale in C7; fi3L=angolo verticale in L4

Il paziente dal quale sono stati prelevati i segnali riportati in Figura 50 è caratterizzato da un punteggio del Trunk Control Test inferiore rispetto a quello proprio del paziente di Figura 45, e questo aspetto può essere confermato dall'osservazione dei segnali stessi. Nel caso di Figura 50 si può notare infatti come il paziente tenda a ruotare non solamente le spalle, ma anche la zona lombare durante l'esecuzione del task motorio richiesto. Questo fa sì che il range che si presenta nel terzo segnale sia inferiore rispetto a quello messo in evidenza in precedenza, in quanto in questo caso non vengono superati i 6 gradi, e ciò permette di mettere in luce le maggiori difficoltà presentate da questo paziente nel controllo del tronco.

I grafici confermano quindi quanto era stato possibile affermare facendo riferimento al concetto della correlazione. La motivazione alla base di ciò risiede nel fatto che la capacità del paziente di mantenere ferma la schiena e di ruotare solamente le spalle durante l'esecuzione di questo esercizio è indice di un buon controllo del tronco da parte del paziente stesso, di cui si può avere conferma attraverso la conoscenza di questo parametro estratto che misura il range del segnale differenza tra i due angoli di rotazione rispetto all'asse verticale.

Passando poi alla valutazione dei risultati ottenuti attraverso l'analisi di regressione lineare portata avanti considerando due parametri alla volta, la Tabella 23 mette in evidenza come la prima combinazione riportata risulti essere la migliore, considerando sia la deviazione standard che il valore medio. Il secondo dei due parametri indicati in Tabella 23 è lo stesso già descritto ed interpretato in precedenza, mentre il primo è rappresentato dal range assunto dal segnale differenza tra l'inclinazione del corpo del paziente rispetto all'asse medio laterale e la rotazione intorno all'asse verticale. Una descrizione di questo parametro è stata già fatta in riferimento alla Figura 42. La Tabella 21 mette in evidenza come questo sia correlato positivamente con la scala, sottolineando quindi come un suo valore alto stia ad indicare la presenza di buone capacità da parte del paziente in termini di controllo del tronco. Un valore elevato di questo parametro si presenta nel momento in cui i due angoli presi in considerazione assumono valori ben diversi tra loro, e in particolare in questo caso specifico è l'angolo misurato rispetto all'asse antero-posteriore che tende ad assumere valori maggiori in valore assoluto rispetto all'angolo legato alla rotazione rispetto all'asse verticale. Il task a cui si fa riferimento in questo caso è il numero 4, e quindi consiste nel tentativo del paziente di toccarsi i piedi con le mani: alla luce di questo, si può dedurre che più il movimento avviene in direzione di salita e di discesa (quindi provocando variazioni in termini di angolo misurato rispetto all'asse antero-posteriore), e meno questo avviene in termini di rotazione intorno all'asse verticale, migliori sono le condizioni del paziente. Infatti se il movimento si sviluppa maggiormente in direzione di salita e di discesa, esso avviene in maniera più lineare, senza rotazioni del tronco non direttamente funzionali all'esecuzione del task motorio richiesto, ma probabilmente dovute a compensi, magari legate all'utilizzo delle braccia come ausilio. Se invece il paziente non si aiuta con le braccia, la rotazione del tronco intorno all'asse verticale risulta essere minore, mentre decisamente maggiore rispetto a questo è il valore di inclinazione nella direzione del movimento. È chiaro che l'assenza di rotazione

intorno all'asse verticale fa sì che la differenza tra i due angoli presi in considerazione sia maggiore, e questo è segno positivo per il paziente, in quanto la possibilità di portare a termine il task motorio senza l'ausilio delle braccia è indice di una buona capacità di controllo del tronco da parte del paziente.

Diversa è invece la situazione mostrata attraverso i grafici in Figura 51.

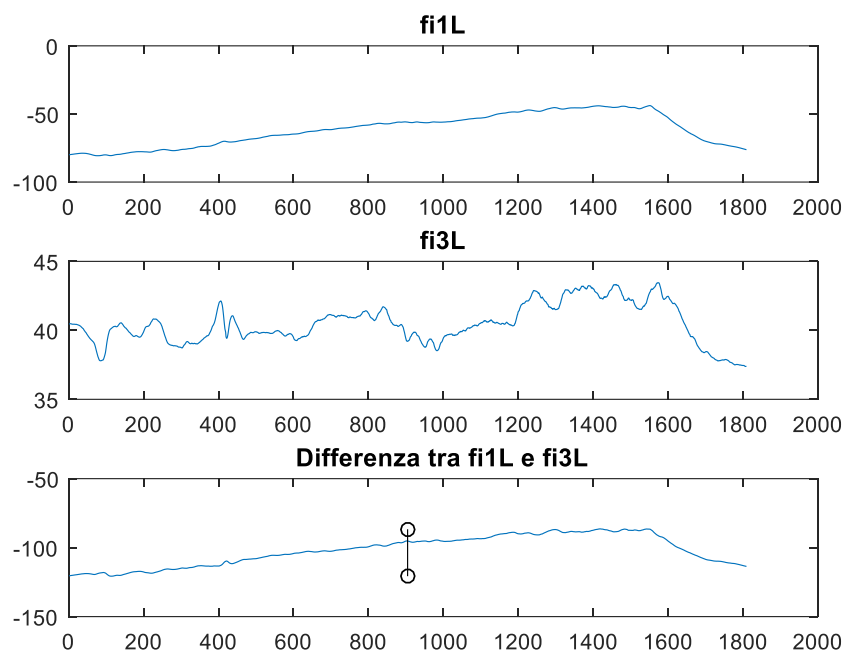


Figura 51 _ Task 4, $fi1L$ =angolo antero-posteriore in L4; $fi3L$ =angolo verticale in L4

Gli andamenti presentati in Figura 51 fanno riferimento ad un soggetto con bassa capacità di controllo del tronco. Come si può notare osservando i segnali, la variazione dell'angolo rispetto all'asse antero-posteriore risulta inferiore rispetto a quella presentata in Figura 42, mentre l'andamento dell'angolo legato alla rotazione rispetto all'asse verticale è tutt'altro che costante. Il risultato di ciò porta a mettere in evidenza nel terzo grafico di Figura 51 un range nettamente inferiore rispetto a quello di Figura 42 (circa 35° contro 81°), il quale sottolinea le peggiori capacità di controllo del tronco da parte di questo paziente, in linea con la correlazione positiva con la scala clinica riportata in Tabella 21.

Attraverso l'osservazione dei grafici è stato così possibile dare un'attenta interpretazione del parametro considerato, giustificano altresì la sua correlazione positiva con la scala clinica.

In Tabella 23 sono riportati anche i dati relativi ad altre combinazioni di parametri, ma proprio questi dati mettono in evidenza come le performance così ottenute siano molto basse.

È interessante notare come i due parametri descritti e facenti parte dell'unica coppia di parametri caratterizzata da una buona performance facciano riferimento ad un task di transizione posturale e ad uno di reaching, esattamente le stesse tipologie di task a cui appartengono i due parametri caratterizzati dalle migliori performance nel caso in cui venga considerato un solo parametro alla volta per l'analisi di regressione. Può risultare inoltre significativo soffermare l'attenzione anche sul fatto che l'errore commesso utilizzando contemporaneamente i due parametri considerati è confrontabile con quello a cui si va incontro facendo riferimento ai singoli parametri descritti, come dimostrano i valori riportati nelle Tabelle 22 e 23: questo è solo un esempio, ma vale la pena prestare attenzione a ciò per capire se davvero l'incremento di parametri porti ad un miglioramento delle performance oppure no.

Facendo riferimento alla Tabella 24 e ai risultati dell'analisi di regressione prendendo in considerazione la combinazione di tre parametri, si può notare come l'unica performance buona sia quella raggiunta dalla quarta combinazione, in quanto caratterizzata da una deviazione standard pari a 3,2 e soprattutto da un valore medio pari a 2,0 e quindi piuttosto basso rispetto agli altri. Tra i tre parametri che fanno parte di questa combinazione illustrata in Figura 24, due sono già stati descritti in precedenza (il range assunto dalla differenza di inclinazione tra l'angolo antero-posteriore e quello verticale in L4 durante l'esecuzione del task numero 4, e il range della differenza di inclinazione tra i due angoli di rotazione rispetto all'asse verticale in L4 e in C7 nel corso del task numero 9), mentre il terzo è rappresentato dal valore minimo di inclinazione tra l'angolo medio-laterale e quello verticale in C7 in riferimento al task numero

6, il quale consiste nel richiedere al paziente di rotolarsi sul fianco destro da sdraiato. La Figura 44 ha già precedentemente permesso di descrivere in parte questo parametro e i segnali dai quali esso è stato estratto, ma di seguito vengono riportati altri grafici al fine di comprendere meglio il significato assunto da questo parametro.

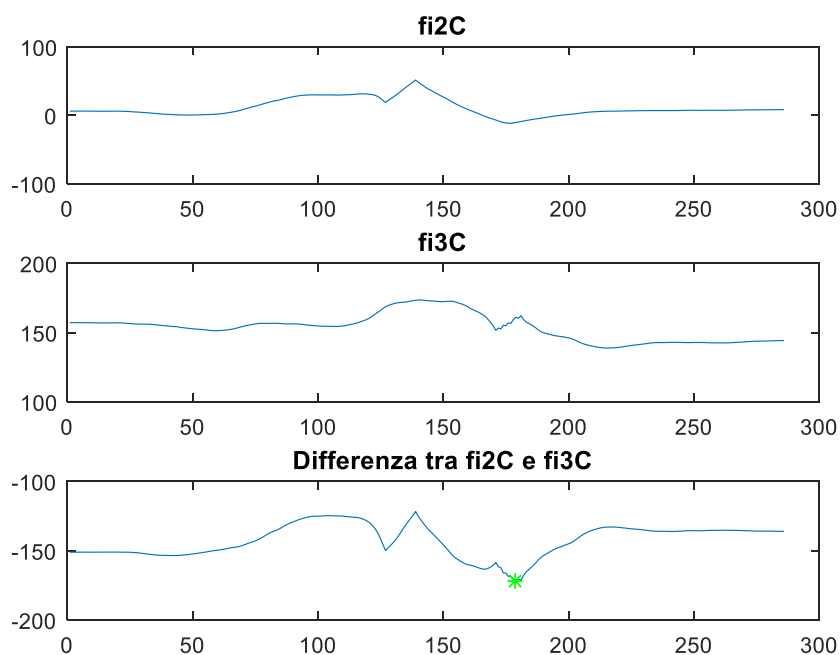


Figura 52 _ Task 6, fi2C=angolo medio-laterale in C7; fi3C=angolo verticale in C7

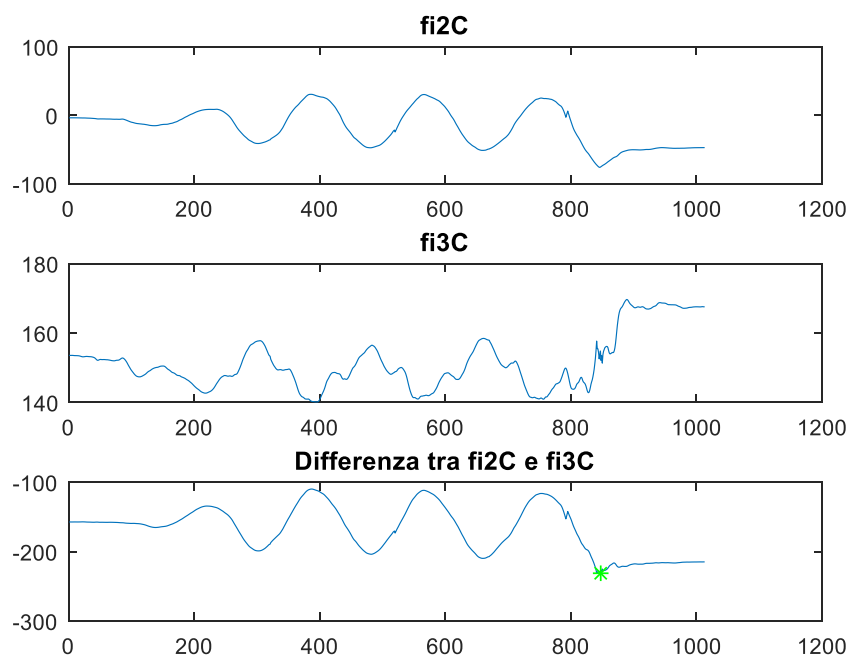


Figura 53 _ Task 6, fi2C=angolo medio-laterale in C7; fi3C=angolo verticale in C7

I grafici riportati in Figura 52 appartengono ad un soggetto caratterizzato da un punteggio totale ottenuto con il Trunk Control Test alto, e quindi da un buon controllo del tronco; al contrario i grafici in Figura 53 fanno riferimento ad un paziente con un basso punteggio della scala clinica, e quindi con una capacità di controllo del tronco non così buona.

L'angolo medio-laterale in Figura 52 parte da un valore molto vicino allo zero e mette in evidenza la presenza della rotazione eseguita dal soggetto tramite la presenza di un picco. Lo stesso angolo in Figura 53 invece sottolinea la presenza di tre tentativi messi in atto da parte del soggetto per eseguire la transizione posturale richiesta, per poi riuscire ad eseguire l'esercizio solamente al quarto tentativo. L'angolo di rotazione rispetto all'asse verticale invece nel primo caso parte da un valore molto vicino a 150° e tende a non discostarsi troppo da questo valore nella parte finale; nel secondo caso invece vengono messi nuovamente in evidenza i tre tentativi del paziente prima di riuscire ad effettuare il movimento richiesto.

Nel corso di questa transizione posturale, l'asse medio-laterale passa da una posizione parallela al letto su cui si trova il paziente, ad una

verticale, perpendicolare quindi rispetto al letto, e rivolta verso il basso; l'asse verticale invece continua ad assumere la stessa posizione iniziale nel corso dell'intero task motorio.

Il parametro di interesse in questo caso è rappresentato dal valore minimo della differenza tra gli angoli assunti dal segmento cervicale del paziente rispetto all'asse medio-laterale e a quello verticale. In Figura 52 esso si trova dopo circa 180 campioni, mentre in Figura 53 dopo circa 820 campioni; in entrambi i casi comunque esso è presente nell'intorno del momento in cui il soggetto ha portato a termine il suo movimento. È chiaro che il paziente che deve fare tre tentativi prima di riuscire a rotolare su un fianco impiegherà un intervallo di tempo maggiore per eseguire l'esercizio, ed è per questo che in Figura 53 l'istante di campionamento in corrispondenza del quale si può osservare il minimo è molto maggiore, ma la cosa più interessante consiste nel rendersi conto dell'aspetto comune appena illustrato che riguarda entrambi i pazienti, nonostante le significative differenze tra i due. La correlazione con la scala clinica non è però espressa in funzione dell'istante temporale in corrispondenza del quale si trova il valore minimo della differenza tra i due angoli, bensì in funzione del valore di questo minimo. Per comprendere ciò, risulta importante soffermarsi sulle caratteristiche dei due segnali ottenuti facendo la differenza tra i due angoli considerati: nel primo caso la differenza parte da circa -150 gradi, fino ad arrivare intorno a -170 gradi nella fase finale, sottolineando così la presenza di uno scostamento maggiore tra i due assi di circa 20 gradi alla fine. In Figura 53 invece viene messo in evidenza come un soggetto caratterizzato da un peggiore controllo del tronco parta con una differenza tra i due angoli non molto diversa da quella precedentemente descritta, mentre nella parte finale i valori assunti sono decisamente inferiori e arrivano addirittura a -220 gradi: quindi ci sono 70 gradi di differenza rispetto all'inizio del task e 50 gradi di differenza rispetto a una persona che si trova in condizioni migliori.

Le differenze messe in evidenza tra i due casi sono dovute al fatto che, in seguito alla transizione posturale, la persona caratterizzata da una buona mobilità rimane con il tratto cervicale in una posizione tale per cui l'asse verticale, che risulta essere in linea con il collo, tende a rimanere orizzontale, mentre l'asse medio-laterale rimane in una posizione verticale. Questo non stupisce, in quanto ricalca esattamente le modalità di svolgimento di questo esercizio che seguirebbe un soggetto sano. La persona che presenta una mobilità peggiore invece, pur partendo all'incirca dalla stessa posizione confermata da un'analogha misura degli angoli, arriva ad assumere una posizione relativa in seguito alla transizione posturale tale per cui l'asse medio-laterale non è verticale in corrispondenza del segmento cervicale, ma risulta essere molto inclinato, proprio come se si fermasse con le spalle non in linea tra loro. In condizioni normali infatti una spalla dovrebbe essere appoggiata sul letto al termine della transizione posturale, e l'altra dovrebbe trovarsi in alto, ma nel caso di Figura 53 è come se il paziente eseguisse una rotazione tale per cui la spalla che dovrebbe rimanere in alto, in realtà si piega e continua a muoversi verso il letto, costringendo il paziente a rimanere in una posizione rannicchiata. Le persone caratterizzate da uno scarso controllo del tronco tendono quindi a risentire di una rotazione accentuata che porta le due spalle a non rimanere in linea verticalmente nel tratto cervicale; per chi invece sta meglio, risulta possibile fermare le spalle in linea l'una con l'altra.

Per quanto riguarda poi l'angolo misurato rispetto all'asse verticale, nel caso di Figura 52, nella parte finale i valori assunti non si discostano molto da quelli assunti nella parte iniziale; in Figura 53 invece in un primo tempo sembrerebbe ripetersi la stessa situazione appena descritta per la Figura 52, però non appena il paziente si rilassa ulteriormente, la sua posizione subisce un'ulteriore variazione: l'angolo di rotazione rispetto alla verticale assume valori superiori a 160 gradi, effettuando così un'ulteriore rotazione che porta il soggetto ad accasciarsi ancora di più. Questo succede in quanto la variazione ulteriore rispetto all'asse verticale produce come

conseguenza un'inclinazione del tronco ancora maggiore rispetto al letto.

Se il tronco fosse perfettamente un corpo rigido, in seguito alla rotazione richiesta dal task numero 6, l'asse medio-laterale assumerebbe una posizione verticale, mentre quello verticale rimarrebbe parallelo al letto: se infatti il collo viene mantenuto sollevato e la parte cervicale e quella lombare rimangono in linea, l'asse verticale rimane nella posizione di partenza. Questo è ciò che succede nel caso di Figura 52, in cui cioè il paziente è caratterizzato da un buon controllo del tronco; nel caso di Figura 53 invece gli assi non si mantengono in questa posizione relativa, ma l'inclinazione relativa tra i due segmenti subisce una variazione. Ciò significa che o il collo o la parte lombare, o entrambi, non sono in linea con la cervicale, per cui il paziente potrebbe abbandonare il collo da un lato oppure si potrebbe venire a creare un angolo relativo tra i segmenti lombare e cervicale della colonna vertebrale, senza escludere la possibilità che queste due cose possano verificarsi contemporaneamente.

La presenza di un valore minimo più elevato è indice del fatto che il soggetto effettua la rotazione in modo corretto, e al termine della transizione posturale la posizione assunta è simile a quella ideale di una persona sana; al contrario, la presenza di un valore minimo più basso sottolinea come, nonostante il rotolamento su un fianco possa essere portato a compimento, al termine dell'esercizio la colonna vertebrale si trovi in una posizione rannicchiata su se stessa.

Osservando i risultati in Tabella 25, è possibile notare come le migliori performance ottenute in seguito all'analisi di regressione lineare con combinazioni di 4 parametri è rappresentata dalla penultima combinazione presentata. Due dei parametri che sono stati considerati in questo caso sono già stati descritti in precedenza (il range della differenza di inclinazione tra l'angolo antero-posteriore e l'angolo verticale in L4 durante il task numero 4 e il valore minimo della differenza di inclinazione tra l'angolo medio-laterale e verticale in C7 nel corso del task numero 6. A questi si aggiungono poi altri due parametri: il valore minimo di cross-correlazione tra l'accelerazione

verticale in L4 e in C7 nel corso del task numero 1, e il valore massimo di cross-correlazione tra l'accelerazione verticale in L4 e in C7 in riferimento ai segnati acquisiti durante l'esecuzione del task numero 12. Il primo dei due parametri citati è stato già parzialmente descritto relativamente alla Figura 41, mentre la Tabella 21 mette in evidenza come esso sia caratterizzato da una correlazione positiva con la scala clinica. Se così stanno le cose, è necessario che il minimo assuma un valore alto per poter concludere che il paziente è caratterizzato da una buona capacità di controllo del tronco. La condizione per la quale il minimo sia altro si verifica nel momento in cui la correlazione tra i due segnali presi in considerazione rimane elevata, o comunque non scende mai al di sotto di un certo valore. In questo caso si fa riferimento all'accelerazione verticale, la quale subisce variazioni in presenza di qualunque tipo di oscillazione del paziente, indipendentemente dalla direzione in cui questa avviene. Pertanto, il valore minimo rimane alto se il segmento lombare e quello cervicale della colonna vertebrale oscillano sempre in maniera coerente, nella stessa direzione, quasi come se questi due segmenti corporei costituissero un blocco unico. Quindi i pazienti caratterizzati da un miglior controllo del tronco non presentano, o presentano in minima parte, un movimento relativo tra lombare e cervicale. Questo è ciò che si verifica nel caso di Figura 41, in cui il valore minimo abbastanza elevato porta a pensare alle buone condizioni del paziente da cui i segnali riportati nei grafici sono stati rilevati. Diverso è invece il discorso per gli andamenti riportati in Figura 54.

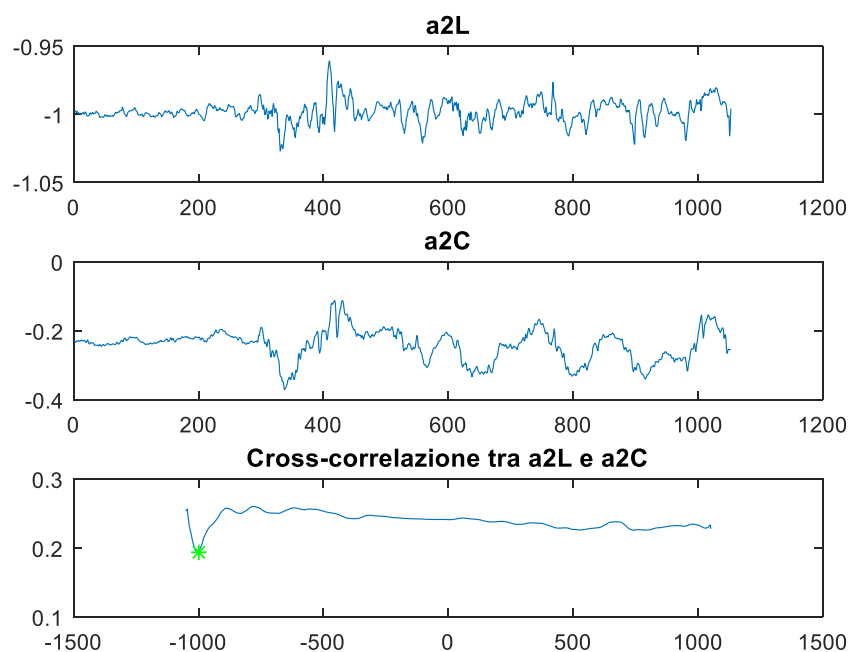


Figura 54 _ Task 1, a2L=accelerazione verticale in L4; a2C=accelerazione verticale in C7

Come si può notare osservando già i primi due segnali in Figura 54, il paziente in esame fa una fatica molto maggiore per mantenere stabile la sua posizione rispetto al paziente a cui si riferiscono i grafici in Figura 41: ciò viene dimostrato dalle numerose e più ampie oscillazioni qui presenti. Il movimento di spalle e schiena non presenta inoltre un andamento simile, tant'è vero che l'analisi di cross-correlazione mostra risultati che assumono valori inferiori rispetto a quelli di Figura 41. Anche lo stesso valore minimo, messo in evidenza tramite un asterisco verde, assume un valore significativamente minore rispetto a quello messo in risalto in Figura 41, sottolineando così come ad un valore minimo più basso corrisponda effettivamente in paziente che si trova ad essere in condizioni peggiori rispetto ad un altro che presenti un valore minimo maggiore. Ancora una volta quindi i grafici confermano quanto viene messo in luce dal coefficiente di correlazione.

Al quarto parametro considerato all'interno della migliore combinazione di quattro parametri è già stato fatto riferimento in Figura 46, e la Tabella 21 mette in evidenza una sua correlazione positiva con la scala clinica. L'interpretazione di questo parametro risulta del tutto

analoga a quella del parametro appena descritto: è vero che in questo caso si fa riferimento al valore massimo e non a quello medio come nel caso precedente, ed è vero che il task di riferimento non è lo stesso, ma i segnali di partenza sono sempre le accelerazioni verticali in L4 e in C7, e l'analisi che viene svolta tra questi rimane sempre la correlazione.

Il valore massimo della correlazione risulta essere alto se i segnali di partenza hanno un andamento sincrono, o per lo meno se esiste un lag temporale in corrispondenza del quale è verificato questo sincronismo. Un valore massimo elevato si presenta quando il segmento cervicale e quello lombare della colonna si muovono coerentemente nella stessa direzione anche quando il paziente tende a protendersi in avanti per raggiungere il bersaglio che è chiamato a toccare. Il paziente risulta essere quindi in condizioni migliori quando riesce a non dare vita a movimenti relativi tra i due segmenti corporei durante l'esecuzione del task motorio. A questo caso ideale si avvicina il paziente dal quale sono stati prelevati i segnali in Figura 46: dall'osservazione dei segnali si notano senza dubbio alcune differenze tra l'andamento dell'accelerazione verticale in L4 e in C7, eppure i valori assunti dalla cross-correlazione dimostrano come in realtà sia presente anche una buona parte di sincronismo tra i due. Diverso è invece il discorso per il paziente a cui è stato fatto riferimento per acquisire i segnali in Figura 55.

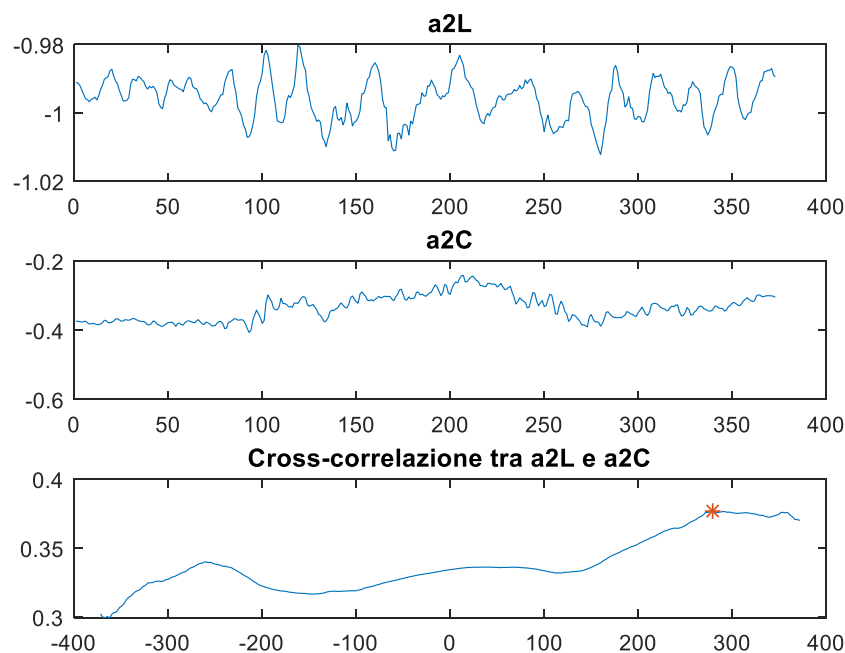


Figura 55 _ Task 12, a2L=accelerazione verticale in L4; a2C=accelerazione verticale in C7

Nel caso di Figura 55 le differenze tra i due segnali di accelerazione verticale sono molto più accentuate: il segnale acquisito a livello di L4 è sottoposto a continue oscillazioni, pur rimanendo all'incirca sempre intorno ad un valore pari a -1 e quindi assumendo in media una posizione verticale con il segmento lombare della colonna vertebrale. Il segmento cervicale invece risulta essere notevolmente più inclinato in avanti, come dimostrano i valori più bassi in valore assoluto assunti da questo segnale rispetto al precedente. Questo andamento subisce inoltre un leggero innalzamento nella parte centrale e quindi un'ulteriore inclinazione del segmento cervicale al quale non corrisponde però un movimento analogo nella zona lombare. Queste differenze fanno sì che tutti i valori ottenuti in seguito all'analisi di cross-correlazione a partire da questi due segnali, e in particolare il valore massimo, assumano un valore significativamente più basso rispetto a quello di Figura 46.

È evidente quindi come un soggetto con un miglior controllo del tronco sia caratterizzato da un valore massimo di cross-correlazione più alto, come nel primo caso descritto, mentre un paziente che si trova in condizioni peggiori riporti un valore più basso per lo stesso tipo di

parametro. Questo conferma quindi anche graficamente la presenza di una correlazione positiva testimoniata dai dati riportati in Tabella 21. Per quanto riguarda i risultati ottenuti attraverso l'analisi di regressione lineare a partire da combinazioni di cinque parametri, non è stato rilevato nessun risultato significativo, come dimostrano i dati riportati in Tabella 26.

Vale la pena sottolineare come i primi parametri descritti (considerati nelle combinazioni di uno o due parametri) presentassero un coefficiente di correlazione con la scala clinica molto maggiore rispetto agli ultimi a cui è stato fatto riferimento, come confermano i dati riportati in Tabella 21. Il valore minore della correlazione soprattutto per gli ultimi parametri che si sono aggiunti nella combinazione di quattro parametri che è stata considerata, sottolinea come questi aspetti risultino essere meno importanti. Non è detto quindi che mettendo insieme un numero maggiore di parametri per arrivare a predire i risultati della scala clinica, si ottenga per forza di cose un risultato migliore, anzi, le Tabelle 22-26 dimostrano che è possibile addirittura peggiorare la situazione. Osservando ogni parametro singolarmente, è più facile capire se un soggetto stia bene o male dal punto di vista del controllo del tronco, mentre mettendo insieme più parametri, il quadro che si viene a creare diventa più complicato, ed è difficile poi associare la performance misurata con quella osservata dal medico. Un singolo parametro infatti è facilmente associabile a qualcosa di interpretabile, mentre più parametri messi insieme implicano che debbano essere verificate una serie di condizioni contemporaneamente, e risulta difficile riuscire a tenerle tutte in considerazione nella maniera corretta. Il tutto poi aumenta ulteriormente la sua complessità a causa delle grandi differenze presenti tra i pazienti considerati, caratterizzati da problematiche di diverso livello e di conseguenza da esigenze diverse, pur essendo tutti pazienti mielolesi. Un modello così complesso non è quindi facilmente associabile ad un singolo soggetto, perciò il più delle volte è meglio costruire un modello semplice ma performante piuttosto che uno più complesso ma caratterizzato da performance più scarse.

5. CONCLUSIONE

Questo lavoro di tesi è stato sviluppato portando avanti degli obiettivi specifici: partendo dalla conoscenza della condizione patologica del paziente mieloleso e dal desiderio di poter stimare la sua capacità di controllo del tronco nel modo più oggettivo possibile, lo studio si è basato sull'utilizzo di sensori inerziali indossabili al fine di poter estrarre le informazioni desiderate. A partire dai segnali acquisiti attraverso questi dispositivi durante l'esecuzione dei task motori previsti dal Trunk Control Test, si è cercato innanzitutto di estrarre parametri significativi per la valutazione della prestazione motoria. A partire dai parametri estratti, sono state poi effettuate delle valutazioni relativamente alla loro ripetibilità ed alla correlazione con i punteggi assegnati dal medico attraverso la scala di valutazione clinica. Infine è stata portata avanti un'analisi di regressione lineare che ha permesso di valutare la possibilità di servirsi di un numero limitato di parametri e di un numero di task ridotto per stimare con sufficiente accuratezza il valore che avrebbe assegnato il medico tramite la scala clinica.

L'estrazione di parametri per la valutazione della capacità di controllo del tronco da parte dei pazienti affetti da lesioni midollari rappresenta il punto di partenza fondamentale dal quale possono svilupparsi le analisi successive: per questo risulta importante che essi siano accuratamente selezionati e valutati. Non è stata infatti casuale la scelta delle tipologie di parametri che sono stati estratti, ma al contrario si è scelto di basarsi su alcuni indici di variazione posturale, gli stessi peraltro che il medico è portato ad osservare nel tentativo di fornire un proprio giudizio circa le condizioni di salute del paziente.

La semplice estrazione dei parametri non è risultata sufficiente per poterli impiegare nelle valutazioni successive. Per questo è stato fondamentale poter procedere con l'analisi di test-retest reliability e con la valutazione della correlazione presente tra questi stessi parametri e i punteggi della scala clinica assegnati dal medico. Come

dimostrano le Tabelle 20 e 21, solo una piccola parte di tutti i parametri estratti può essere effettivamente considerata affidabile e sufficientemente correlata con la scala. Nessuno di questi due aspetti può essere trascurato: da un lato la reliability fa riferimento alla ripetibilità dei dati con cui si ha a che fare, nonché al tentativo di minimizzare il più possibile l'inevitabile variabilità da cui essi sono affetti a causa delle numerose differenze presenti tra tutti i pazienti presi in considerazione; dall'altro è presente invece la fondamentale relazione tra i valori dei parametri e i punteggi ottenuti dai soggetti in seguito all'esecuzione degli esercizi richiesti dal Trunk Control Test, scala clinica di riferimento fino ad oggi per poter trarre conclusioni sulla capacità di controllo del tronco da parte dei pazienti.

Una volta eseguite queste analisi è stato possibile procedere con un'analisi di regressione lineare, nel tentativo di capire se e in quale misura alcune combinazioni di parametri fossero in grado di predire in maniera accurata il punteggio assegnato al paziente da parte del medico durante l'esecuzione degli esercizi previsti dal Trunk Control Test. Le Tabelle 22-26 permettono di mettere in luce alcuni dei risultati ottenuti, sottolineando come non sia sempre possibile ottenere buone performance predittive a partire dai parametri estratti. A ciò si aggiunge la scoperta, contraria forse a quanto ci si potesse aspettare in un primo momento, di come l'aumentare del numero dei parametri considerati all'interno di una stessa combinazione non sia per forza indice di un miglioramento a livello dei risultati ottenuti. Eppure tutto ciò trova una valida spiegazione nel fatto che un numero maggiore di parametri non implica solamente la presenza di una quantità senza dubbio maggiore di informazioni, ma anche la formazione di un quadro più complesso, a partire dal quale risulta più difficile poter trarre conclusioni sulla condizione dei soggetti, anche alla luce della significativa varietà di caratteristiche proprie dei pazienti. La possibilità di fare affidamento su un numero inferiore di parametri nonché di task motori permetterebbe una notevole diminuzione delle tempistiche necessarie per poter giungere ad una conclusione circa le

capacità di controllo del tronco di un paziente, riducendo il tempo necessario per l'esecuzione degli esercizi, nonché quello adibito all'elaborazione dei segnali; eppure, sebbene alcune combinazioni possano essere considerate migliori di altre, le performance ottenute non permettono di allinearsi completamente con i punteggi assegnati dal clinico.

Alla luce di tutte le analisi eseguite e di tutti i risultati ottenuti, è possibile concludere che i sensori inerziali indossabili rappresentano effettivamente un valido strumento per la valutazione della capacità di controllo del tronco da parte di pazienti affetti da lesione midollare. È necessario però prestare una notevole attenzione alla tipologia di parametri che vengono estratti, nonché alle loro caratteristiche in termini di affidabilità e di correlazione con la scala clinica: nessuna informazione può essere considerata significativa senza che entrambe queste condizioni siano soddisfatte. Una volta accertata la presenza di queste caratteristiche, l'analisi di regressione lineare ha permesso di mettere in evidenza come non tutti i risultati ottenuti siano in grado di presentare buone performance. Le combinazioni di parametri caratterizzati dai risultati migliori permettono una migliore stima del punteggio della scala clinica pur non essendo in ogni caso in grado di ottenere una stima sufficientemente accurata della valutazione data dal medico sulla base della sua osservazione diretta.

BIBLIOGRAFIA

1. Silverthorn D. U. Fisiologia umana.
2. Aloisi A. M., Baldissera F., Bartoli E., Berlucchi G., Cavallari P., Dellacà R., Di Prampero P. E., Fadiga L., Ferraro L., Grassi B., Grassi F., Lenzi P., Miserocchi G., Mondola P., Negrini D., Perciavalle V., Porro c.a., Reggiani C., Sardo P., Tesio L., Vacca G., Zamboni G., Zocchi L. Fisiologia e biofisica medica.
3. Grune S. Anamnesis and clinical examination.
4. Hudon C., Fortin M., Soubhi H. Abbreviated guidelines for scoring the Cumulative Illness Rating Scale (CIRS) in family practise.
5. Hudon C., Fortin M., Vanasse A. Cumulative Illness Rating Scale was a reliable and valid index in a family practice context.
6. Roberts T. T., Leonard G. R., Cepela D. J. Classifications in brief: American Spinal Injury Association (ASIA) impairment scale.
7. Kirshblum S. C., Bums S. P., Biering-Sorensen F., Donovan W., Graves D. E., Jha A., Johansen M., Jones L., Krassioukov A., Mulcahey M., Schmidt-Read M., Waring W. International standards for neurological classification for spinal cord injury.
8. Van Middendorp J. J., Goss B., Urquhart S., Atresh S., Williams R. P., Schuets M. Diagnosis and prognosis of traumatic spinal cord injury.
9. Harvey L. A., Anderson K. D. The spinal cord independence measure.
10. Anderson K., Aito S., Atkins M., Biering-Soersen F., Charlifue S., Curt A., Ditunno J., Glass C., Marino R., Masrshall R., Mulcahey M. J., Post M., Savic G., Scivoletto G., Catz A. Functional recovery measures for spinal cord injury: an evidence-based review for clinical practice and research.
11. Jozefowski P., Kuciel-Lewandowska J., Paprocka-Boroxicz M. Clinimetrical scales in spinal cord lesion.
12. Atkinson D., Atkinson K., Kern M., Hale J., Feltz M., Graves D. E., Reliability of a thoracic-lumbar control scale for use in spinal cord injury research.
13. Quinzanos J., Villa A. R., Flores A. A., Perez R. Proposal and validation of a clinical trunk control test in individuals with spinal cord injury.
14. Cuesta-Vargas A. I., Galan-Mercant A., Williams J. M. The use of inertial sensors system for human motion analysis.
15. Tulipani L., Boocock M. G., Lomond K. V., El-Gohary M., Reid D. A., Henry S. M. Validation of an inertial sensor system for physical therapists to quantify movement coordination during functional tasks.
16. Fong D. T. P., Chan Y. Y. The use of wearable inertial motion sensors in human lower limb biomechanics studies: a systematic review.
17. Dud C., Salvia P., Lubansu A., Feipel V., Aminian K. A wearable inertial system to assess the cervical spine mobility: comparison with an optoelectronic-based motion capture evaluation.
18. Migueles J. H., Cadenas-Sanchez C., Ekelund U., Delisle Nystrom C., Mora-Gonzalez J., Lof M., Labayen I., Ruiz J. R.,

- Ortega F. B. Accelerometer data collection and processing criteria to assess physical activity and other outcomes: a systematic review and practical considerations.
19. Bonomi A. G., Goris A. H., Yin B., Westerterp K. R. Detection of type, duration, and intensity of physical activity using an accelerometer.
 20. Boerema S. T., Van Velsen L., Schaake L., Tonis T. M., Hermens H. J. Optimal sensor placement for measuring physical activity with a 3D accelerometer.
 21. Yang C. C., Hsu Y. L. A review of accelerometry-based wearable motion detectors for physical activity monitoring.
 22. Passaro V. M. N., Cuccovillo A., Vaiani L., De Carlo M., Campanella C. E. Gyroscope technology and applications: a review in the industrial perspective.
 23. Wagenaar R. C., Sapir I., Zhang Y., Markovic S., Vaina L. M., Little T. D. Continuous monitoring of functional activities using wearable, wireless gyroscope and accelerometer technology.
 24. Bonnet S., Heliot R. A magnetometer-based approach for studying human movements.
 25. Bhidayasiri R., Petchrutchatachart S., Pongthornseri R., Anan C., Dumnin S., Thanawattano C. Low-cost, 3-dimension, office-based inertial sensors for automated tremor assessment: technical development and experimental verification.
 26. Giggins O. M. Oonagh, Sweeney K. T., Caulfield B. Rehabilitation exercise assessment using inertial sensors: a cross-sectional analytical study.
 27. Yang S., Mohr C., Li Q. Ambulatory running speed estimation using an inertial sensor.
 28. Tunca C., Pehlivan N., Ak N., Salur G., Ersoy C. Inertial sensor-based robust gait analysis in non-hospital setting for neurological disorders.
 29. Ojeda L. V., Zaferiou A. M., Cain Stephen M., Vitali R.V., Davidson S. P., Stirling L. A., Perkins N. C. Estimating stair running performance using inertial sensors.
 30. Cutti A. G., Giovanardi A., Rocchi L., Davalli A., Sacchetti R. Ambulatory measurement of shoulder and elbow kinematics through inertial and magnetic sensors.
 31. Roldan-Jimenez C., Cuesta-Vargas A. I. Studying upper-limb kinematics using inertial sensors: a cross-sectional study.
 32. Montesinos L., Castaldo R., Pecchia L. Wearable inertial sensors for fall risk assessment and prediction in older adults: a systematic review and meta-analysis.
 33. Vicc L. Quaternions and rotations in 3-space: the algebra and its geometric interpretation.
 34. Dam E. B., Koch M., Lillholm M. Quaternions, interpolation and animation.
 35. Alavi S., Arseanult D., Whitehead A. Quaternion-based gesture recognition using wireless wearable motion capture sensors.
 36. Smith S. W. The scientist and engineer's guide to digital signal processing.

37. Wren T. A., Do K. P., Rethlefsen S. A., Healy B. Cross-correlation as a method for comparing dynamic electromyography signals during gait.
38. Wang R., Wang J., Yu H., Wei X., Yang C., Deng B. Power spectral density and coherence analysis of Alzheimer's EEG.
39. Duffy F. H., McAnulty G. B., McCreary M., Cuchural G. J., Komaroff A. L. EEG spectral coherence data distinguish chronic fatigue syndrome patients from healthy controls and depressed patients. A case control study.
40. Piccirillo G., Moscussi F., Persi A., Di Barba D., Pappadà M. A., Rossi P., Quaglione R., Nouven B. L., Barillà F., Casenghi M., Magri D. Intra-QT spectral coherence as a possible noninvasive marker of sustained ventricular tachycardia.
41. De Vet H. C., Terwee C. B., Knol D. L., Bouter L. M. When to use agreement versus reliability measures.
42. Weir J. P. Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the SEM.
43. Dingenen B., Barton C., Janssen T., Benoit A., Malliaras P. Test-retest reliability of two-dimensional video analysis during running.
44. Kao L. S., Green C. E. Analysis of variance: is there a difference in means and what does it mean?
45. Gogtay N. J., Thatte U. M. Principles of correlation analysis.
46. Mukaka M. M. Statistics corner: a guide to appropriate use of correlation coefficient in medical research.
47. Hauke J., Kossowski T. Comparison of values of Pearson's and Spearman's correlation coefficients on the same sets of data.
48. Rebekic A., Loncaric Z., Petrovic S., Maric S. Pearson's or Spearman's correlation coefficient. Which one to use?
49. Schneider A., Hommel G., Blettner M. Linear regression analysis.
50. Hair J. F., Sarstedt M., Hopkins L., Kuppelwieser V. G. Partial least squares structural equation modelling: an emerging tool in business research.
51. Marill K. A. Advanced statistics: linear regression, part II: multiple linear regression.
52. Aiken L. S., West S. G., Pitts S. C. Multiple linear regression.